

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**CATETER ESOFÁGICO PARA MEDIÇÃO DE
TEMPERATURA DURANTE PROCEDIMENTO DE
ABLAÇÃO CARDÍACA POR RÁDIOFREQUÊNCIA (RF)**

Rui Alves de Sousa

Brasília, Fevereiro de 2009

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**CATETER ESOFÁGICO PARA MEDIÇÃO DE
TEMPERATURA DURANTE PROCEDIMENTO DE
ABLAÇÃO CARDÍACA POR RÁDIOFREQUÊNCIA (RF)**

Rui Alves de Sousa

*Relatório submetido ao Departamento de Engenharia
Elétrica como requisito parcial para obtenção
do grau de Mestre em Engenharia Elétrica*

Banca Examinadora

Prof. Ícaro dos Santos, Ph.D. (ENE/UnB)
Orientador

Prof. Leonardo R. A. X. Menezes, Doutor
(ENE/UnB)
Examinador interno

Profa. Fátima Mrue, Doutora (FM/UFG)
Examinadora externa

Dedicatórias

Dedico este trabalho a Deus, que até aqui tem me ajudado, liberando porção de Sua sabedoria que é infinita e tem colocado as pessoas certas nos lugares certos ao tempo certo.

Rui Alves de Sousa

Agradecimentos

Agradeço à minha família, principalmente à minha esposa Cleide Neia que sempre esteve ao meu lado, oferecendo-me suporte. A meu irmão Hugo pelas contribuições. A minha cunhada Aline pela revisão. Ao meu orientador Ícaro que me fez entender que as coisas conseguidas com esforço e luta são mais proveitosas, ensinando-me a confiar em suas direções. Aos demais professores que participaram deste trabalho e aos técnicos da UNB pela ajuda despendida. Em especial ao Eng. Civil Leonardo Ryoza Katori que foi o primeiro a plantar a semente no solo fértil dos estudos na minha vida, investindo em mim e tornando-se um grande referencial em minha vida.

Rui Alves de Sousa

RESUMO

O trabalho visou abordar o problema de fístula atrio-esôfágica durante o procedimento de ablação por RF. Através de um modelo computacional em elementos finitos obtemos dados sobre o comportamento da temperatura ao longo da região entre átrio e esôfago e sua propagação durante o procedimento de ablação. Estes dados nos permitiram projetar o cateter esôfágico o que foi desenvolvido, este cateter tinha uma acurácia de 0,05 °C com $P < 0,05$ (ANOVA) variando de 25 °C a 75 °C. A busca por resultados mais acurados e precisos nos levou a desenvolver como complemento um equipamento para mensurar o tempo de relaxamento em tecidos. O equipamento desenvolvido obteve os seguintes resultados para agar gel: tempo de relaxamento de 4,69 segundos e difusividade térmica de $1,3679e-7 \pm 2,76e-9 m^2/s$, resultado 6 % divergente do cálculo teórico of $1,4559e-7 m^2/s$.

ABSTRACT

The atrial-esophageal fistula is a potentially fatal complication of radiofrequency cardiac ablation. We developed a finite element model in order to determine the behavior of temperature along the region between the atrium and esophagus during the ablation procedure. The results of the model were used in order to design, build and test an esophageal catheter. The catheter accuracy was 0,05 °C in the 25 °C - 75 °C range ($p < 0,05$). In addition, we developed an instrument to measure the thermal relaxation time of agar a commonly used substance for the study of ablation procedures. The results showed that its thermal relaxation time and thermal diffusivity was of 4,69 seconds and $1,3679e-7 \pm 2,76e-9 m^2/s$ respectively.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.1.1	ANATOMIA DO CORAÇÃO - O COMPLEXO ESTIMULANTE DO CORAÇÃO	2
1.1.2	O ESÔFAGO E O ÁTRIO ESQUERDO	3
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	4
1.3	OBJETIVOS DO PROJETO	4
1.4	APRESENTAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	5
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	7
2.1	INTRODUÇÃO	7
2.2	ABLAÇÃO	7
2.2.1	INDICAÇÕES DA ABLAÇÃO	8
2.3	ABLAÇÃO CARDÍACA	8
2.4	FÍSTULA ÁTRIO-ESOFÁGICA	10
3	SIMULAÇÃO DE ABLAÇÃO ÁTRIO-ESOFÁGICA COM FEM	11
3.1	INTRODUÇÃO	11
3.2	METODOLOGIA	11
3.2.1	O CATETER	13
3.2.2	A MODELAGEM DAS ESTRUTURAS DA EQUAÇÃO DE BIOTRANSFERÊNCIA DE CALOR	15
3.2.3	RESULTADOS	16
4	CATETER ESOFÁGICO	21
4.1	INTRODUÇÃO	21
4.2	O CATETER	21
4.3	A AQUISIÇÃO DE DADOS	23
4.4	INTERFACE GRÁFICA	23
4.5	CALIBRAÇÃO E RESULTADOS	24
5	EVIDÊNCIA EXPERIMENTAL DE CONDUÇÃO HIPERBÓLICA DE CALOR EM AGAR	27
5.1	INTRODUÇÃO	27
5.2	MODELAGEM E METODOLOGIA	27
5.3	MODELO EXPERIMENTAL	31
5.3.1	AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS DADOS	33

5.4	RESULTADOS	34
6	CONCLUSÕES	37
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	39

LISTA DE FIGURAS

1.1	Anatomia do coração.[6](Com adaptações)	2
1.2	Complexo estimulante do coração.[7](Com adaptações)	3
1.3	Vista Lateral do coração.[8](Com adaptações)	4
1.4	Corte transversal T8-T9.[8](Com adaptações)	5
3.1	Esquema em 2D da geometria do modelo.(mm)	12
3.2	Varição do σ x temperatura.	14
3.3	Condições de contorno para condutividade média DC.	15
3.4	Condições de contorno para equação de biotransferência de calor.	16
3.5	Resultado de ablação por RF após 900 segundos.....	17
3.6	Varição da temperatura em 900 segundos.....	18
3.7	Varição da tensão elétrica em 900 segundos.....	18
3.8	Localização dos termistores no modelo.....	19
3.9	Temperatura termistores x tempo.	19
4.1	Cateter esofágico.....	22
4.2	Cateter esofágico desenvolvido.	22
4.3	Placa de acondicionamento e amplificação de sinais.	23
4.4	Interface gráfica projetada.....	24
4.5	Curva de calibração típica.	25
5.1	Esquema do equipamento desenvolvido.	31
5.2	Detalhe do posicionamento dos termopares.	32
5.3	Curva original e sua curva ajustada por processo de fitting.	33
5.4	Mensuração das distâncias entre termopares na amostra de gel agar-agar.....	34

LISTA DE TABELAS

2.1	Número de complicações nos 755 pacientes do registro.	9
3.1	Parâmetros das estruturas no subdomínio da equação de condutividade média DC. ..	13
3.2	Parâmetros de contorno para condutividade média DC.	14
3.3	Parâmetros das estruturas no subdomínio da equação de biotransferência de calor. ...	15
3.4	Parâmetros de contorno da equação de biotransferência de calor.	16
3.5	Valores de temperatura ao longo do esôfago e átrio após 900 segundos.	19
4.1	Cores x temperatura no átrio e esôfago de 0 à 300 segundos.	25
5.1	Valores para função de ajuste de soma de senos.	34

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

A	Área	$[m^2]$
C_p	Calor específico a pressão constante	$[kJ/kg \cdot K]$
T	Temperatura	$[K]$
h	Coefficiente de transferência de calor	$[W/m^2 \cdot K]$
\dot{Q}, \dot{q}	Taxa de transferência de calor, taxa de transferência de calor por unidade de massa	$[W, W/kg]$
\dot{q}''	Fluxo de calor por unidade de área	$[J/m^2 \text{ ou } W/m^2]$
\vec{J}	Densidade de corrente	$[A/m^2]$
\vec{E}	Intensidade do campo elétrico	$[V/m]$
Q_m	Energia gerada por processos metabólicos	$[W/m^3]$
Q_e	Fonte de energia espacial	$[W/m^3]$
T_b	Temperatura do sangue	$[K]$
C_{pb}	Calor específico do sangue	$[kJ/kg \cdot K]$
w_b	perfusão do sangue	$[1/s]$
Q_j	Fonte de corrente	$[A/m^3]$
d	Espessura	$[m]$

Símbolos Gregos

α	Difusividade térmica	$[m^2/s]$
$\Delta = \nabla^2$	Laplaciano	$[\frac{\partial^2}{\partial x^2}, \frac{\partial^2}{\partial y^2}, \frac{\partial^2}{\partial z^2}]$
ρ	Densidade	$[kg/m^3]$
κ	Constante	
λ	Condutividade térmica	$[W/m \cdot K]$
τ	Tempo de relaxamento	$[s]$
ρ_b	Densidade do sangue	$[kg/m^3]$
σ	Condutividade elétrica	$[S/m]$
∇	Gradiente	$[\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z}]$
η	Coordenada perpendicular à superfície	$[x, y, z]$
ω	Frequência	$[Hz]$

Siglas

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
FEM	<i>Finite Element Method</i>
RF	Rádiofrequência

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

Os últimos quinze anos têm sido o cenário de procedimentos cirúrgicos pouco invasivos, como a Laparoscopia¹ e a Videolaparoscopia², que têm a vantagem de não realizar grandes incisões, as quais fragilizam o estado do paciente e aumentam o tempo necessário para sua recuperação, além de exporem-no a infecções.

Neste contexto, a ablação se insere como uma alternativa pouco invasiva visando o tratamento de taquicardia nodal atrio-ventricular, fibrilação atrial, palpitação atrial e taquicardia atrial, sendo utilizada há mais de dez anos[1].

A ablação cardíaca com cateter em rádiofrequência³ é realizada por meio da introdução de um cateter através da veia⁴(acesso comum) ou artéria⁵ femoral na perna[2, 3], utilizando a técnica de Seldinger⁶ modificada para punção venosa[4], subindo até o coração, chegando ao átrio direito e posteriormente ao átrio esquerdo. Guiado por meio de um fio guia e utilizando um aparelho de raios "x", o médico posiciona corretamente o cateter na região com arritmia ou taquicardia. O cateter é então ligado e gera calor através de ondas de RF (rádiofrequência), a região em foco é aquecida por efeito *Joule*⁷, em sua maioria por condução e menos por radiação, a temperaturas superiores a 50 °C, causando dano permanente aos tecidos atingidos e cessando a arritmia ou taquicardia[5].

¹Procedimento cirúrgico minimamente invasivo realizado sob efeito de anestesia, utilizada para diagnosticar alterações na superfície dos órgãos ginecológicos

²Técnica cirúrgica minimamente invasiva realizada por auxílio de uma endocâmera (vídeo) no abdomen (laparo). Para criar o espaço necessário as manobras cirúrgicas e adequada visualização das vísceras abdominais a cavidade peritoneal é insuflada com gás carbônico.

³RFCA - Rádio Frequency Catheter Ablation

⁴Vaso de transporte do sangue venoso de grande calibre, rico em gás carbônico- CO_2

⁵Vaso de transporte do sangue arterial de grande calibre, rico em oxigênio- O_2

⁶Técnica que permite a inserção de cateteres em veias e artérias, num ângulo de 45° em relação ao mesmo sentido do fluxo sangüíneo.

⁷Lei de Joule é uma lei física que expressa a relação entre o calor gerado e a corrente elétrica que percorre um condutor em determinado tempo.

1.1.1 Anatomia do coração - O complexo estimulante do coração

O átrio e o ventrículo trabalham juntos como uma bomba de cada lado do coração e o resultado dos seus movimentos faz parte da sequência comum de eventos no ciclo cardíaco. O complexo estimulante sino-atrial do coração⁸ consiste em células musculares cardíacas e fibras de condução altamente especializadas para os impulsos iniciais e conduzindo-os rapidamente através do coração. O tecido nodal inicia o batimento cardíaco e coordena as contrações das quatro câmaras do coração, Figura 1.1[6].

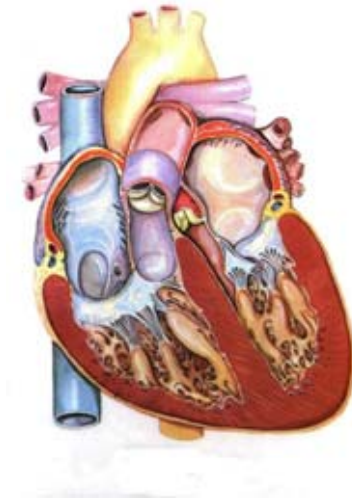


Figura 1.1: Anatomia do coração.[6](Com adaptações)

O nó sinovial⁹ está localizado ântero-lateralmente¹⁰ logo abaixo do epicárdio¹¹ na junção da veia cava superior e do átrio direito, próximo da extremidade superior do sulco terminal. O nó sinoatrial¹² é o **marcapasso natural do coração**, Figura 1.2[7]. O nó sinoatrial inicia e regula os impulsos para contração, emitindo um impulso aproximadamente 70 vezes por minuto na maioria das pessoas. O sinal de contração proveniente do nó sinoatrial espalha-se através da musculatura de ambos os átrios. O nó sinoatrial é suprido por ambas as divisões da parte autônoma do sistema nervoso através do plexo (nervo) cardíaco.

O nó atrioventricular é uma coleção menor de tecido nodal localizada na região pósterio-inferior do septo¹³ interatrial próximo do óstio¹⁴ do seio coronário. O sinal gerado pelo nó sinoatrial passa através das paredes do átrio direito, propagado pelo músculo cardíaco, que transmite o sinal rapidamente do nó sinoatrial para o nó atrioventricular. O nó atrioventricular então distribui o sinal para os ventrículos através do fascículo¹⁵ atrioventricular. O fascículo atrioventricular passa do nó

⁸Que coordena o ciclo cardíaco.

⁹Nó sinusal, Nó sinoatrial ou Nódulo de Keith e Flack

¹⁰Parte anterior e lateral.

¹¹Membrana que reveste a superfície externa do músculo cardíaco.

¹²Pequena coleção de tecido nodal, fibras musculares cardíacas especializadas e tecido conectivo fibroelástico associado

¹³Designação genérica de formação divisória de órgãos ou de cavidades.

¹⁴Designação genérica de abertura que dá acesso a órgão tubular, ou está situado entre duas cavidades corporais distintas.

¹⁵Termo genérico que designa pequeno feixe de fibras.

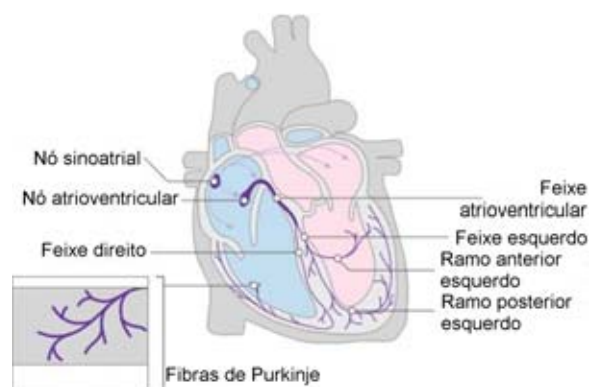


Figura 1.2: Complexo estimulante do coração.[7](Com adaptações)

atrioventricular através do esqueleto fibroso isolante do coração e ao longo da parte membranácea do septo¹⁶ interventricular. Na junção das partes membranáceas e muscular do septo, divide-se em ramos direito e esquerdo, estes prosseguem de cada lado do septo interventricular muscular, profundos ao endocárdio, e depois ramificam-se em ramos subendocárdicos (fibras de Purkinje), que se estendem nas paredes dos respectivos ventrículos.

1.1.2 O esôfago e o átrio esquerdo

O esôfago é um tubo fibromuscular que se estende da faringe até o estômago. Ele normalmente é achatado ântero-posteriormente¹⁷. Ele entra no mediastino¹⁸ superior entre a traquéia¹⁹ e a coluna vertebral, onde se situa anterior aos corpos das vértebras T1 à T4. Inicialmente, inclina-se para a esquerda mas é movido pelo arco da aorta para o plano mediano oposto à raiz do pulmão esquerdo. No mediastino superior, normalmente o esôfago localiza-se no profundo (medial) ao arco da aorta. O esôfago desce no mediastino posterior a partir do mediastino superior, passando posterior e à direita do arco da aorta e posterior ao pericárdio²⁰ e ao átrio esquerdo. Neste ponto temos a menor distância entre o átrio esquerdo e o esôfago, pois o átrio esquerdo, o esôfago e a aorta estão alinhados, com a aorta pressionando o esôfago contra a parede do átrio esquerdo. Inferior ao arco, o esôfago novamente inclina-se para a esquerda à medida que se aproxima e passa através do **hiato esofágico**²¹, situado no diafragma no nível da vértebra T10, anterior à aorta. O esôfago constitui o relacionamento posterior primário da base do coração, conforme ilustra a Figura 1.3[8].

¹⁶Designação genérica de formação divisória de órgãos ou de cavidades

¹⁷Que vai ou que está de diante para trás.

¹⁸Espaço, no tórax, compreendido entre o esterno, por diante, a coluna vertebral, por trás, a base do pescoço, por cima, o músculo diafragma, por baixo, e, de cada lado, uma das regiões pleuropulmonares, e no qual estão incluídos órgãos diversos.

¹⁹Tubo cartilaginoso e membranoso que se segue à laringe e que, ao seu término, se bifurca, originando os dois brônquios principais, direito e esquerdo; traquéia-artéria.

²⁰Saco externamente fibroso e internamente seroso, que reveste por fora o coração.

²¹Abertura existente no diafragma, e que permite a continuidade das porções torácica e abdominal do esôfago.

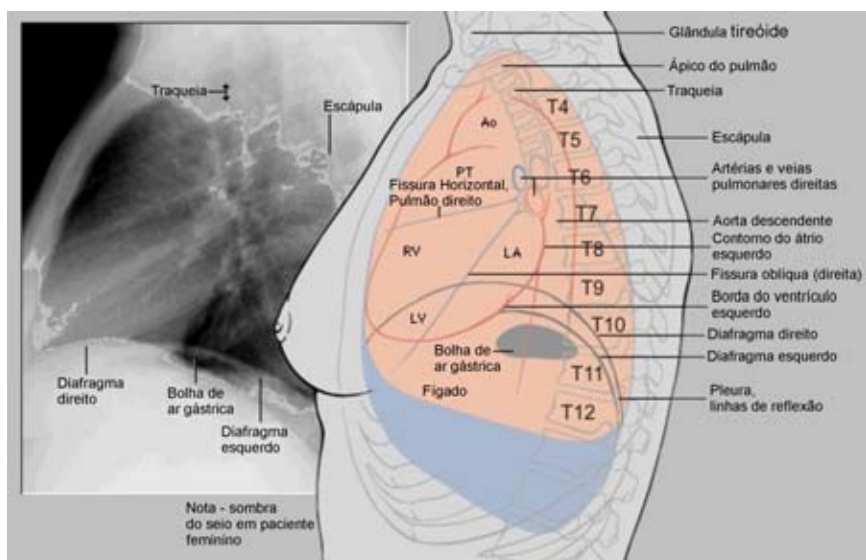


Figura 1.3: Vista Lateral do coração.[8](Com adaptações)

1.2 Definição do problema

O procedimento cirúrgico para taquicardia cardíaca por ablação com RF tem muitas vantagens assim como complicações. Cerca de 2 pacientes de 3960 submetidos ao procedimento no Brasil até 2005, sofreram um tipo de dano chamado de injúria esofágica[1]. A injúria esofágica trata-se da união por necrose dos tecidos entre o átrio esquerdo do coração e o esôfago, Figura 1.4[8], sendo de difícil diagnóstico e causando a morte do paciente por hemorragia interna, uma vez que o sangue é desviado diretamente para o estômago não sendo percebido pelo médico ou paciente. Este fenômeno tem sido objeto de estudo de vários autores[1, 5, 9, 10, 11, 12] quanto ao uso do procedimento de ablação com posições positivas e negativas.

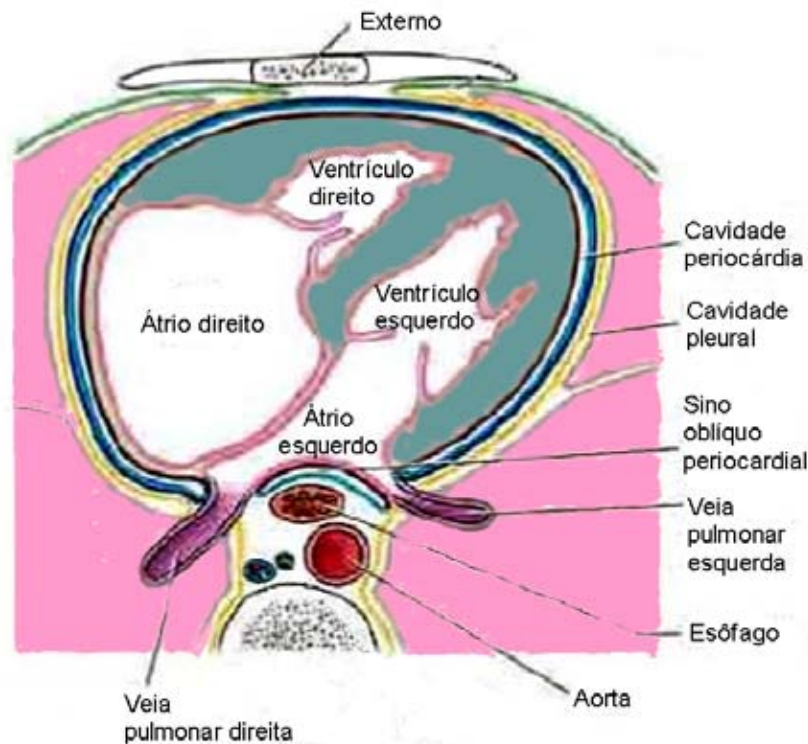
Pela localização das estruturas do átrio e esôfago não há possibilidade de monitoramento de temperatura na região entre o átrio e esôfago, havendo a necessidade de utilizar um cateter esofágico para monitorar a temperatura no esôfago, complementando o monitoramento da temperatura do cateter de ablação.

1.3 Objetivos do projeto

O projeto teve como objetivo geral elaborar um cateter que introduzido no esôfago durante o procedimento de ablação por RF, monitoraria a temperatura dentro do esôfago, evitando que a mesma chegasse a 50 °C entre o esôfago e o átrio, permitindo ao médico o correto ajuste da potência e do tempo da RF durante o procedimento.

O projeto teve como objetivos específicos:

- Criar um sistema utilizando elementos finitos para simular o procedimento de ablação e gerar resultados teóricos do comportamento da temperatura no esôfago ao longo do procedimento.



Seção transversal

Figura 1.4: Corte transversal T8-T9.[8](Com adaptações)

- Projetar um cateter que através de um computador mostrará a temperatura de 5 termistores em tempo real.
- Projetar, testar e analisar os circuitos necessários a amplificar e amostrar os sinais obtidos pelos termistores do cateter esofágico, avaliando seu desempenho como instrumento de medição.
- Realizar medições com o equipamento completo em ambiente simulado.
- Comparar os resultados simulados com os experimentais e verificar a eficácia do equipamento desenvolvido.
- Desenvolver um artefato visando obter o tempo de relaxamento em tecidos, permitindo melhorar a acurácia e eficiência em elementos finitos com tecidos e processos biológicos.

1.4 Apresentação da dissertação

No capítulo 2 é feita uma revisão bibliográfica sobre os problemas apontados por ablação cardíaca. Em seguida, os resultados experimentais obtidos no software de elementos finitos são discutidos no capítulo 3. O capítulo 4 descreve a metodologia empregada no desenvolvimento do

cateter e seus resultados. Apresentamos os resultados experimentais de condutividade térmica em gel agar-agar no capítulo 5, seguido das conclusões no capítulo 6.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 Introdução

O esôfago relaciona-se anatomicamente com o átrio esquerdo (AE) e a face posterior do ventrículo esquerdo. A menor distância existente entre a parede posterior do AE e o esôfago situa-se na porção média do AE[13], na altura das vértebras T8-T9.

2.2 Ablação

O estudo de ablação na medicina com os primeiros testes em animais teve início na década de 90. Um dos primeiros estudos sobre o assunto tratava sobre as implicações do procedimento de ablação, usando cobaias para verificar seus efeitos[5], sua contribuição foi evidenciar que temperaturas superiores a 50 °C causam danos irreversíveis nos tecidos atingidos.

Ablação é a destruição de tecido patológico por meios térmicos; para isso, são empregados princípios físicos com intuito de aquecer ou resfriar o tecido, com rádio frequência (RF), corrente elétrica, micro-ondas, laser, ultra-som e resfriamento criogênico¹.

As aplicações clínicas por métodos ablativos incluem tratamento de câncer (pulmão, fígado, cérebro, rim, próstata), hemorragia uterina, veias varicosas², hiperplasia³ prostática⁴ benigna e arritmia cardíaca [14].

Atualmente a ablação por RF é um método muito utilizado[1]. O aquecimento gerado pelo cateter atinge temperaturas entre 60 a 90 °C nos tecidos, com duração da aplicação variando de 15 a 60 segundos, energia (potência) máxima liberada entre 20 e 60 Watts e frequência de operação entre 460 e 550 kHz, promovendo morte celular devido a mudanças no pH sanguíneo,

¹A criogenia é um ramo da físico-química que estuda tecnologias para a produção de temperaturas muito baixas (abaixo de -150 °C, de -238 °F ou de 123 K), e o comportamento dos elementos e materiais nessas temperaturas sendo que a tecnologia usada explora os efeitos de transferência térmica entre um agente e o meio. É associado com a criobiologia, que é o estudo de baixas temperaturas em organismos.[<http://pt.wikipedia.org/wiki/Criogenia>].

²Relativo a varizes

³Aumento do desenvolvimento.

⁴Relativo a próstata.

na atividade metabólica e permeabilidade vascular [15]. Dependendo do tempo de exposição na faixa de aquecimento acima mencionada, pode-se observar coagulação de proteínas, vaporização de tecidos e carbonização dos mesmos[14, 16].

2.2.1 Indicações da ablação

A ablação por suas características, tem sua aplicação recomendada em:

- Palpitação taquicárdica, inclusive em crianças[17, 18, 19].
- Palpitação taquicárdica após a ablação por RF de taquicardia supraventricular[20, 21].
- Condução anterógrada de via anômala manifesta[17, 22].
- Vulnerabilidade atrial[23].
- Bradiarritmias⁵[24, 25].

Nestas doenças e demais arritmias a possibilidade de sucesso no tratamento com o uso de ablação tem mostrado-se eficaz[1].

2.3 Ablação Cardíaca

A ablação por cateter, utilizando RF como fonte de energia, transformou-se no procedimento eletivo para o tratamento de arritmias cardíacas (taquicardia regular por mecanismo discreto e fibrilação atrial) e algumas formas de taquicardia paroxística⁶ supraventricular, em particular as que resultam da presença de via anômala e as por re-entrada nodal[26, 27, 28, 29].

Entretanto, apesar do elevado índice de sucesso, alguns pacientes permanecem com queixas de palpitação após procedimentos considerados eficazes. Tal fato tem sido observado por alguns investigadores[30, 31] e sua ocorrência pode ser o resultado de vários tipos de transtornos do ritmo, incluindo recorrência da taquicardia que motivou a ablação e o surgimento de novas formas de arritmia. Em alguns casos, arritmias pré-existentes, supostamente assintomáticas, associadas àquelas responsáveis pela indicação da ablação, podem ressurgir sintomáticas[21].

Existem complicações relacionadas às técnicas atualmente disponíveis para o tratamento cirúrgico da fibrilação atrial (FA). Entre essas, merecem destaque: a fistula átrio-esofágica e a lesão de artérias coronárias. A fistula átrio-esofágica ocorre devido à perfuração do fundo do átrio esquerdo, local com proximidade com a parede anterior do esôfago. Esta intercorrência, embora rara, foi descrita por alguns autores[32, 33]. Mohr em estudo com 234 pacientes submetidos à ablação da FA por RF e operações associadas, relataram a ocorrência desta complicação em 3 (1,3 %) pacientes, necessitando de correção cirúrgica[32]. Em 1 dos pacientes ocorreu embolização⁷ de ar

⁵Bradiarritmia - Arritmias com Baixa Frequência Cardíaca (<60 bpm), Sustentada ou Temporária

⁶De início e final brusco

⁷Embolia - Afecção em que um vaso sanguíneo é obstruído por um coágulo de sangue, bolhas de ar, conglomerados de bactérias ou gotículas de gordura.

Tabela 2.1: Número de complicações nos 755 pacientes do registro.

Tipo de complicação	Número de complicações	Porcentagem (%)
Fístula átrio-esofágica	1	0,1
Lesão do nervo frênico	2	0,2
Estenose/oclusão das veias pulmonares	3	0,4
Acidentes anestésicos	3	0,4
Derrame pericárdico	7	0,9
Acidente vascular encefálico	8	1,0
Ataque isquêmico transitório	11	1,4
Hematomas ou hemorragias	18	2,3
Tamponamento cardíaco	29	3,8
Taquicardia atrial pós-ablação	29	3,8
Total	111	14,3

na circulação sangüínea, causando a ocorrência de acidente vascular cerebral isquêmico⁸, decorrente de embolia aérea, o que motivou o óbito deste paciente. Gillinov descreveu lesão esofágica durante ablação cirúrgica por RF no fundo do átrio esquerdo, o que também ocasionou a morte do paciente[34].

Doll buscou, identificar os possíveis fatores de riscos pré-operatórios, intra-operatórios e pós-operatórios para fistula átrio-esofágica. Infelizmente, os autores não conseguiram atingir seu objetivo, no entanto, recomendam especial atenção aos pacientes que apresentam súbita alteração neurológica pós-operatória, devido a íntima relação entre fistula átrio-esofágica e alteração no sistema nervoso autônomo[35].

Fenelon realizou, buscando delinear o perfil da ablação curativa de fibrilação atrial no Brasil, enviaram um formulário aos sócios da Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas, inquirindo sobre os dados de pacientes submetidos a ablação de FA entre setembro de 2005 e novembro de 2006. No período do registro foram realizadas 755 cirúrgicas de ablação, havendo 35 % dos pacientes necessitado de dois ou mais procedimentos. Houveram ainda 111 complicações (14,7 %) e 2 óbitos (0,26 %). Os autores apresentaram quadro com os números de complicações no período de 2005 a 2006[36], conforme apresentado Tabela 2.1⁹.

Existem manobras cirúrgicas que podem ser realizadas para reduzir o risco desta complicação, tais como a colocação de compressas no saco pericárdico posterior, para promover isolamento entre o esôfago e o fundo do átrio esquerdo nos procedimentos invasivos. Nos casos em que o ecocardiograma transesofágico estiver sendo utilizado, deve-se tracionar cranialmente o transdutor do ecocardiograma durante a ablação no fundo do átrio esquerdo[37].

⁸Isquemia - diminuição de suprimento arterial a um órgão ou região a níveis condicionantes de lesão tecidual ainda reversível.

⁹Fonte. Fenelon et al. Ablação da fibrilação atrial no Brasil: resultados do registro da Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas

2.4 Fístula átrio-esofágica

A fístula átrio-esofágica é uma morbidade de difícil diagnóstico e controle. A maioria das lesões são iatrogênicas¹⁰ e a crescente utilização de procedimentos endoscópios pode conduzir a uma maior incidência de fístula átrio-esofágica nos próximos anos. O diagnóstico preciso e o tratamento eficaz dependem do reconhecimento precoce dos aspectos clínicos e minuciosa interpretação das imagens. O resultado é determinado pela origem e localização da lesão, presença concomitante de patologia esofágica, tempo entre o aparecimento da fístula e o início do tratamento.

Quando a fístula átrio-esofágica ocorre, sua mortalidade pode chegar a 20 % e a demora no tratamento de mais de 24 horas após a lesão pode duplicar o risco de morte. A reparação cirúrgica é a melhor opção de tratamento para o manejo da fístula átrio-esofágica, uma vez que reduz a mortalidade entre 50 % a 70 % quando comparada a outras intervenções terapêuticas[38].

Como prevenção a ocorrência de fístula, o uso de termômetro, corretamente calibrado, correlacionando a temperatura entre o esôfago e o átrio esquerdo, tem sido uma alternativa viável e bem empregada[1].

¹⁰Iatrogenia - refere-se a um estado de doença, efeitos adversos ou complicações causadas por ou resultantes do tratamento médico.[<http://pt.wikipedia.org/wiki/Iatrogenia>]

Capítulo 3

Simulação de ablação átrio-esofágica com FEM

3.1 Introdução

Modelos computacionais que simulam a aplicação de ablação por RF, tem permitido prever os efeitos e programar os parâmetros ajustáveis dos equipamentos. O presente capítulo têm por interesse simular a aplicação de ablação por RF no átrio esquerdo na altura da vértebra T8-T9, onde há um estreitamento entre o átrio esquerdo e o esôfago. A pouca separação entre as estruturas tem sido objeto de estudos devido a um efeito colateral geralmente fatal chamado fístula esofágica. A fístula ocorre quando há necrose do tecido devido a temperaturas acima de $50\text{ }^{\circ}\text{C}$ (323,15 K) na parede do átrio esquerdo chegando ao esôfago, criando-se uma comunicação direta entre o coração e o esôfago. Com isto, o sangue é desviado para o estômago e a pessoa chega a óbito em poucas horas após o procedimento.

Este capítulo apresentará um modelo em elementos finitos (FEM) que representará o procedimento de ablação por RF no átrio esquerdo com o esôfago. O objetivo é analisar a distribuição das temperaturas dentro do esôfago, de acordo com as distâncias dos termistores apresentadas pelo cateter desenvolvido no capítulo 4. Permitindo correlacionar o efeito de transmissão de calor através das estruturas, principalmente onde não é possível obter a temperatura, ou seja na região entre o átrio e esôfago.

3.2 Metodologia

O modelo proposto é composto por 6 elementos: cateter, eletrodo, parede do átrio, gordura, parede do esôfago e saliva. Para a construção deste modelo foi utilizado como referência o modelo proposto por Berjano[11]. Berjano com propriedade abordou o tema de simulação de ablação abordando-o de forma prática, usando a equação de Pennes[39]. Ele aplicou e simulou os efeitos do calor no esôfago, evitando assim complicações advindas de excesso de temperaturas nestas estruturas, permitindo uma abordagem pré-cirúrgica de ajuste dos parâmetros dos equipamentos

e seus efeitos nestas estruturas.

As dimensões (mm) e as partes adotadas no modelo teórico são mostradas na Figura 3.1.

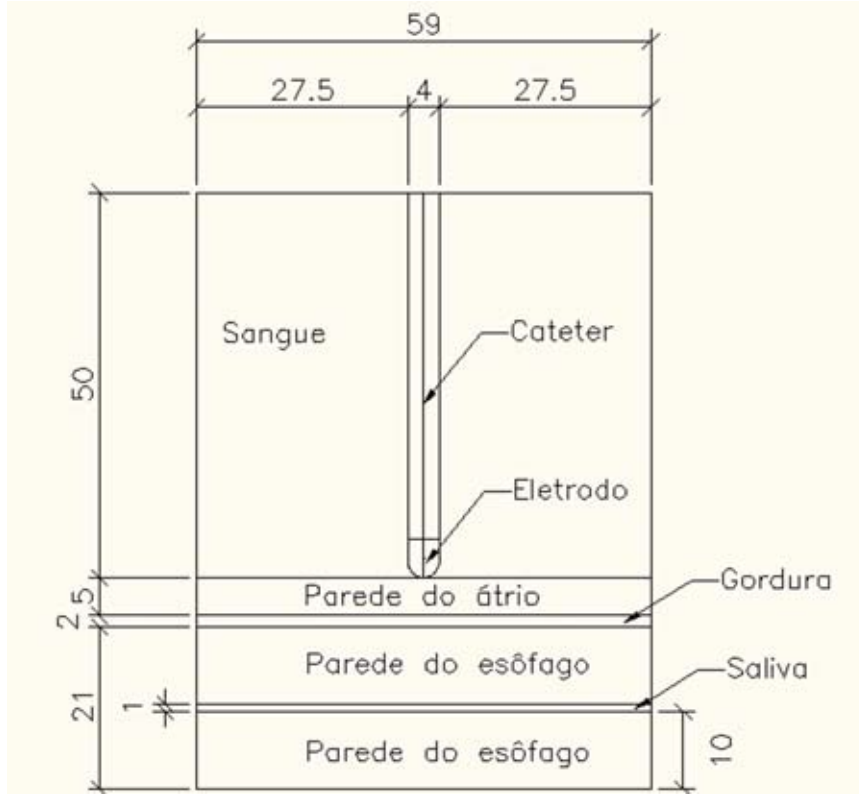


Figura 3.1: Esquema em 2D da geometria do modelo.(mm)

O modelo foi construído em 2 dimensões (2D) com *software* de elementos finitos, utilizando dois sistemas de equações:

A equação de biotransferência de calor (3.1) que é uma aproximação da equação de calor em tecidos definida por Pennes[39], que representa o metabolismo e a perfusão do sangue por uma fonte de calor.

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla^2 \lambda T + \vec{J} \cdot \vec{E} - \rho_b C_p w_b (T - T_b) + Q_m + Q_e \quad (3.1)$$

A Equação 3.2 da condutividade média DC, a qual é lei de Ohm (3.3) aplicada na equação de continuidade estacionária.

$$Q_{dc} = \frac{1}{\sigma} |\vec{J}|^2 = \frac{1}{\sigma} |\sigma \vec{E}|^2 = \sigma |\nabla V|^2 \quad (3.2)$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (3.3)$$

No modelo havia duas variáveis independentes, a temperatura (T) e tensão elétrica (V). O modelo tenta aproximar o comportamento do corpo humano quanto às variações de temperatura e

seus reflexos em todos os outros sistemas, como nossa constituição é basicamente água[40], temos um comportamento similar que é alterado por causa de sais e metais presentes nas células.

Portanto, as características de perfusão e condutividade elétrica variam muito conforme a temperatura se eleva. Isto é importante se levarmos em conta que o eletrodo do cateter gera calor devido à RF, podendo chegar a temperaturas de mais de 130 °C(403,15 K).

Se a temperatura aumentar rapidamente e mantiver-se acima de 100 °C(373,15 K), as células ao redor do cateter serão carbonizadas, passando a não mais transmitir calor e bloqueando a corrente, pois sua resistividade ($1/\sigma$) tende ao infinito e condutividade (σ) tende a zero, sendo inversamente proporcionais, conforme a Equação 3.3. Não atingindo o objetivo proposto que é irradiar calor para a maior área possível, atingindo a área alvo corretamente[5]. Devemos ainda ter em mente que vasos sanguíneos próximos à área ablação afetam o efeito térmico da ablação por RF[41].

O tempo de simulação foi estabelecido em 900 segundos, pois os procedimentos de ablação por RF levam de 10 a 15 minutos[1].

3.2.1 O cateter

O sistema típico de um cateter de ablação por RF utiliza uma potência entre 30 e 50 watts com uma frequência de onda entre 400 e 500 kHz. As temperaturas geradas em sua ponta (eletrodo de ablação) são de 60 à 90 °C(333,15 à 363,15 K), não ultrapassando os 105 °C(378,15 K)[42]. A criação deste dipolo é realizado por meio da ligação de um terminal terra (pólo terra) no paciente, geralmente externamente e na pele, próximo à região do coração nas costas do paciente. O outro pólo está dentro do átrio-esquerdo do paciente no eletrodo de ablação do cateter que gera o efeito *Joule* e permite a queima de regiões específicas do átrio e coração. Em geral, junto ao eletrodo de ablação há um termistor que informa a temperatura do eletrodo durante a sua operação. Visando complementar sua funcionalidade, pode-se utilizar ao longo do cateter eletrodos para monitorar o ECG¹ do paciente ao longo do procedimento para prevenir eventuais paradas cardíacas e verificar a redução de arritmias, sem interferir na temperatura do eletrodo na ponta do cateter.

O cateter modelado tem um diâmetro de 4 mm, valor obtido do produto da *SteeroCath*, modelo 2031L, marca *Boston Scientific*.

O efeito de ablação por RF do cateter foi realizado por meio da Equação 3.2. A Tabela 3.1 detalha os valores da condutividade elétrica adotados na simulação em seu subdomínio.

Tabela 3.1: Parâmetros das estruturas no subdomínio da equação de condutividade média DC.

Nome da estrutura	σ [S·m ⁻¹]
Cateter	1e-5
Eletrodo	4e6
Sangue, Saliva e Tecidos	$\sigma(T)$

Para modelar a variação da condutividade elétrica $\sigma(T)$ nos tecidos, utilizamos a Equação 3.4

¹Eletrocardiograma

com a temperatura variando de 37 °C(310,15 K) até 100 °C(378,15 K), onde temos um aumento linear da condutividade elétrica.

Após a temperatura de 100 °C(378,15 K) até 105 °C(383,15 K) ocorre a carbonização dos tecidos e há queda linear do σ para 0 (Equação 3.5), passando a não mais conduzir corrente e cessando o efeito *Jaule*, conforme a Figura 3.2.

$$\sigma(T) = 0,333 + (0,02(0,333(T - T_0))), 37 \leq T < 100 (^{\circ}C) \quad (3.4)$$

$$\sigma(T) = 0, T \geq 105 (^{\circ}C) \quad (3.5)$$

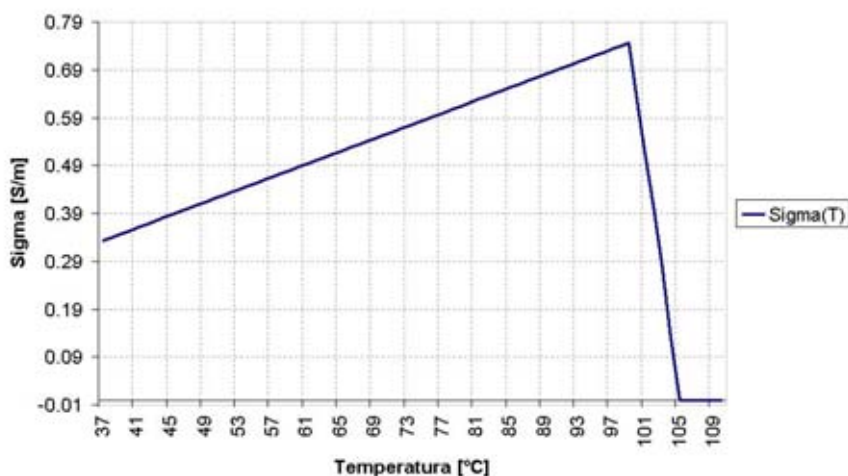


Figura 3.2: Variação do σ x temperatura.

Para as variáveis de contorno, Figura 3.3, foi definido: o terra no contorno externo (I); as paredes do átrio, esôfago, gordura, saliva e o corpo do cateter com condutividade(II); a tensão no eletrodo do cateter controlada pelo PI(III); e isolamento elétrico no contorno externo do cateter(IV), detalhado conforme a Tabela 3.2.

Tabela 3.2: Parâmetros de contorno para condutividade média DC.

Núm. estrutura	Terra	Continuidade	Pot. elétrico	Isol. elétrico
I	Sim	Não	0	Não
II	Não	Sim	0	Não
III	Não	Não	$V(T,t)$	Não
IV	Não	Não	0	Sim

O controle da tensão no domínio do eletrodo do cateter foi exercido por um controlador PI², onde o ponto de controle estava localizado à 2,5 mm da ponta do eletrodo (T11 na Figura 3.8). Na Equação 3.6, o kp é o controlador proporcional e o ki é o controlador integral. Definimos que

²Controle Proporcional e Intergral

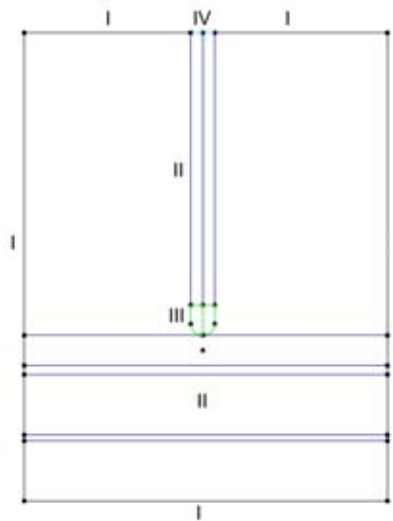


Figura 3.3: Condições de contorno para condutividade média DC.

o cateter deveria iniciar com uma tensão de 10 volts, a variável de controle seria a temperatura. A temperatura de controle do PI a ser atingida seria $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ ($333,15\text{ K}$), devendo o PI gerar os devidos ajustes na tensão.

$$V(T, t) = kp \cdot (T - T_{set}) + ki \cdot \int_0^t (T - T_{set}) dt \quad (3.6)$$

3.2.2 A modelagem das estruturas da equação de biotransferência de calor

O modelo desenvolvido teve como parâmetros a segregação em vários tecidos, como já mencionado, a Tabela 3.3 apresenta os valores utilizados para cada estrutura para o sistema de equação de biotransferência de calor, utilizados em seu subdomínio³. A modelagem do sangue foi considerada como gel agar-agar, não aparecendo na Figura 3.5.

Tabela 3.3: Parâmetros das estruturas no subdomínio da equação de biotransferência de calor.

Núm. estrutura	T_0 [$^{\circ}\text{C}$]	h [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}\text{K}^{-1}$]	T_{inf} [$^{\circ}\text{C}$]	Continuidade
1	37	0	0	Não
2	0	0	0	Sim
3	0	500	37	Não
4	0	500	37	Não
5	0	100	37	Não

Definimos as condições de contorno para a sistema de equação de biotransferência de calor

³ $37\text{ }^{\circ}\text{C} = 310,15\text{ K}$

conforme a Figura 3.4, seguindo o detalhamento das estruturas segundo suas características de acordo com a Tabela 3.4, com Q_e e Q_m nulos.

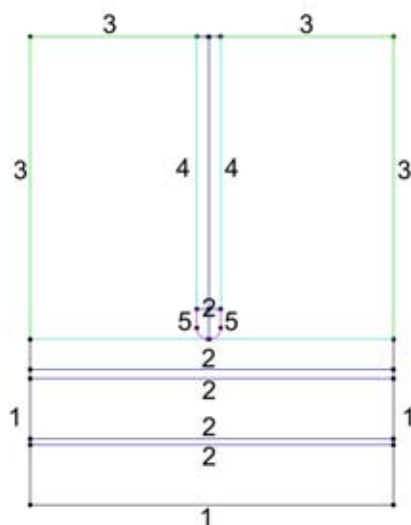


Figura 3.4: Condições de contorno para equação de biotransferência de calor.

Tabela 3.4: Parâmetros de contorno da equação de biotransferência de calor.

Estrutura	λ [$\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\text{K}^{-1}$]	ρ [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]	Cp [$\text{kJ}\cdot\text{kg}^{-1}\text{K}^{-1}$]	ρ_b [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]	Cp_b [$\text{kJ}\cdot\text{kg}^{-1}\text{K}^{-1}$]	w_b [s^{-1}]
Eletrodo	18	6540	840	0	0	0
Cateter	0,026	70	1045	0	0	0
Sangue	0,543	0	0	1000	4180	0,0064
Saliva(H_2O)	0,61	997,05	75,338	0	0	0
Parede do átrio	0,512	1060	3600	1000	4180	0,0064
Esôfago	0,512	1060	3600	1000	4180	0
Gordura	0,512	1060	3600	0	0	0

3.2.3 Resultados

A simulação deste modelo foi realizada em uma máquina com processador AMD Turion 64 bits X2 de 1.9 GHz de clock, sistema operacional de 64 bits e 3 GB de memória RAM, levando aproximadamente de 10 à 15 minutos para simular os eventos, evidenciando a complexidade do sistema em termos de variáveis independentes durante a solução das equações diferenciais da condutividade média DC e biotransferência de calor.

A Figura 3.5 mostra o resultado da simulação após os 15 minutos de aplicação de calor por ablação de RF. Vemos que a temperatura no ponto onde a ponta do eletrodo toca nos tecidos é

mais alta, dispersando o calor através do interior do átrio. Desta forma, a quantidade de calor que se irradia através da parede do átrio é suficiente para causar lesão permanente no tecido. Como quase não há gordura entre o átrio e o esôfago temos uma absorção quase uniforme do calor emanado pelo cateter, o átrio e o esôfago. Contudo, vemos que à medida que nos afastamos da linha central, temos um decaimento acentuado do calor.

Notamos que há uma intensificação da temperatura na parede do esôfago durante o procedimento, indicando possível lesão entre o átrio e esôfago, surgindo a fístula átrio-esofágica.

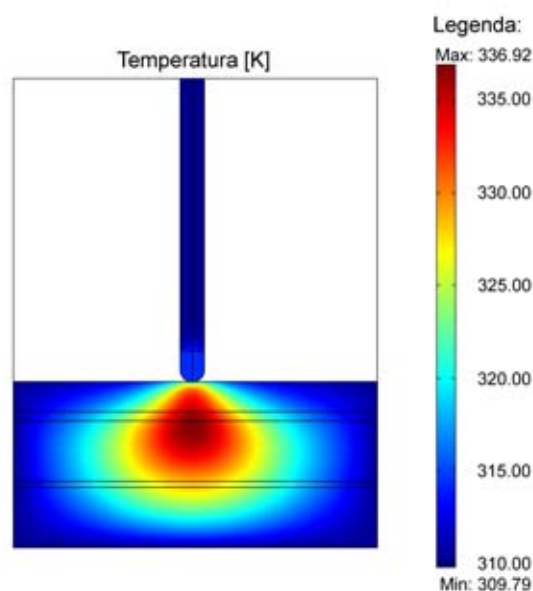


Figura 3.5: Resultado de ablação por RF após 900 segundos.

Para os valores de $kp=0,285$ e $ki=0,057$, temos a seguinte resposta da temperatura no modelo, como ilustra a Figura 3.6.

Como resposta em tensão temos a Figura 3.7, onde observamos um *overshoot* de tensão seguido por um tempo de assentamento na ordem de 300 segundos.

Os valores que buscamos estão relacionados aos termistores fixados a 5 mm de distâncias cada um, dentro do esôfago. O termistor central está no centro do alinhamento átrio e esôfago. A Figura 3.8, mostra a localização dos termistores no esôfago (T1 à T5), os pontos de interesse de temperatura entre o átrio e o esôfago (T6 à T10), o ponto de controle do PI (T11) e o ponto na ponta do eletrodo (Tc) que toca a parede do átrio.

Na Figura 3.9 temos os valores apresentados pelo cateter esofágico ao longo do tempo para cada termistor (T1 à T5).

Como resultado das simulações, temos os valores de referência do cateter no esôfago (T1 à T5) e o valor entre a parede externa do átrio e o esôfago (T6 à T10), sendo a distância entre ambas de 11,25 mm. A Tabela 3.5 apresenta os valores da temperatura após 900 segundos para vários pontos de interesse (T1 à T11).

O Capítulo 4 apresenta a evolução das temperaturas nos primeiros 300 segundos de simulação,

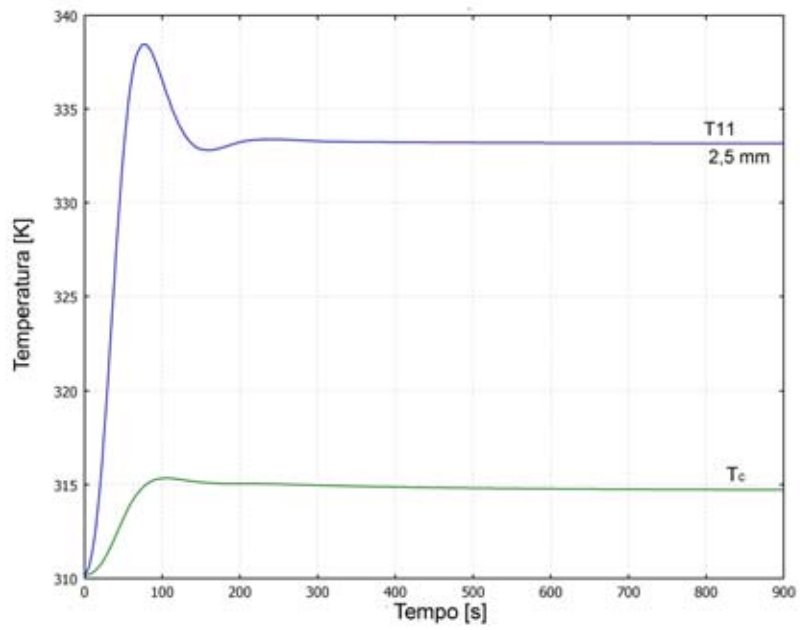


Figura 3.6: Variação da temperatura em 900 segundos.

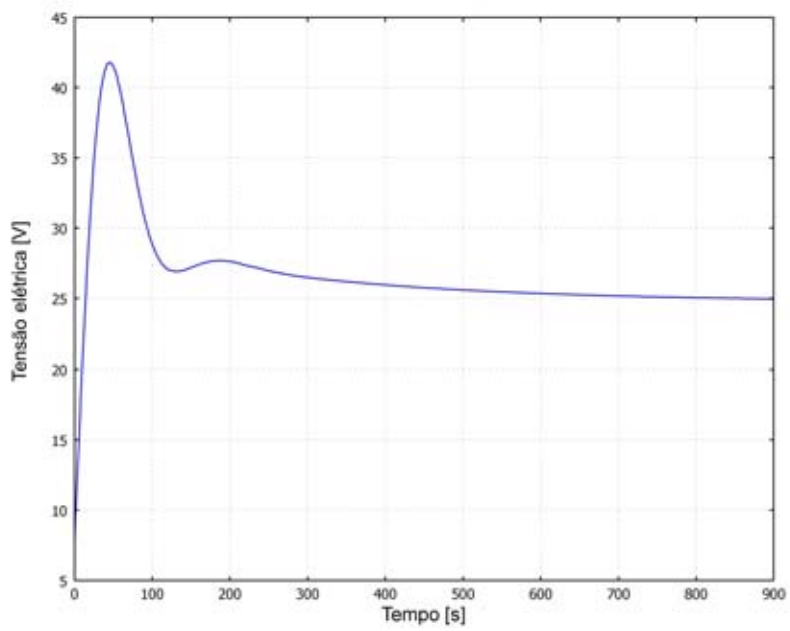


Figura 3.7: Variação da tensão elétrica em 900 segundos.

em intervalos de 15 e 30 segundos na Tabela 4.1.

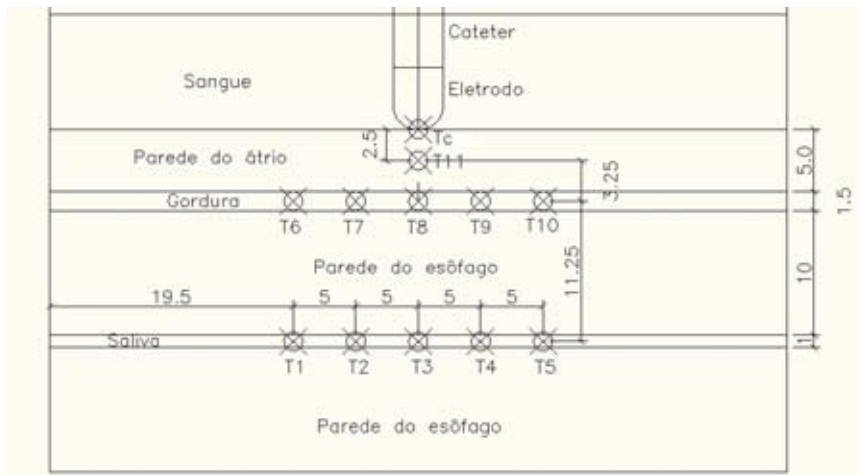


Figura 3.8: Localização dos termistores no modelo.

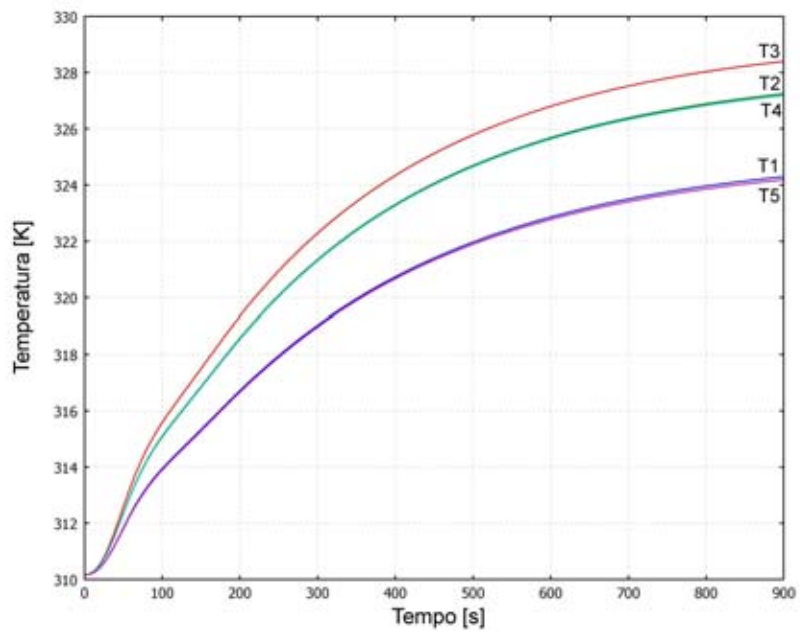


Figura 3.9: Temperatura termistores x tempo.

Tabela 3.5: Valores de temperatura ao longo do esôfago e átrio após 900 segundos.

Estrutura	0mm [°C]	5mm [°C]	10mm [°C]	15mm [°C]	20mm [°C]
Esôfago - saliva	(T1) 51,14	(T2) 54,09	(T3) 55,24	(T4) 54,03	(T5) 51,03
Esôfago - átrio	(T6) 51,11	(T7) 58,35	(T8) 63,21	(T9) 58,28	(T10) 51,08
Átrio (centro)	-	-	(T11) 60,01	-	-

Capítulo 4

Cateter esofágico

4.1 Introdução

O desenvolvimento de um cateter esofágico partiu da necessidade de se evitar o problema de fístula átrio-esofágica durante o procedimento de ablação cardíaca no átrio esquerdo. A metodologia adotada, assim como os procedimentos para validação do artefato, são descritos neste capítulo.

O cateter esofágico proposto foi composto por um tubo cirúrgico com 5 termistores tipo NTC em seu interior, uma placa de acondicionamento de sinais, com amplificador operacional, uma placa de quantização de 10 bits, uma placa USB para conexão com PC e um software para plotagem dos sinais adquiridos.

Ao final, obtivemos sucesso no desenvolvimento do artefato, com testes em ambiente controlado[43].

4.2 O Cateter

O cateter adotado deveria ser flexível e permitir reuso. Ao analisarmos os materiais disponíveis para o corpo do cateter, adotamos um cateter cirúrgico de polietileno reforçado com malha cruzada, com 1 m de comprimento e 4 mm de diâmetro; este cateter deveria suportar temperaturas de 25 °C a 100 °C e desinfecção com produtos de assepsia¹, sem perder suas propriedades físicas.

O uso de polietileno em aplicações biomédicas é bem difundido. Devido às suas propriedades físicas, que incluem a biocompatibilidade com tecidos, além de manter suas características mecânicas, sendo utilizados desde a década de 30 na medicina[44].

Dentro do cateter, utilizamos 5 termistores do tipo NTC com o tamanho de 1 mm. Os termistores adotados possuem:

- resposta rápida em torno de 0,1 segundo;
- excelente ciclo térmico e alta confiabilidade; e

¹Ausência completa de microorganismos patogênicos em um ambiente, com a finalidade de evitar a ocorrência de infecções.

- suportam temperaturas de $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $110\text{ }^{\circ}\text{C}$.

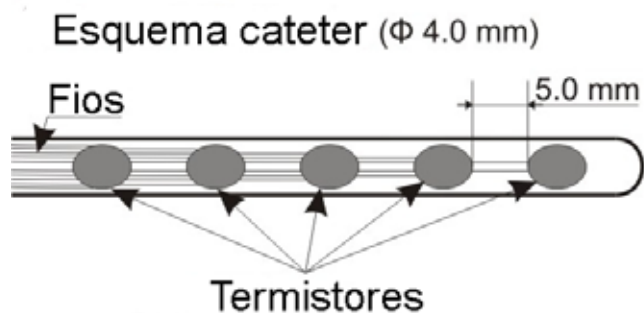


Figura 4.1: Cateter esofágico.

A área coberta pelos termistores foi de $2,5\text{ cm} \pm 0,25\text{ cm}$ na altura do átrio-esquerdo, envolvendo grande parte da área de contato entre o átrio e o esôfago. A Figura 4.1 mostra o esquema do cateter.

Para definição deste requisito, observamos outros trabalhos[9, 11, 12] onde percebemos a utilização de até 3 termistores, reduzindo a área coberta e aumentando a possibilidade de formação de lesão nos tecidos.

O cateter, após 1 m de seu comprimento, foi soldado a um tubo rígido ligado a um DB9². O esquema dos pinos utilizado foi o seguinte: dos pinos de 1 à 5 ligamos os termistores e no pino 9 o terra, este comum a todos os termistores.

A Figura 4.2 mostra o aspecto final do cateter desenvolvido, com detalhe para os termistores no interior do tubo de polietileno e o fechamento com resina na ponta do cateter esofágico.

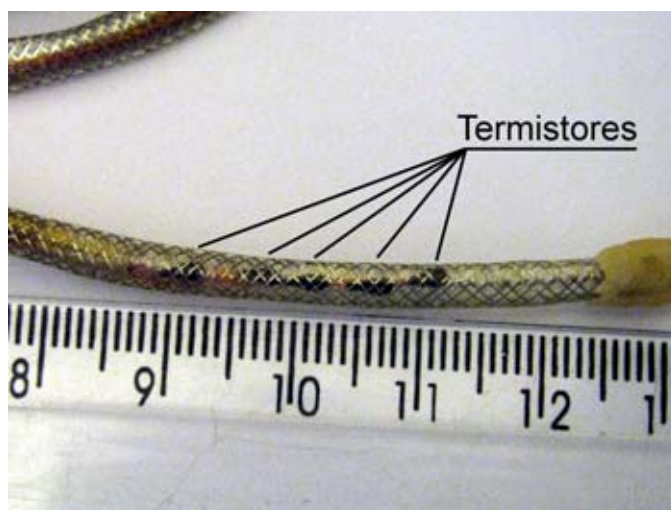


Figura 4.2: Cateter esofágico desenvolvido.

²Serial Communications D-Shell Connector, 9 Pins

4.3 A aquisição de dados

A aquisição de dados demandou o desenvolvimento de uma placa de circuito impresso que teria o papel de condicionar e amplificar os valores das resistências dos termistores. Cada termistor teve uma ponte de *Wheatstone*³, que condicionou o valor de resistência dos sinais (ohms) para tensão (volts). Em seguida, este sinal foi acoplado a um amplificador operacional de instrumentação que era o responsável por amplificar o sinal de entrada para valores de tensão de 0 a 4,5 volts. O amplificador operacional utilizado foi o INA326 do tipo SMD⁴. A Figura 4.3 mostra a placa criada com os componentes.



Figura 4.3: Placa de acondicionamento e amplificação de sinais.

Ligado à placa amplificadora, conectamos uma solução que integrava um microcontrolador com conexão USB⁵. A solução adotada foi da *DLP designer*, modelo DLP 2232 PB-G, uma placa de uso genérico com 8 canais de A/D, que possui código aberto, fornecendo DLLs⁶ para programação em várias linguagens diferentes, tais como C++, Visual C++, Visual Basic e outros.

A placa de aquisição em cada um de seus canais tem 10 bits de resolução gerando 2^{10} níveis, ou seja, 1024 níveis, o que se traduz para tensões de 0 a 4,5 volts em $4,4e-3$ volts/nível. A taxa máxima de amostragem suportada pelo hardware é de 32000 amostras por segundo, mas nós estabelecemos a taxa de amostragem necessária em 10 amostras por segundo.

4.4 Interface gráfica

A interação com o usuário requer atenção para que os comandos e as informações estejam visíveis e destacadas facilitando a operação do equipamento.

³A ponte de Wheatstone é um dispositivo elétrico usado como medidor de resistências elétricas. O circuito é composto por uma fonte de tensão, um galvanômetro e uma rede de quatro resistores, sendo três destes conhecidos. Para determinar a resistência do resistor desconhecido os outros três são ajustados e balanceados até que a corrente elétrica no galvanômetro caia a zero. [http://pt.wikipedia.org/wiki/Ponte_de_Wheatstone]

⁴Surface Mount Device

⁵Universal Serial Bus, conexão capaz de chegar a velocidades de até 480 Mb/s

⁶Dynamic Link Library - biblioteca de funções ou dados executáveis, geralmente utilizado para permitir a comunicação entre hardware e driver (computador)

Pensando nisto, optamos por desenvolver a interface gráfica na linguagem de programação Visual C++. Esta linguagem permite o transporte e instalação simplificados gerando ao final um arquivo executável, cabendo ao usuário a tarefa de instalar os arquivos da placa de aquisição USB. A interface gráfica utilizou o conceito de Janela de Diálogo, como em aplicativos windows. Assim, desenvolvemos um ambiente amigável e de fácil execução.

A janela do *software* é de fácil compreensão, mostrando os valores de cada termistor de forma gráfica para os últimos 10 minutos, o valor em tempo real com a média dos termistores e o tempo decorrido de monitoramento. A janela possuiu apenas os botões necessários a operações simples como iniciar, parar (podendo ser pausado e reiniciado), salvar e fechar. Os valores da temperatura variam de 25 °C a 65 °C. A Figura 4.4 mostra a tela desenvolvida.

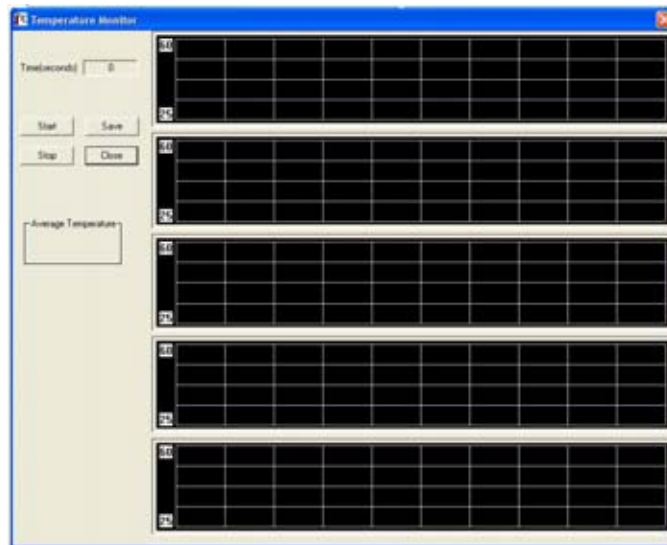


Figura 4.4: Interface gráfica projetada.

À medida que a temperatura no esôfago é alterada, as cores dos gráficos se alteram em três níveis diferentes: verde, amarelo e vermelho. Para definir estes valores de temperatura, usamos os dados obtidos no Capítulo 3 com simulação em elementos finitos, gerando a Tabela 4.1.

O software foi configurado para gravar até 10 horas de utilização, tempo que, se necessário, poderia ser alterado no código do software. O formato adotado para o arquivo de saída foi o CVS⁷, por ser lido facilmente no Excel ou Matlab. O arquivo era composto por 10 colunas com informações de temperatura e tensão de cada termistor.

4.5 Calibração e resultados

O processo de calibração do equipamento foi realizado em um banho térmico com temperaturas variando de 25 °C à 75 °C em conjunto com um termômetro de precisão 0,01 °C, com base nos valores de tensão oriundos do cateter e da temperatura marcada no termômetro de precisão, obtivemos dados para gerar uma tabela com os valores de temperatura de acordo com as tensões, gerando pontos de interpolação a cada 0,5 volts.

⁷Comma Values Separated

Tabela 4.1: Cores x temperatura no átrio e esôfago de 0 à 300 segundos.

Cor	Tempo(s)	T esôfago(°C)[K]	T átrio-esôfago(°C)[K]	T eletrodo(°C)[K]
Verde	0	37,00[310,15]	37,00[310,15]	37,00[310,15]
Verde	15	37,22[310,37]	37,94[311,09]	37,30[310,45]
Verde	30	37,92[311,07]	41,14[314,29]	38,21[311,36]
Amarelo	45	39,02[312,17]	46,36[319,51]	39,57[312,72]
Vermelho	60	40,19[313,34]	51,65[324,80]	40,86[314,01]
Vermelho	75	41,18[314,33]	55,37[328,52]	41,69[314,84]
Vermelho	90	41,98[315,13]	57,45[330,60]	42,10[315,25]
Vermelho	105	42,63[315,78]	58,30[331,45]	42,19[315,34]
Vermelho	120	43,21[316,36]	58,55[331,70]	42,14[315,29]
Vermelho	150	44,34[317,49]	58,70[331,85]	41,97[315,12]
Vermelho	180	45,47[318,62]	59,20[332,35]	41,91[315,06]
Vermelho	210	46,54[319,69]	59,87[333,02]	41,90[315,05]
Vermelho	240	47,49[320,64]	60,43[333,58]	41,89[315,04]
Vermelho	270	48,35[321,50]	60,85[334,00]	41,85[315,00]
Vermelho	300	49,13[322,28]	61,18[334,33]	41,82[314,97]

Os dados foram então validados utilizando a metodologia ANOVA⁸, onde obtivemos uma acurácia de 0,05 °C com $P < 0,05$. A Figura 4.5 mostra os resultados obtidos.

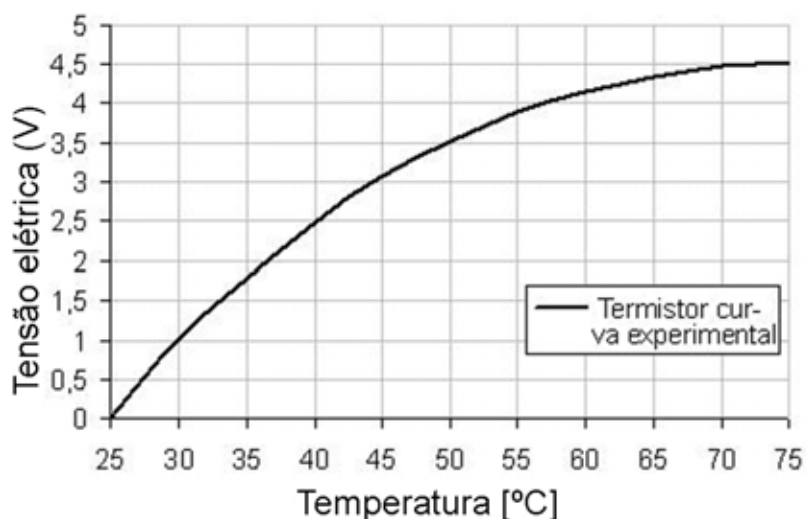


Figura 4.5: Curva de calibração típica.

⁸Análise de Variações (ANOVA) - Acrônimo de Analysis of Variance. Uma técnica estatística para análise de dados experimentais. Ela subdivide a variação total de um conjunto de dados em partes componentes, com sentido relacionado a fontes específicas de variação, a fim de testar uma hipótese sobre os parâmetros do modelo, ou para estimar componentes de variação. Há três modelos: fixa, aleatória e mista. [https://www2.neogrid.com.br/suporte/Help/pt_BR/glossario_ecs.htm]

Capítulo 5

Evidência experimental de condução hiperbólica de calor em agar

5.1 Introdução

As cirurgias de ablação em tecidos são dispendiosas e podem colocar em risco os pacientes submetidos a elas[1]. Portanto, para simular os procedimentos cirúrgicos e poder prever eventuais efeitos colaterais, como fístulas[10], queima de tecidos saudáveis[41] e não destruição dos tecidos problemáticos[1], adota-se a simulação utilizando modelagem por elementos finitos - FEM[45]. Infelizmente, a FEM é dependente de parâmetros e configurações, como modelos matemáticos de sistemas físicos, biológicos, químicos, de tecidos e órgãos.

A literatura tem tentado e tem gerado alguns trabalhos de modelagem matemática[46, 47] para sistemas biológicos, mas estes modelos são aproximações[48], algumas vezes, rústicas de estruturas e sistemas complexos que envolvem várias variáveis independentes, principalmente em sistemas biológicos, os quais são altamente dependentes da temperatura como fator de controle, alterando suas características e modificando o comportamento de estruturas e sistemas.

Como referência sabemos que a água como base dos sistemas biológicos é altamente variável com a temperatura, alterando suas propriedades físico-químicas conforme varia a temperatura[49].

Buscamos obter uma base de dados sobre difusividade térmica e tempo de relaxamento de tecidos e materiais conhecidos, desenvolvendo um equipamento capaz de mensurar estes valores a partir de amostras[50]. Os sistemas biológicos muitas vezes seguem a lei de Fourier para condutividade térmica, mas, em alguns casos, este modelo não se adequa, levando-nos a adotar o modelo de não Fourier. Nossos testes visam, a partir de amostras de gel agar-agar, demonstrar que a lei de não Fourier se aplica à água e logo à tecidos, uma vez que a água é o principal meio líquido da célula, presente em concentrações que variam entre 75 % e 85 %[40].

5.2 Modelagem e Metodologia

Em geral, a lei de Fourier é usada para representar o fluxo de energia atravessando as fronteiras de um sólido. Esse fluxo se dá por meio de uma equação diferencial de energia para condução de

calor e é obtida utilizando o limite da expressão quando o volume infinitesimal tende a zero, esta expressão em conjunto com as condições de contorno, representam o modelo matemático do processo de condução de calor no sólido.

A lei básica que governa a condução de calor, expressa em termos de quantidades macroscópicas, foi proposta por Fourier em 1811. A distribuição de temperatura em um material é considerada uma função da posição e do tempo, ou seja, $T(x, y, z, t)$. Fourier postulou que a taxa de transferência de calor por unidade de área da superfície é proporcional ao gradiente de temperatura normal à superfície, podendo ser expresso pela Equação 5.1.

$$\dot{q}'' = \frac{\dot{Q}}{A} = \frac{\partial T}{\partial \eta} \quad (5.1)$$

Onde η é a coordenada perpendicular à superfície através da qual calor é transferido e \dot{q}'' é a taxa de transferência de calor por unidade de área, denominado de *fluxo de calor* (W/m^2), sendo que um sinal de igualdade é obtido introduzindo-se a condutibilidade térmica do material, λ . A lei de Fourier torna-se a Equação 5.2[51].

$$\dot{q}'' = -\lambda \frac{\partial T}{\partial \eta} \quad (5.2)$$

O movimento da Equação 5.2 com conservação de energia é descrito pela Equação clássica do calor parabólico 5.3, onde $\alpha = \frac{\lambda}{\rho c}$ é a difusividade térmica, ρ é a densidade, c é a capacidade térmica e Δ é o Laplaciano. Esta equação fornece a solução das temperaturas implicando em uma velocidade infinita de propagação de calor.

$$\alpha \Delta T = \frac{\partial T}{\partial t} \quad (5.3)$$

Visando eliminar o paradoxo da equação 5.3 e que para alguns materiais a teoria de Fourier para condução de calor não tem sua acurácia bem descrita, os trabalhos de Cattaneo[52] e Vernotte[53] propuseram uma solução dependente do tempo para o modelo de relaxamento de fluxo de calor para sólidos, os quais, foram seguidos de outros trabalhos[54, 55, 56].

Entretanto, a modelagem do tempo de relaxamento pelo método de não Fourier é objeto de muita controvérsia quanto aos resultados e acurácia[55, 57], por ser difícil experimentalmente obter bons resultados.

No presente trabalho, propusemos obter os valores da condutibilidade térmica e tempo de relaxamento para gel agar-agar, utilizando a Teoria de não Fourier.

Tomando como base a teoria de não Fourier postulada por Cattaneo e Vernotte, temos a Equação 5.4.

$$\dot{q}'' + \tau_0 \frac{\partial \dot{q}''}{\partial t} = -\lambda \frac{\partial T}{\partial \eta} \quad (5.4)$$

A Equação 5.4 é obtida pela aplicação da fórmula de Taylor para séries infinitas, aproveitando-se apenas o primeiro e segundo termos da série e desprezando os demais termos, conforme a Equação

5.5. Este passo foi utilizado por Incropera et al.[58] para demonstrar a taxa de condução de calor perpendicular à superfície de controle.

$$f_{t+dt} = f(t) + \frac{\partial f(t)}{\partial t} dt \quad (5.5)$$

Aplicando o mesmo princípio da Equação 5.4, temos a Equação de transporte de calor hiperbólica 5.6.

$$\alpha \Delta T = \frac{\partial T}{\partial t} + \tau_0 \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} \quad (5.6)$$

Para podermos calcular os valores do tempo de relaxamento (τ) e difusividade térmica (α), nós devemos estabelecer as condições de contorno e os valores iniciais da equação diferencial. Estabelecemos então que o plano será semi-infinito e unidimensional para a transferência de calor hiperbólica, gerando a Equação 5.7.

$$\alpha \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{\partial T}{\partial t} + \tau_0 \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} \quad (5.7)$$

Definindo as condições iniciais de contorno para o lado inicial, Equação 5.8 e para o lado infinito, Equação 5.9.

$$T(x = 0, t) = T_m + (T_0 - T_m) \cos(\omega t); \quad (5.8)$$

$$T(x = \infty, t) = 0; \quad (5.9)$$

Temos a Equação 5.7 reduzida para a Equação 5.10.

$$\alpha \frac{\partial^2 (T - T_m)}{\partial x^2} = \frac{\partial (T - T_m)}{\partial t} + \tau_0 \frac{\partial^2 (T - T_m)}{\partial t^2} \quad (5.10)$$

Chamando $\Upsilon = (T - T_m)$ e utilizando o método da diferença de temperatura, a Equação 5.8 é escrita como a Equação 5.11, com Υ_0 sendo a amplitude de oscilação complexa.

$$\Upsilon(x = 0, t) = \Upsilon_0 \exp^{i\omega t}; \quad (5.11)$$

Se considerarmos a condição de contorno, Equação 5.9 na Equação 5.11 temos a Equação 5.12, onde $f(x)$ é a função que descreve o comportamento da temperatura no ambiente complexo.

$$\Upsilon(x, t) = f(x) \exp^{i\omega t}; \quad (5.12)$$

Assumindo a Equação 5.12, podemos reduzir a Equação diferencial 5.10 para a forma da Equação 5.16, conforme demonstram as Equações 5.13, 5.14 e 5.15.

$$\alpha \frac{\partial^2 f(x) \exp^{i\omega t}}{\partial x^2} = \frac{\partial f(x) \exp^{i\omega t}}{\partial t} + \tau_0 \frac{\partial^2 f(x) \exp^{i\omega t}}{\partial t^2} \quad (5.13)$$

$$\frac{\partial^2 f(x) \exp^{i\omega t}}{\partial x^2} = \frac{f(x)}{\alpha} i\omega \exp^{i\omega t} - \tau_0 \frac{f(x)}{\alpha} \omega^2 \exp^{i\omega t} \quad (5.14)$$

$$\frac{\partial^2 f(x)}{\partial x^2} = f(x) \left(\frac{i\omega}{\alpha} - \tau_0 \frac{\omega^2}{\alpha} \right) \quad (5.15)$$

$$\frac{\partial^2 f(x)}{\partial x^2} - f(x) \left(\frac{i\omega}{\alpha} - \frac{\tau\omega^2}{\alpha} \right) = 0; \quad (5.16)$$

Onde $f(x)$ tem a seguinte solução geral 5.17.

$$f(x) = C_1 \exp\left(-x\sqrt{\frac{i\omega}{\alpha} - \frac{\tau\omega^2}{\alpha}}\right) + C_2 \exp\left(x\sqrt{\frac{i\omega}{\alpha} - \frac{\tau\omega^2}{\alpha}}\right); \quad (5.17)$$

Substituindo $f(x)$, Equação 5.17, na Equação 5.12 por Υ_0 com a condição de contorno da Equação 5.9, temos a Equação 5.18.

$$\Upsilon(x, t) = \Upsilon_0 \exp\left(i\omega t - x\sqrt{\frac{i\omega}{\alpha} - \frac{\tau\omega^2}{\alpha}}\right); \quad (5.18)$$

Utilizando a parte real da solução temos a distribuição de temperaturas descrita na Equação 5.19,

$$\Upsilon(x, t) = \Upsilon_0 \exp\left(-x\sqrt{\frac{\omega\kappa}{2\alpha}}\right) \cos\left(\omega t - x\sqrt{\frac{\omega}{2\alpha\kappa}}\right); \quad (5.19)$$

onde $\kappa = \sqrt{(\tau\omega)^2 + 1} - \tau\omega$.

A taxa de amplitude é calculada pela Equação 5.20.

$$A = \exp\left(-x\sqrt{\frac{\omega\kappa}{2\alpha}}\right); \quad (5.20)$$

A diferença de fase é calculada pela Equação 5.21.

$$D = x\sqrt{\frac{\omega}{2\alpha\kappa}}; \quad (5.21)$$

A difusividade térmica (α) é dada pela Equação 5.22.

$$\alpha = \frac{\omega}{2} \left[\frac{x}{\ln A} \right]^2 \kappa = \frac{\omega}{2} \left[\frac{x}{D} \right]^2 \frac{1}{\kappa}; \quad (5.22)$$

A constante κ pode ser determinada pela Equação 5.23.

$$\kappa = \frac{\ln A}{D}; \quad (5.23)$$

O tempo de relaxamento (τ) é determinado a partir do valor de κ pela Equação 5.4.

$$\tau = [1 - \kappa^2] \frac{1}{2\omega\kappa}; \quad (5.24)$$

Se o limite de $\tau \rightarrow 0$, nós reduzimos a solução à condição para Fourier no plano semi-infinito médio com condição de contorno oscilatória, Equação 5.25.

$$\Upsilon(x, t) = \Upsilon_0 \exp\left(-x\sqrt{\frac{\omega}{2\alpha}}\right) \cos\left(\omega t - x\sqrt{\frac{\omega}{2\alpha}}\right); \quad (5.25)$$

5.3 Modelo experimental

Para realizar as mensurações de amplitude e fase, nós desenvolvemos um artefato constituído em quatro partes: quatro termopar, um computador com placa de aquisição de dados e software, um gerador de funções e uma caixa contendo gel agar-agar na concentração de 2,5 %, conforme ilustra a Figura 5.1, com as partes que a compõem descritas a seguir.

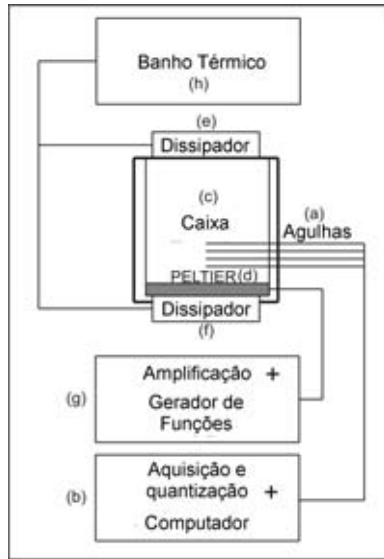


Figura 5.1: Esquema do equipamento desenvolvido.

Nós adotamos agulhas ,(a), com termopar de 26 gauges(26 gauge, MT-26/4, Physitemp, Clifton, NJ) para inserir no gel agar-agar visando mensurar as temperaturas ao longo do gel, as quais estariam com suas distâncias fixas ao longo do experimento.

A aquisição e processamento dos sinais de temperatura foi realizado por meio de uma placa de aquisição do tipo PCMCIA (DAQCard-6036E, National Instruments, Austin, TX) a qual estava ligada a um notebook. Esta placa, por sua vez, estava ligada a uma caixa de condicionamento de sinais (SC-2345, National Instrument, Austin, TX) que continha os circuitos de acoplamento dos termopar (NI SCC-TC Series Thermocouple Input, SCC-TC01, National Instrument, Austin, TX).

A placa de aquisição ,(b), foi configurada com uma taxa de amostragem de 10 Hz. A gravação e controle dos dados obtidos pela placa de aquisição foi realizada por meio do software Labview (National Instrument, Austin, TX).

A peça mais importante e complexa, foi a caixa,(c), que recebeu as amostras de gel agar-agar. Esta caixa deveria isolar a amostra em seu interior do ambiente externo, para que a temperatura externa não alterasse os experimentos.

A temperatura externa foi configurada conforme a temperatura ambiente do local do início do experimento, neste caso, em torno de 23 °C no dissipador no topo da caixa. A única fonte não constante de temperatura deveria ser o fundo da caixa, que estaria gerando uma onda de temperatura senoidal.

Para garantir estes requisitos, a caixa foi construída com seu exterior em alumínio, e suas paredes internas com acrílico transparente(polímero) por ter uma baixa transmissão de calor. O fundo interno da caixa foi construído com uma placa de alumínio envolvendo as placas de acrílico e uma peça de cobre na parte interna da caixa, aderido a placa de alumínio com resina epóxi condutora térmica. Esta configuração visava uma melhor distribuição da temperatura na amostra.

Entre a parede interna e externa adotamos lã de rocha ($\lambda = 0,08 [W \cdot m^{-1}K^{-1}]$) como isolante térmico da caixa. Como gerador do seno de temperatura utilizamos um dispositivo Peltier (Danvic Equipment, São Paulo, Brazil), (d), o qual foi acoplado embaixo da caixa junto à placa de alumínio. Para mensurar a temperatura no fundo caixa, da onda gerada, foi utilizado um quinto termopar (IT-18, Physitemp, Clifton, NJ), chamado T0 na Figura 5.2.



Figura 5.2: Detalhe do posicionamento dos termopares.

A temperatura dos dois dissipadores foi mantida constante com dois banhos térmicos que bombeavam água. O dissipador superior, (e), visava manter a temperatura ambiente inicial. O dissipador inferior, (f), foi ajustado para manter uma temperatura mais baixa no lado frio do elemento Peltier permitindo uma troca de calor eficaz e não forçando um aumento de consumo de corrente.

Na caixa, foram executados quatro furos com diâmetro de 0,762 mm e espaçamento de 4 mm entre cada um, em um lado da caixa, visando acomodar os quatro termopar T1 à T4, conforme a

Figura 5.2.

Para gerar a onda senoidal, utilizamos um gerador de funções (Agilent 33320A, Santa Clara, CA), (g), com período de 10 a 15 minutos e amplitude de 1,8 volts pico-a-pico, em conjunto com um amplificador operacional de potência, ligado ao elemento Peltier, resultando em uma onda senoidal de temperatura com período 900 segundos e 9 °C pico-a-pico, de acordo com medições em T0, conforme demonstra a Figura 5.2.

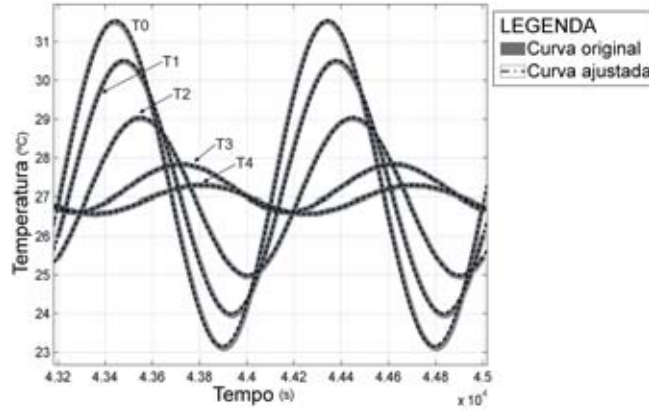


Figura 5.3: Curva original e sua curva ajustada por processo de fitting.

5.3.1 Aquisição e processamento dos dados

Os experimentos levavam em média 12 ± 2 horas, devido à presença do transiente de temperatura na amostra ser lento, levando pelo menos 10 horas para estabilizar a temperatura dentro da caixa, evitando mensuração imprecisas.

Os dados obtidos foram importados e tratados por *software* de análise matemática (Matlab, Mathworks, Natick, MA) e as ondas de temperaturas foram reconstruídas e ajustadas por processo de tratamento de sinais chamado *fitting*, utilizando aproximação por soma de senos de segunda ordem, conforme a Equação 5.26 e a Tabela 5.1 com valores típicos. A Figura 5.3 apresenta um resultado típico após 12 horas de experimento, com o sinal original e o sinal ajustado.

$$y(t) = a \cdot \text{sen}(b \cdot t + c) + d \cdot \text{sen}(e \cdot t + f) \quad (5.26)$$

Para efetuar os cálculos de α e τ , era necessário obter os valores das distâncias entre cada termopar. Após encerrar o experimento, retirávamos a amostra de gel agar-agar e a cortávamos em seu centro, utilizando tinta de marcação localizamos os pontos dos termopar ao longo da amostra de gel agar-agar, usando uma régua junto à amostra, conforme a Figura 5.4. Com esta imagem, utilizamos um *software* gráfico (ImageJ) que permite obter as distâncias com base em uma escala conhecida. O erro de escala foi de 0,5 mm e é procedente da utilização da régua como referência. Adquirimos assim as coordenadas dos pontos, permitindo-nos proceder aos cálculos destas distâncias.

Tabela 5.1: Valores para função de ajuste de soma de senos.

Nome	Valor	Função
a	(valor variável) [°C]	Amplitude do seno principal
b	6,98e-03 [Hz]	Frequência
c	(valor variável) [rad]	Fase
d	20 [°C]	<i>Off set</i> de temperatura
e	6e-13 [Hz]	Frequência
f	1,571 [rad]	Fase

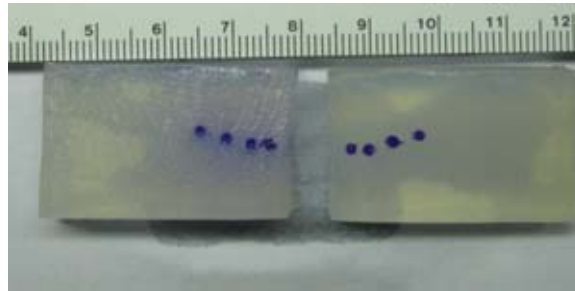


Figura 5.4: Mensuração das distâncias entre termopares na amostra de gel agar-agar.

Com os dados da amplitude e fase obtidos do *fitting*, nos campos **a** e **c** da Equação 5.26 e as distâncias(**d**) entre os termopar, podemos calcular o α , τ e κ .

O cálculo da constante κ foi realizado pegando-se os valores de amplitude de cada par de ondas e dividindo-se a segunda onda pela primeira temos o valor de **A** da Equação 5.20 e subtraindo os valores da fase da segunda onda pela primeira temos o valor de **D** da Equação 5.21. Com estes dados calculamos o valor de κ pela Equação 5.22, sendo esperados valores menores que 1, esta constante é independente do valor da distância entre os termopar, mas é extremamente sensível a variações na fase e amplitude dos sinais na obtenção de valores acurados.

O cálculo do tempo de relaxamento (τ) foi realizado diretamente pela Equação 5.24 com o valor de κ e ω , sendo τ independente do valor da distância entre os termopares.

Finalmente, o cálculo da difusividade térmica (α) utiliza o valor obtido de κ , ω e a distância (**d**) entre os termopar. Utilizando a Equação 5.22 o valor de α , permitiu-nos verificar e validar se os dados obtidos estão próximos ou distantes dos teóricos, guiando-nos na melhoria da acurácia e no rigor dos experimentos.

5.4 Resultados

Os resultados obtidos com os valores de κ e **d**, para a difusividade térmica (α) em gel agar-agar de $1,3679e-7 \pm 2,76e-9 \text{ m}^2/s$.

O valor teórico de $1,4559e-7 \text{ m}^2/s$ foi obtido através da Equação 5.27, onde λ é 0,6072, ρ é

997,03 e C_p é 4183.

$$\alpha = \frac{\lambda}{\rho C_p}; \quad (5.27)$$

Obtivemos uma diferença entre o valor teórico e o valor experimental para a difusividade térmica em agar-agar de 6 %.

O tempo de relaxamento (τ) para gel agar-agar obtido foi de 4,69 segundos, permitindo que este valor seja adotado em modelos computacionais em elementos finitos, utilizando a Equação de não Fourier 5.4, tornando-os mais realísticos e aderentes ao sistema biológicos.

Capítulo 6

Conclusões

Os objetivos desta dissertação foram: (I) desenvolver um modelo em elementos finitos para obter dados teóricos de ablação atrial; (II) desenvolver um cateter esofágico e seu *software* de monitoramento, usando os dados obtidos pelo modelo em elementos finitos; e (III) desenvolver um equipamento para obtenção do tempo de relaxamento térmico em tecidos, que permitisse evidenciar a equação de biotransferência de calor de não-Fourier.

A nossa modelagem em elementos finitos (FEM) da ablação por RF para torna-se mais realística levou em consideração a variação das estruturas de acordo com as alterações de temperatura, isto é a densidade, a condutividade e a perfusão. O nosso modelo então nos permitiu obter os valores de temperatura em diferentes pontos entre o átrio e esôfago, pois obter estas temperaturas não é possível em cirurgias onde o coração não esteja exposto. Desta forma, usando o modelo em FEM foi possível correlacionar a temperatura do eletrodo na parede do átrio e dentro do esôfago, em procedimentos não invasivos, como é o caso da ablação por RF. Atingindo assim nosso objetivo.

Para trabalhos futuros em FEM, devemos buscar outras formas de controle do eletrodo, uma vez que o controle proporcional e integral isoladamente não é suficiente para controlar o aquecimento do eletrodo, devido a perfusão do fluxo sanguíneo no interior do átrio. Devemos testar o algoritmo de ablação da "RITA *Medical Systems, Inc*" em que a condutividade elétrica do tecido é monitorada para evitar que atinja valores muito baixos. Outra melhoria é a utilização de modelos probabilísticos para estimar a área efetiva de ablação, levando em consideração a média e variância das características de cada estrutura e indivíduo.

O cateter desenvolvido atendeu às expectativas propostas, obtendo uma boa acurácia e tempo de resposta. O *software* era de fácil operação e manuseio. Os materiais empregados permitiam o reuso do cateter, pois sua localização no esôfago, a princípio, não entrando em contato com o sangue do paciente.

Para trabalhos futuros há a necessidade de validar o cateter esofágico desenvolvido durante o procedimento de ablação por RF, *in vivo*, primeiramente em animais e posteriormente em humanos com pequenas alterações na forma de transmissão dos sinais do cateter. Permitindo-nos comprovar sua eficácia neste procedimento, agregando informação ao médico e evitando problemas pós-cirúrgicos ao paciente.

Desenvolvemos um equipamento que permitiu obter o tempo de relaxamento de maneira confiável e com precisão usando como referência uma substância largamente usada em ablação, o gel agar-agar, com resultados aceitáveis para este tipo de experimento. O gel agar-agar por possuir as mesmas características da água possibilitando-nos comparar os valores tabelados da água de acordo com a variação da temperatura em suas propriedades físico-químicas. Fornecendo-nos os dados teóricos para que comparássemos com os resultados experimentais. Os resultados teóricos para difusividade térmica foram 6 % divergentes dos experimentais, gerando como ganho imediato o valor obtido de 4,69 segundos para o tempo de relaxamento de gel agar-agar, valor este que não existia na literatura.

Para trabalhos futuros é possível obter os valores de tempo de relaxamento para outros tecidos como coração, fígado, baço, rim, gordura, pulmão, músculos e outros. Estes valores permitiriam utilizar modelos mais completos e realísticos de sistemas biológicos, complementando os modelos de Fourier e não-Fourier para calor e a equação de Pennes para biotransferência de calor.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] SCANAVACCA, M. I.; SOSA, E. Ablação por cateter da fibrilação atrial: Técnicas e resultados. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 85, n. 4, p. 295–301, 2005.
- [2] SCANAVACCA, M. I. Diretrizes para avaliação e tratamento de pacientes com arritmias cardíacas. In: CARDÍACAS, S. B. de A. (Ed.). São Paulo: Arq. Bras. Cardiol., 2002. v. 79, n. 5, p. 1–50.
- [3] CRUZ, F. E. S. F. et al. O impacto da ablação com rádiofrequência como terapia das arritmias. *Rev Socerj*, v. 6, n. 4, p. 184–191, 1994.
- [4] VANHEUSDEN, L. M. S.; SANTORO, D. C. Estudo eletrofisiológico e ablação por cateter: o que a enfermagem precisa saber. *Esc. Anna Nery*, v. 11, n. 1, p. 1–8, 2007.
- [5] NATH, S. et al. Cellular electrophysiological effects of hyperthermia on isolated guinea pig papillary muscle. implications for catheter ablation. *Circulation*, v. 88, p. 1826–1831, 1993.
- [6] BIOLOGY, D. of A. S. (*Heart Anatomy*). [S.l.], 2008. <http://anatomy.otago.ac.nz>.
- [7] NURSING, D. of. (*Cardiac Conduction System*). [S.l.], 2008. <http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/conduction.php>.
- [8] PATRICK, C. C.; LYNCH, J.; JAFFE, C. C. (*Normal cardiothoracic imaging landmarks, lateral view*). [S.l.], 2006. http://info.med.yale.edu/intmed/cardio/imaging/anatomy/lateral_landmarks/index.html.
- [9] EICK, O. J.; BIERBAUM, D. Tissue temperature - controlled radiofrequency ablation. *PACE*, v. 26, p. 725–730, 2003.
- [10] PAPPONE, C.; AL et. Atrio-esophageal fistula as a complication of percutaneous transcatheter ablation of atrial fibrillation. *Circulation*, v. 109, p. 2724–2726, 2004.
- [11] HORNERO, F.; BERJANO, E. J. Esophageal temperature during radiofrequency-catheter ablation of left atrium: A three-dimensional computer modeling study. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, v. 17, p. 405–410, 2006.
- [12] RODRÍGUEZ, I. et al. Esophageal temperature monitoring during radiofrequency catheter ablation: experimental study based on an agar phantom model. *Physiological Measurement*, v. 28, p. 453–463, 2007.

- [13] GALLAGHER, J.; SMITH, W. M. Esophageal pacing: a diagnostic and therapeutic tool. *Circulation*, v. 65, p. 336, 1982.
- [14] WEBSTER, J. G. *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*. 2 ed. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, Inc., 2006. Chapter - Tissue ablation.
- [15] MILLER, M. W.; ZISKIN, M. C. Biological consequences of hyperthermia. *Ultrasound Med Biol*, v. 15, p. 707–722, 1989.
- [16] PANESCU, D. et al. Three-dimensional finite element analysis of current density and temperature distributions during radiofrequency ablation. *IEEE Trans Biomed Eng*, v. 42, p. 879–890, 1995.
- [17] PACHÓN-M, J.; PACHÓN-M, E. I.; KORMANN, D. S. *Eletrocardiograma: Normal e Patológico*. 7 ed. ed. [S.l.]: Rocca, 2001 - (Série InCor), 2001. Capítulo - Estudo Eletrofisiológico Transesofágico, contribuição ao diagnóstico das taquicardias.
- [18] HARTE, M. T.; TEO, K. K.; HORGAN, J. H. The diagnosis and management of supraventricular tachycardia by transesophageal cardiac stimulation and recording. *Chest*, v. 93, p. 339, 1988.
- [19] JRA, D. W. B.; DUNNIGAN, A. Transesophageal electrocardiography and cardiac pacing: State of the art. *Clinics in Perinatology*, v. 15, p. 619, 1988.
- [20] PACHÓN-M, J. C. *Estudo eletrofisiológico transesofágico - Contribuição ao diagnóstico e tratamento intervencionista das taquicardias supraventriculares através de ablação por radiofrequência*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo - São Paulo, Faculdade de Medicina, 1997.
- [21] HORTA, J. A. et al. Palpitações persistentes após ablação por cateter com radiofrequência. *Arq Bras Cardiol*, v. 68, n. 2, p. 103–106, 1997.
- [22] ANDRÉA, E. M. Avaliação de pré-excitação ventricular através da estimulação atrial transesofágica. *REBRAMPA*, v. 6, p. 35–43, 1993.
- [23] DELISE, P.; D'ESTE, D. *La Estimolazione Cardíaca Transesofagea*. 1 ed. ed. [S.l.]: Roma: CIC Ed. Internazionali, 1987. Stimolazione Transesofagea e Vulnerabilità Atriale. In: Disertori M, Marconi P (eds.).
- [24] SANTINI, M. Transesophageal pacing. *PACE*, v. 13, p. 1298, 1990.
- [25] MACIEL, W. A. *Cardioestimulação transesofágica*. Dissertação (Mestrado) — Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Centro de Ciências Médicas e Biológicas, 1987.
- [26] JACKMA, W. M. et al. Catheter ablation of accessory atrioventricular pathway (wolff-parkinson-white syndrome) by radiofrequency current. *N Engl J Med*, v. 324, p. 1605–1611.
- [27] CALKINS, H. et al. Diagnosis and cure of the wolff-parkinson-white syndrome or paroxysmal supraventricular tachycardias during a single electrophysiologic test. *N Engl J Med*, v. 324, p. 1612–1628.

- [28] HAISSAGUERRE, M. et al. Elimination of atrioventricular nodal reentrant tachycardia using discrete slow potentials to guide application of radiofrequency energy. *Circulation*, v. 85, p. 2162–2175.
- [29] JAZAYERI, M. R. et al. Selective transcatheter ablation of the fast and slow pathways using radiofrequency energy in patients with atrioventricular nodal reentrant tachycardia. *Circulation*, v. 85, p. 1318–1328.
- [30] MANN, D. E. et al. Palpitations occur frequently following radiofrequency catheter ablation for supraventricular tachycardia, but do not predict pathway recurrence. *PACE*, v. 16, n. 8, p. 1645–1649, 1993.
- [31] JORDAENS P. VERTOGEN, T. V. L. Prolonged monitoring for detection of symptomatic arrhythmias after slow pathway ablation in av nodal tachycardia. *Int J Cardiol*, v. 44, n. 1, p. 57–63, 1994.
- [32] MOHR, F. W. et al. Curative treatment of atrial fibrillation with intraoperative radiofrequency ablation: short-term and midterm results. *J Thorac Cardiovasc Surg*, v. 123, n. 5, p. 919–927, 2002.
- [33] SONMEZ, B. et al. A fatal complication due to radiofrequency ablation for atrial fibrillation: atrio-esophageal fistula. *Ann Thorac Surg*, v. 76, n. 1, p. 281–283, 2003.
- [34] GILLINOV, A. M.; PETTERSSON, G.; RICE, T. Esophageal injury during radiofrequency ablation for atrial fibrillation. *J Thorac Cardiovasc Surg*, v. 122, n. 6, p. 1239–1240, 2001.
- [35] NICOLAS, D. et al. Esophageal perforation during left atrial radiofrequency ablation: is the risk too high? *J Thorac Cardiovasc Surg*, v. 125, p. 836–842.
- [36] FENELON, G. et al. Ablação da fibrilação atrial no brasil: resultados do registro da sociedade brasileira de arritmias cardíacas. In: CARDÍACAS, S. B. de A. (Ed.). São Paulo: Arq. Bras. Cardiol., 2007. v. 89, n. 5.
- [37] FILHO, C. A. C. A. et al. Tratamento cirúrgico da fibrilação atrial. *Braz J Cardiovasc Surg*, v. 20, n. 2, p. 167–173, 2005.
- [38] BA, C. J. B. et al. Tratamento cirúrgico da fibrilação atrial. *The Annals of Thoracic Surgery*, v. 77, p. 1475–1483, 2004.
- [39] PENNES, H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm. *J. Appl. Physiol.*, v. 1, p. 93–122, 1948.
- [40] GUYTON, A. C. *Tratado de Fisiologia Médica*. 9 ed. ed. [S.l.]: GUANABARA KOOGAN, 2000. CAPÍTULO 2 - A Célula e seu Funcionamento, ORGANIZAÇÃO DA CÉLULA - p. 8.
- [41] MIGUEL, A. F. *Instrumento de medição do coeficiente de transferência de calor por convecção da artéria hepática e da veia porta*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, 2006.

- [42] BUCKLES, D. S.; WORNER, A. F. *Cardiac ablation system*. February, 5 2000. US Patent 6027500.
- [43] SOUSA, R. A.; SANTOS, I. dos; DAVILA, A. L. An instrument to measure the esophageal temperature during cardiac ablation. *XXVII CONCAPAN*, p. 1–3, 2007.
- [44] LAMBA, N. M. K. et al. *Polyurethanes in Biomedical Applications*. [S.l.]: CRC Press, 1997.
- [45] HAEMMERICH, D. et al. Hepatic bipolar radiofrequency ablation creates lesions close to blood vessels - a finite element study. *Medical Biological Eng. Comput.*, v. 41, p. 317–323, 2003.
- [46] EDELSTEIN-KESHET, L. *Mathematical Models in Biology*. [S.l.]: SIAM: Society for Industrial and Applied Mathematics, 2005.
- [47] HAEFNER, J. W. *Modeling Biological Systems: Principles and Applications*. 2 ed. ed. [S.l.]: Springer, 2005.
- [48] TUNGJITKUSOLMUN, S. *Finite element modeling of radiofrequency cardiac and hepatic ablation*. Tese (Doutorado) — University of Wisconsin - MADISON, Robotics Research Group, Department of Engineering Science, 2000.
- [49] WIKIPEDIA. (*Water, Chemical data*). [S.l.], 2008. <http://en.wikipedia.org/wiki/Water>.
- [50] SOUSA, R. A. et al. Experimental evidence of hyperbolic heat conduction in agar. *CBEB 2008 - 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, p. 1, 2008.
- [51] SCHMIDT, F. W.; HENDERSON, R. E.; WOLGEMUTH, C. H. *Introdução às Ciências Térmicas - Termodinâmica, Mecânica dos Fluidos e Transferência de Calor*. 2 ed. ed. [S.l.]: Edgard Blücher, 2001.
- [52] CATTANEO, C. Sur une forme de l'équation de la chaleur éliminant le paradoxe d'une propagation instantanée. *CR Acad Sci*, v. 247, p. 431–432, 1958.
- [53] VERNOTTE, P. Les paradoxes de la théorie continue de l'équation de la chaleur. *CR Acad Sci*, v. 246, p. 3154–3155, 1958.
- [54] TANG, D. W.; ARAKI, N. On non-fourier temperature wave and thermal relaxation time. *International Journal of Thermophysics*, v. 18, n. 2, p. 439–504.
- [55] ROETZEL, W.; PUTRA, N.; DAS, S. K. Experiment and analysis for non-fourier conduction in materials with non-homogeneous inner structure. *International Journal of Thermal Sciences*, v. 42, p. 541–552, 2002.
- [56] MOOSAIE, A. Non-fourier heat conduction in a finite medium with arbitrary source term and initial conditions. *Forsch Ingenieurwes*, v. 70, p. 163–169, 2007.
- [57] LOH, J. S. et al. Fast transient thermal analysis of fourier and non-fourier heat conduction. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, v. 50, p. 4400–4408, 2007.
- [58] INCROPERA, F. P. et al. *Fundamentals of Heat And Mass Transfer*. 6 ed. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons Inc, 2006. Chapter 2-Introduction to conduction, 2.3-The heat diffusion equation, p. 71.