



PROJETO DE GRADUAÇÃO

**Seleção de materiais para o desenvolvimento
de um cateter esofágico para medição de
pressão, temperatura e pH**

Por,
Gustavo Gomes de Paula

Brasília, 30 de Novembro de 2011.

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECANICA

PROJETO DE GRADUAÇÃO

Seleção de materiais para o desenvolvimento de um cateter esofágico para medição de pressão, temperatura e pH.

POR,

Gustavo Gomes de Paula

Relatório submetido como requisito parcial para obtenção
de grau de Engenheiro Mecânico.

Banca Examinadora

Profª. Palloma Vieira Muterlle, UnB/ ENM
(Orientador)

Prof. Hervaldo Sampaio Carvalho, UnB/ FM

Prof. Edson Paulo da Silva, UnB/ ENM

Profª. Suélia Rodrigues Fleury Rosa, UnB/ENE

Brasília, 30 de Novembro de 2011

RESUMO

O presente trabalho tem como objetivo selecionar materiais e sensores para um cateter esofágico para medição de temperatura, pressão e pH, onde mais especificamente a função de medição de temperatura se aplica no controle térmico da parede esofágica que é afetada durante procedimentos ablativos. Já as funções de medição de pH e pressão são voltadas para diagnosticar doenças esofágicas e gastroesofágicas. Para que o cateter exerça essas funções são apresentadas soluções em sensores medidores de pressão, temperatura e pH que se aplicam a cateteres no quesito de tamanho, precisão, estabilidade e funcionalidade.

ABSTRACT

The presented work has the subject of selecting material and sensors for an esophageal catheter, for the measuring of temperature, pressure and pH, where specifically the temperature measurement function is applied on temperature control of the esophageal wall, which is affected during ablative procedures. Since the functions of pH and pressure measurements have the object of diagnose esophageal and gastric esophageal ill. In order that the catheter performs such functions, some solutions in pressure, temperature and pH measurement sensors are presented, which are applied in catheters in the question of size, accuracy, stability and functionality.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2 O ESÔFAGO E O ÁTRIO ESQUERDO	1
1.3 O ESÔFAGO E AS DOENÇAS GÁSTRO-ESOFÁGICAS	2
1.4 DEFINIÇÕES DOS PROBLEMAS	3
1.5 OBJETIVOS DO PROJETO	4
1.6 APRESENTAÇÃO DO PROJETO DE GRADUAÇÃO.....	5
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	6
2.1 A ABLAÇÃO CARDÍACA	6
2.1.1 O COMPLEXO ESTIMULANTE DO CORAÇÃO	6
2.1.2 A ABLAÇÃO CARDÍACA	7
2.1.3 O PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO.....	7
2.1.4 INDICAÇÕES PARA A ABLAÇÃO	8
2.2 DOENÇAS ESOFÁGICAS E GASTROESOFÁGICAS.....	8
2.2.1 A ANATOMO-FISIOLOGIA DO ESÔFAGO	8
2.2.2 ALGUMAS DOENÇAS ASSOCIADAS A PROBLEMAS ESOFÁGICOS E GASTRO- ESOFÁGICOS	11
2.2.3 A IMPORTÂNCIA DA MANOMETRIA E DA PHMETRIA PROLONGADA NO TRATAMENTO DAS DOENÇAS ESOFÁGICAS E GASTRO-ESOFÁGICAS.....	13
2.3 DISPOSITIVOS PARA A MEDIÇÃO DE TEMPERATURA	13
2.3.1 IDENTIFICAÇÃO DO PROBLEMA	13
2.3.2 DISPOSITIVOS PARA A MEDIÇÃO DE TEMPERATURA.....	14
2.3.2.1 OS TERMISTORES	14
2.3.2.2 OS TERMOPARES.....	20
2.4. DISPOSITIVOS PARA MEDIÇÃO DE PRESSÃO	25
2.4.1 O SENSOR RESISTIVO.....	27
2.4.1.1 COMO MEDIR A PRESSÃO EXTERNA COM O SENSOR RESISTIVO	27
2.4.1.2 O TIPO DE CIRCUITO ELÉTRICO ITEGRADO AO SENSOR RESISTIVO.....	30
2.4.1.3 OS MATERIAS PARA O SENSOR RESISTIVO.....	31
2.4.2 OS SENSORES CAPACITIVOS.....	32
2.4.3 OS SENSORES PIEZOELÉTRICOS	33
2.4.3.1 PRINCÍPIO BÁSICO DE FUNCIONAMENTO	33
2.4.3.2 MATERIAIS PARA O SENSOR PIEZOELÉTRICO E ALGUMA CARACTERÍSTICAS IMPORTANTES.....	34
2.5 DISPOSITIVO PARA MEDIÇÃO DE pH	35
2.5.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO SENSOR DE pH.....	35
2.5.2 O CIRCUITO ELÉTRICO EQUIVALENTE E A INTERPRETAÇÃO DA VOLTAGEM INDUZIDA.....	38
3. DESENVOLVIMENTO DOS DISPOSITIVOS PARA CONFECÇÃO DO CATETER.	40
3.1 TIPOS DE GEOMETRIAS PARA O MOLDE DO CATETER.....	41

3.1.1 CONDIÇÕES INICIAIS PARA A ELABORAÇÃO DE ESBOÇOS DE POSSÍVEIS GEOMETRIAS DE MOLDES.....	41
3.1.2 DESENHO DE ESBOÇOS PARA O MOLDE DO CATETER.....	42
3.1.3 ESCOLHA DO TIPO DE MOLDE MAIS ADEQUADO PARA A APLICAÇÃO.....	44
3.2 SELEÇÃO DO MATERIAL PARA CONFECÇÃO DO CATETER.....	46
3.2.1 O CONCEITO DE BIOCOMPATIBILIDADE.....	46
3.2.2 DAS OPÇÕES DE MATERIAIS BIOCOMPATÍVEIS PARA CONFECÇÃO DO CATETER.....	47
4. SELEÇÃO DOS SENSORES PARA MEDIÇÃO DE TEMPERATURA, PRESSÃO E PH49	
4.1 SELEÇÃO DO SENSOR DE TEMPERATURA.....	49
4.2 SELEÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO.....	53
4.2.1 CRITÉRIOS DE SELEÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO.....	53
4.2.2 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS ADICIONAIS DOS SENSORES RESISTIVOS DA SÉRIE FSR.....	56
4.3 SELEÇÃO DO SENSOR DE PH.....	57
4.3.1 SELEÇÃO DO TIPO DE PAR DE ELETRODOS PARA O SENSOR DE PH.....	58
4.3.2 FORNECIMENTO DA SONDA DE PH.....	59
5. CONFECÇÃO DO CATETER ESOFÁGICO.....	63
5.1 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	63
5.1.1 CONFECÇÃO DO MOLDE DO CATETER.....	63
5.1.2 MATERIAL UTILIZADO PARA FABRICAÇÃO DO CATETER.....	65
5.1.3 O FORNO UTILIZADO.....	65
5.1.4 ETAPAS DE CONFECÇÃO DO CATETER.....	66
5.1.5 RECIPIENTE UTILIZADO PARA IMERSÃO DO MOLDE.....	67
5.2 RESULTADOS.....	68
5.2.1 APLICAÇÃO DA METODOLOGIA DE FABRICAÇÃO E OBTENÇÃO DE UM PROTOCOLO DE FABRICAÇÃO.....	68
5.2.1.1 PRIMEIRA TENTATIVA DE CONFECÇÃO.....	68
5.2.1.2 SEGUNDA TENTATIVA DE CONFECÇÃO.....	69
5.2.1.3 TERCEIRA TENTATIVA DE CONFECÇÃO E OBTENÇÃO DO PROTOCOLO DE FABRICAÇÃO.....	70
5.2.1.4 CONFECÇÃO DO SEGUNDO MODELO DE TESTE SEGUINDO O PROTOCOLO PADRÃO DE FABRICAÇÃO.....	72
5.2.2 CONFECÇÃO DO CATETER COM OS SENSORES DE TEMPERATURA (TERMISTORES NTC).....	74
5.2.2.1 PROCEDIMENTO DE CONFECÇÃO E PRODUTO FINAL OBTIDO.....	74
5.2.2.2 RETIRADA DO CATETER DO MOLDE EM TECNIL.....	76
6. CONCLUSÃO.....	80
REFERÊNCIAS.....	83
ANEXOS.....	87

LISTA DE FIGURAS

1.1 (6) Átrio esquerdo, que está localizado anteriormente a parte torácica do esôfago. (7) Parte torácica do esôfago. (Com adaptações)	2
1.2 Fisiologia do canal esofágico	3
2.1 Anatomia do coração	6
2.2 Sistema de condução de sinal do coração (Com adaptações)	7
2.3 Fisiologia do canal esofágico	9
2.4 Ondas peristálticas primárias, durante a deglutição, em três níveis de pressões diferentes. (Com adaptações).....	10
2.5 Ondas de pressão de relaxamento do EEI (em roxo) e ondas de pressão peristálticas secundárias desenvolvidas no corpo do esôfago (em verde). (Com adaptações).....	10
2.6 Esofagografia no Espasmo Esofágico Difuso (Disfagia). À esquerda antes, e à direita depois de uma crise	11
2.7 Falha no fechamento do esfíncter inferior do esôfago, característico do refluxo gastroesofágico	12
2.8 Termistores	14
2.9 Curvas R-T características de diversos termistores (Com adaptações).....	16
2.10 Ponte de Wheatstone para o termistor (Com adaptações).....	18
2.11 Circuito divisor de tensão (Com adaptações).....	18
2.12 Curva voltagem de saída com a temperatura do circuito divisor.....	19
2.13 Esquema de junção metálica do termopar	21
2.14 Circuito básico de medição com termopar. (Com adaptações).....	22
2.15 Introdução de uma segunda junção, a junção de referência para controle de temp.	23
2.16 Esquema de distribuição de transdutores de pressão por todo o cateter. .	26
2.17 Transdutor de pressão comercial.....	27
2.18 Esquema da parte interna do transdutor, constituído de uma membrana de silicone com um sensor de deformação anexado	29
2.19 Sensor resistivo e as direções de tensão que são capazes de alterar a resistência elétrica (Com adaptações).....	30
2.20 Estado deformado de uma membrana	31
2.21 Sensor resistivo integrado à ponte de Wheatstone (Com adaptações)	32
2.22 Transdutor de pressão (Com adaptações)	33
2.23 Transdutor de pressão com sensor capacitivo. (Com adaptações).....	33
2.24 Transdutor de pressão com sensor piezoelétrico	35
2.25 Circuito básico do sensor piezoelétrico para tratamento do sinal	36
2.26 Sensor de pH (Com adaptações).....	37
2.27 Eletrodo medidor do sensor de pH (Com adaptações)	38
2.28 Eletrodo de referência do sensor de pH (Com adaptações).....	40
2.29 Circuito elétrico formado pelo sensor de pH (Com adaptações).....	40
3.1 Cateter do tipo Sonda	41
3.2 Cateter Vascular	43
3.3 Desenho esquemático dos sensores por todo o cateter	43
3.4 Geometria do tipo 1, para o molde do cateter.....	44
3.5 Geometria do tipo 2, para o molde do cateter.....	45
3.6 Geometria do tipo 3, para o molde do cateter.....	45
3.7 Esquema de cateter fabricado a partir do molde tipo 2, apenas com a região 2	

<i>detalhada</i>	50
3.8 Molde do cateter do tipo 1, com a disposição dos sensores de temperatura	52
4.1 Termistor da classe QTMCC, da Quality Thermistor, INC. (Com adaptações)	52
4.2 Termistor da classe QTUT	53
4.3 Termistor da classe QTMB	54
4.4 Esquema da distribuição de sensores de pressão pelo cateter	54
4.5 Extensômetro numa superfície metálica sujeita a tensões	55
4.6 Sensor de pressão resistivo FSR 402. (Com adaptações)	55
4.7 Sensor de pressão resistivo FSR 400. (Com adaptações)	56
4.8 Sensor de pressão resistivo FSR 408. (Com adaptações)	58
4.9 Gráfico log-log da resistência elétrica pela força aplicada de um sensor resistivo do tipo FSR. (Com adaptações)	60
4.10 Par de eletrodos que constituem uma sonda de pH	61
4.11 Sondas de pH com um, dois e três canais (quantidade de par de eletrodos). (Com adaptações)	61
4.12 Posicionamento da sonda de pH no interior do cateter esofágico	62
4.13 Sonda de pH da Alacer Biomédica	63
4.14 Receptor de dados AL-3, da Alacer Biomédica	64
5.1 Geometria do tipo 1, para o molde do cateter	64
5.2 Molde do tipo 1 fabricado em tecnil	65
5.3 Figura ilustrativa do posicionamento da sonda de pH do canal do esôfago. (Com adaptações)	67
5.4 Forno da Electro Therm, de temperatura máxima de 1500°	68
5.5 Recipiente em aço inox para uso de látex líquido	70
5.6 Recipiente contendo látex com molde de tecnil imerso	71
5.7 Controlador de operação do forno	72
5.8 Cateter de teste, composto por nove camadas de látex vulcanizado	73
5.9 Molde na posição vertical dentro forno para vulcanização	74
5.10 Segundo modelo de teste, fabricado seguindo o protocolo de fabricação .	74
5.11 Disposição dos sensores de temperatura de projeto ao longo do cateter .	75
5.12 Disposição dos sensores de temperatura pelo cateter, com objetivo de teste de funcionalidade	76
5.13 Cateter confeccionado com os termistores (sensores de temperatura) ..	77
5.14 Cateter com sensores de temperatura depois de retirado do molde de tecnil (ao lado)	78
5.15 Cateter esofágico depois de submetido a aquecimento em água e em fase de preparo para testes de medição de temperatura	78
6.1 Região do cateter a qual é desejada uma câmara de inflação	80

LISTA DE TABELAS

2.1	<i>Ligas utilizadas para sensores resistivos.....</i>	32
4.1	<i>Classes de termistores selecionados.....</i>	50
4.2	<i>Dados técnicos de modelos de termistores.....</i>	51
4.3	<i>Dados técnicos de modelos de sensores de pressão.....</i>	52
4.4	<i>Dados técnicos dos sensores FSR 400 e 408.....</i>	54
5.1	<i>Dados de confecção do segundo teste de fabricação do cateter.....</i>	69
5.2	<i>Dados referentes ao terceiro processo de confecção do cateter.....</i>	71
5.3	<i>Parâmetros padronizados para o protocolo de confecção..</i>	72
5.4	<i>Valores de parâmetros utilizados para confecção do cateter com os termistores.....</i>	76

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

R, R_T, R_0	Resistência elétrica	[Ω]
ΔR	Variação da resistência elétrica	[Ω]
B	Coefficiente de temperatura	[$^{\circ}\text{C}$]
$V, V_{ab}, V_i, e_S, e_0,$		
E, E_0, u, e_{ab}	Voltagem, tensão elétrica	[V]
T, T_K	Temperatura	[$^{\circ}\text{C}$, K]
T_R, T_0	Temperatura de referência	[$^{\circ}\text{C}$]
ΔT	Variação de temperatura	[$^{\circ}\text{C}$]
ρ	Resistividade elétrica	[$\Omega \cdot \text{m}$]
$\Delta \rho$	Variação da resistividade elétrica	[$\Omega \cdot \text{m}$]
A	Área	[m^2]
ΔA	Variação da área	[m^2]
L	Comprimento	[m]
P	Pressão externa	[kPa]
t	Espessura da membrana	[m]
E	Módulo de elasticidade	[MPa]
F	Força externa	[N]
k	Constante piezoelétrica	[C/N]
q	Carga elétrica induzida	[C]
x	Distância entre as placas do capacitor	[m]
ΔC	Variação de capacitância	[C/V]
Δx	Variação da distância entre as placas do capacitor	[m]

Símbolos Gregos

Δ	Variação de uma grandeza
*	Multiplicação entre variáveis

Grupos Adimensionais

μ, ν	Coefficiente de Poisson
ε_T	Deformação transversal, tangencial
ε_R	Deformação radial
ε_a	Deformação axial
pH	Cologarítimo da concentração de íons H^+
S, G	Sensibilidade do sensor resistivo
K	Sensibilidade do capacitor
ε_0	Constante dielétrica
ε_r	Constante dielétrica do meio

Subscritos

n	Índice
0	Inicial, de referência
K	Temperatura em Kelvin

Sobrescritos

n	Expoente
Δ	Varição de uma grandeza

Siglas

ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
ASI	<i>American Society for Indexing</i>
PEAD	<i>Polietileno de alta densidade</i>
PEBD	<i>Polietileno de baixa densidade</i>

1. INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Os últimos quinze anos tem sido cenário de procedimentos cirúrgicos pouco invasivos, como a Laparoscopia e a Videolaparoscopia, que têm a vantagem de não realizar grandes incisões, as quais fragilizavam o paciente e aumentavam o tempo necessário para a sua recuperação, além de exporem-no a infecções [1].

Nesse contexto, o uso dos cateteres tem se difundido a inúmeras aplicações de tratamento e diagnóstico de doenças, tais como a cirurgia de ablação cardíaca, a doença do refluxo gastroesofágico, doenças pulmonares, etc. Porém, tais cateteres dispunham até então de no máximo duas funções acopladas a ele, como por exemplo, o cateter para a ablação cardíaca que dispõe de uma sonda emissora de radiofrequência e um sensor de temperatura. Sendo assim, o objetivo desse trabalho é colaborar para o desenvolvimento de um cateter esofágico de medição, no sentido de selecionar materiais e sensores adequados para a aferição de pressão, temperatura e pH. A aplicação desse projeto visa auxiliar a medição da temperatura na região esofágica que é afetada termicamente durante o procedimento de ablação cardíaca, e também ser utilizado para o tratamento e diagnóstico de doenças gástricas, tal como a doença do refluxo gastroesofágico.

1.2 O ESÓFAGO E O ÁTRIO ESQUERDO

O esôfago é um tubo fibromuscular que se estende da faringe até o estômago. Ele entra no mediastino superior entre a traquéia e a coluna vertebral, onde se situa anterior aos corpos das vértebras T1 a 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 ao arco da aorta [1]. O esôfago desce do mediastino posterior a partir do mediastino superior, passando o posterior e à direita do arco da aorta e posterior ao pericárdio e ao átrio esquerdo. Nesse ponto se encontra a menor distância entre o átrio esquerdo e a parede do esôfago, pois o átrio esquerdo, o esôfago e a aorta estão alinhados, com a aorta pressionando o esôfago contra a parede do átrio esquerdo [1]. Essa localização do esôfago referente ao átrio esquerdo, Figura 1.1 [2], é de grande interesse para o monitoramento da temperatura durante o procedimento da ablação cardíaca, pois durante esse processo altas temperaturas são atingidas, entre 45° e 55°C, no átrio esquerdo do coração e que está muito próximo à parede do esôfago, com isso existe um grande potencial de surgimento de necrose esofageana adjacente, o que pode ocasionar a morte do paciente.

Portanto uma das funções do cateter esofágico é de monitorar essa temperatura para que seja de conhecimento do médico os momentos de parada e retomada do tratamento.

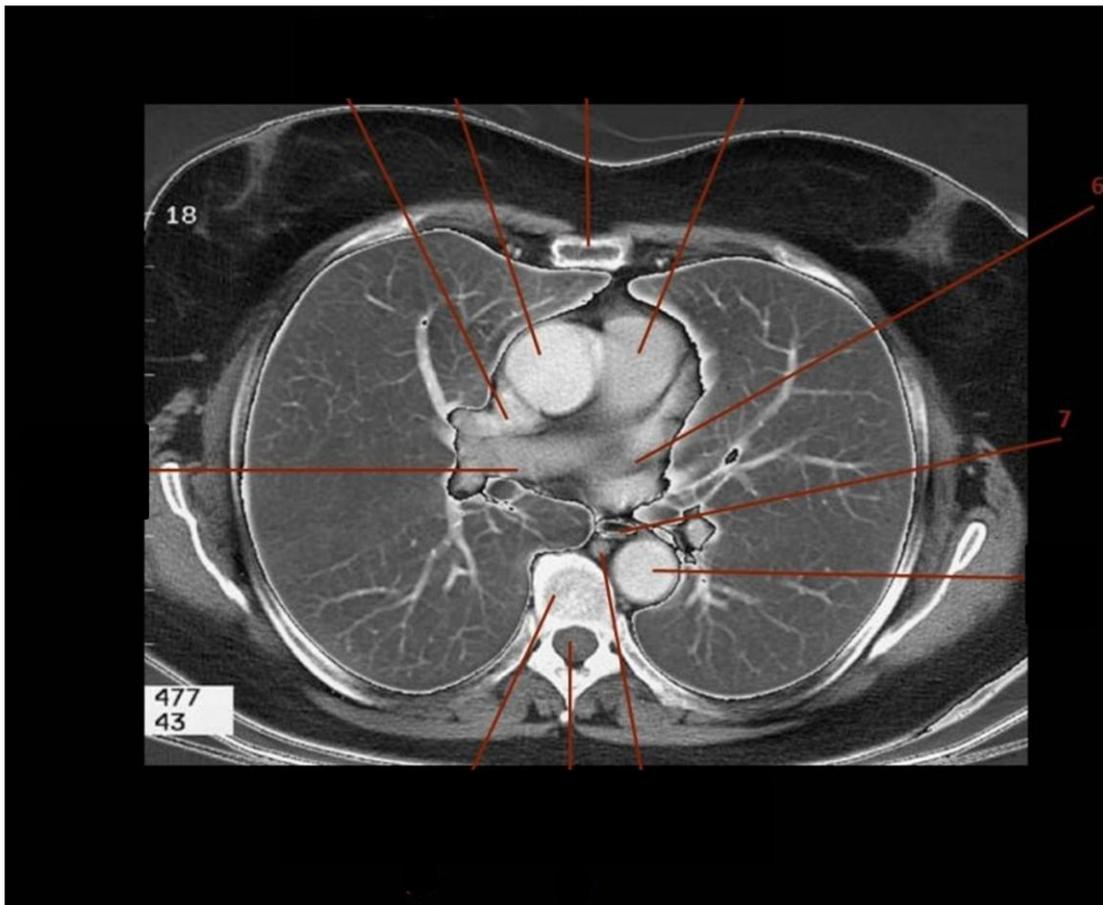


Figura 1.1: (6) Átrio esquerdo, que está localizado anteriormente a parte torácica do esôfago. (7) Parte torácica do esôfago [2] (Com adaptações).

1.3 O ESÔFAGO E AS DOENÇAS GÁSTRO-ESOFÁGICAS

O esôfago é o canal que tem conexão direta com o estômago, ele é um órgão que se estende da faringe, ao nível da 6^a vértebra cervical, até o estômago, cerca de 2 cm abaixo do diafragma. No seu longo trajeto de cerca de 25 cm relaciona-se com numerosas estruturas anatômicas, Figura 1.2 [3], com as quais interage durante o seu funcionamento. Na extremidade inferior do órgão existe uma segunda zona de alta pressão, designada por esfíncter esofágico inferior, sendo a primeira zona de alta pressão designada pelo esfíncter esofágico superior, que por sua vez corresponde à parte mais inferior do constritor da faringe (constrição cricofaríngea).

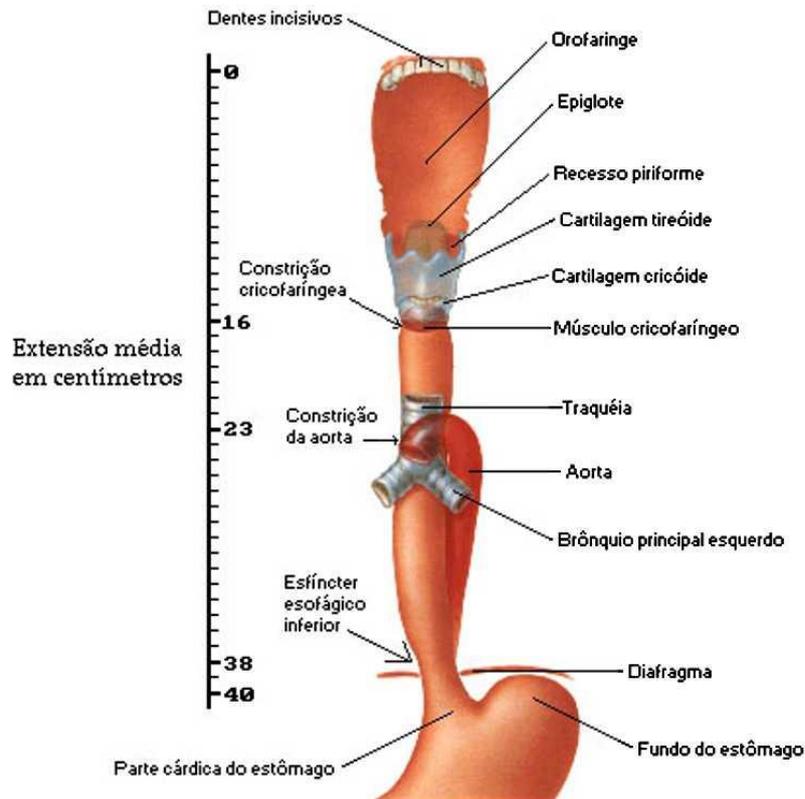


Figura 1.2: Fisiologia do canal esofágico [3].

É na região do esfíncter esofágico inferior que se concentram as práticas da manometria e da “pHmetria” para o diagnóstico de doenças gástricas e esofágicas. A manometria dessa região permite principalmente complementar o diagnóstico de doenças funcionais esofágicas, da doença coronariana, e inclusive determinar a localização precisa do esfíncter inferior do esôfago para permitir a correta colocação do eletrodo de “pHmetria” esofágica prolongada. Que por sua vez visa o diagnóstico conclusivo a respeito de doenças de refluxo gastroesofágico, através da análise da acidez/alcalinidade do refluxo de material estomacal para a região do esfíncter esofágico inferior, podendo muitas das vezes ultrapassar essa região.

1.4 DEFINIÇÕES DOS PROBLEMAS

Com respeito ao procedimento de tratamento da taquicardia por ablação com radiofrequência tem muitas vantagens assim como complicações. Cerca de 2 pacientes entre 3960 submetidos ao procedimento no Brasil até 2005 sofreram algum dano associado à injúria esofágica associada à perfuração da parede do fundo do átrio esquerdo [1]. A injúria esofágica trata-se da união por necrose dos tecidos, entre o átrio esquerdo do coração e o esôfago, Figura 1.1, sendo de difícil diagnóstico e causando a morte do paciente por hemorragia interna [1].

Pela localização da parede do átrio esquerdo e a do esôfago não há a possibilidade do monitoramento da temperatura nessa interface, sendo necessário o monitoramento dessa temperatura

através de um cateter esofágico para complementar as medições feitas pelo cateter de ablação por radio-frequência.

Com respeito às doenças de origem gástricas geralmente os pacientes se queixam de azia, e com certa frequência existem desproporções entre a intensidade da azia e da análise dos materiais encontrados pelo tratamento de endoscopia, que algumas vezes apresentam laudos normais [4]. Nesses casos fica a dúvida se o paciente sofre ou não de refluxo gastroesofágico. Sendo então a pHmetria decisiva nestes casos ao revelar que há ácido refluindo para o esôfago acima dos padrões aceitáveis o que confirma a presença da doença do refluxo gastroesofágico [4]. Além do mais a pHmetria também é útil no tratamento de pacientes com problemas respiratórios como asma ou bronquite, e aqueles com tosse crônica, que podem ter como causa dos seus problemas o refluxo gastroesofágico [4]. Neste contexto os pacientes raramente se queixam de azia e os exames endoscópicos são geralmente normais [4].

Em pacientes que apresentam doenças relacionadas ao refluxo gastroesofágico a manometria serve como uma medição complementar para a identificação do problema, assim como permite diagnosticar mais precisamente doenças relacionadas ao mau funcionamento do esôfago, que orientam o médico ou cirurgião para estabelecer o plano terapêutico para a doença em causa [4]. Bem como auxilia no tratamento de algumas doenças sistêmicas, como a esclerodermia e o diabetes, onde o paciente se queixa da dificuldade de deglutição ao ingerir alimentos [4].

Sendo assim, o exame da manometria consiste no registro das pressões que se desenvolvem no interior do esôfago, a fim de interpretar as eventuais alterações funcionais esofágicas de origens diversas. Ao mesmo tempo em que pode ser solicitada para orientar o médico quanto ao estado da válvula esofágica (esfíncter esofágico inferior) para elaborar planos de tratamento e determinar possíveis complicações de uma cirurgia [4].

1.5 OBJETIVOS DO PROJETO

O Projeto tem como objetivo principal a seleção de materiais para o desenvolvimento de um cateter de esôfago de longa permanência para monitoração do pH, Pressão e temperatura em aplicações diversas. Para atingir esse objetivo é preciso selecionar sensores e desenvolver um cateter esofágico capaz de monitorar a temperatura dentro do esôfago durante o procedimento de ablação cardíaca, a fim de evitar que se atinja uma temperatura acima de 50°C, que é a partir da qual os danos sobre os tecidos passam a ser irreversíveis, permitindo ao médico o correto ajuste da pressão da sonda emissora de RF e do tempo de intervalo de parada e continuidade do tratamento para o devido resfriamento. Ao mesmo tempo o cateter esofágico deve dispor de duas outras funções, que são medir o nível de pH e de pressão na região do esfíncter esofágico inferior, a fim de tratar e diagnosticar doenças de caráter gástrico e esofágico, principalmente as doenças de origem do refluxo

gastroesofágico. Sendo assim para desenvolver o cateter, primeiramente deve-se selecionar os sensores e materiais adequados, para que sejam feitas as medições desejadas pelo cateter esofágico. E uma vez selecionados os sensores e materiais para a aplicação, almeja-se fabricar um protótipo do cateter com sensores de temperatura.

1.6 APRESENTAÇÃO DO PROJETO DE GRADUAÇÃO

No capítulo 2 é feita uma revisão bibliográfica sobre a ablação cardíaca e acerca do tratamento e diagnóstico de doenças gastroesofágicas, iniciando-se por aspectos anatomo-fisiológicos do esôfago, o diagnóstico de doenças através da manometria e pHmetria.

No capítulo 3 são apresentadas possíveis soluções em dispositivos para medição de temperatura.

No capítulo 4 são apresentadas possíveis soluções em sensores resistivos para compor um transdutor para medição de pressão.

No capítulo 5 é apresentada uma solução normalmente empregada para dispositivos medidores de pH

No capítulo 6 é tratado do desenvolvimento do pré-projeto do cateter esofágico.

No capítulo 7 são apresentadas as seleções dos sensores de temperatura, pressão e pH

No capítulo 8 é desenvolvido o projeto do cateter esofágico, bem como são apresentados os resultados obtidos.

No capítulo 9 trata-se da conclusão deste trabalho.

E no final deste trabalho encontram-se os anexos.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 A ABLAÇÃO CARDÍACA

2.1.1 O COMPLEXO ESTIMULANTE DO CORAÇÃO

Os movimentos de contração do coração são denominados sístoles e os movimentos de relaxamento, diástoles. Quando os átrios estão em sístole bombeiam sangue para os ventrículos, que estão em diástole [5]. Quando os ventrículos entram em sístole, os átrios estão em diástole, recebendo sangue venoso proveniente do corpo (átrio direito) e sangue arterial proveniente dos pulmões [5], Figura 2.1 [6].

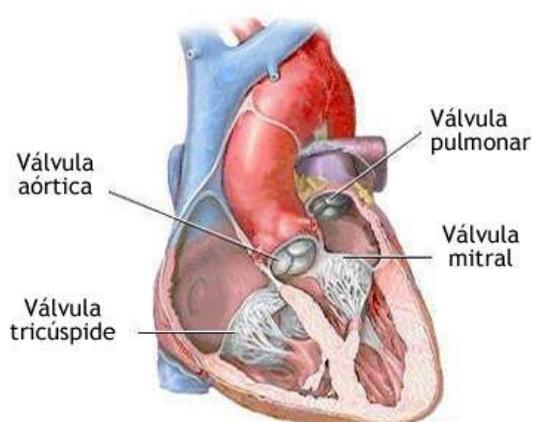


Figura 2.1: Anatomia do coração [6].

O controle dos batimentos cardíacos pode ser determinado por fenômenos miogênicos, que são os originados no próprio músculo cardíaco, ou por fenômenos neurogênicos, originados por estímulos nervosos [5]. Os batimentos cardíacos obedecem ao ritmo de impulsos provenientes de dois nós especiais do músculo cardíaco. Inicialmente o nó sinoatrial, atuando como marca-passo, determina a contração dos átrios a partir da emissão de impulsos de aproximadamente 70 vezes por minuto na maioria das pessoas [5]. O sinal de contração proveniente do nó sinoatrial espalha-se através da musculatura de ambos os átrios. O sinal gerado pelo nó sinoatrial passa através das paredes do átrio direito, propagado pelo músculo cardíaco, que transmite rapidamente os sinais para o nó atrioventricular [5]; este os transmite a fibras condutoras especiais que determinam a sístole do ventrículo, Figura 2.2 [7].

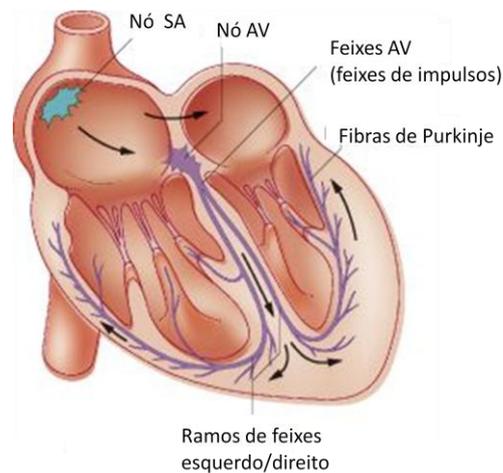


Figura 2.2: Sistema de condução de sinal do coração [7] (Com adaptações).

2.1.2 A ABLAÇÃO CARDÍACA

A ablação cardíaca é um tipo de ablação específica que visa tratar dos problemas de arritmia cardíaca. É um procedimento que se inicia a partir da introdução de um cateter especializado no vaso sanguíneo, geralmente na virilha ou no pescoço do paciente [8]. É através dessa punção que o cateter de ablação é introduzido e dirigido até o coração, e quando o cateter se encontra na região do coração responsável pela anomalia, é aplicada uma radiofrequência ligeira e não dolorosa, para destruir as células do músculo responsáveis pela arritmia, geralmente uma pequena área [9]. Após a morte dessas células deixa de haver a condução dos impulsos extras que causavam os batimentos cardíacos acelerados.

Embora o procedimento de ablação cardíaca por RF seja um método muito utilizado [10], atualmente existem muitas complicações relacionadas a esse tratamento. Entre eles, o que merece maior destaque para o contexto desse trabalho é a fístula átrio-esofágica, que é uma lesão que devido à perfuração do fundo do átrio esquerdo, local próximo à parede do esôfago e possivelmente uma lesão da parede do mesmo, e ocorre inclusive sangramento, o que muitas das vezes não é percebido pelo paciente e nem pelo médico [10]. Na tentativa de contornar o problema existem algumas manobras cirúrgicas que podem ser empregadas, tal como a colocação de compressas no saco pericárdio posterior, para promover o isolamento entre a parede do esôfago e o fundo do átrio esquerdo [10].

2.1.3 O PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO

Ablação é a destruição de tecidos patológicos por meios térmicos. Para isso, são empregados dispositivos, em especial um cateter específico, com o objetivo de resfriar ou aquecer o tecido, podendo ser via rádio frequência (RF), corrente elétrica, micro ondas, laser, ultra som ou resfriamento criogênico [1]. É um procedimento realizado através de eletrodos sem a necessidade de abertura do tórax, dessa forma a recuperação é muito rápida e o paciente pode sair do hospital no dia seguinte [1].

As aplicações clínicas por métodos ablativos incluem o tratamento de câncer (pulmão, fígado, cérebro, rim, próstata), hemorragia pulmonar, veias varicosas, hiperplasia prostática benigna e arritmia cardíaca [1]. Na ablação o aquecimento gerado pelo cateter atinge temperaturas entre 60°C a 90°C nos tecidos, com duração da aplicação variando de 15 a 60 segundos, energia máxima liberada entre 20 e 60 Watts e frequência de operação entre 460 e 550 kHz, promovendo morte celular devido à mudança no pH sanguíneo [1]. Porém, segundo estudos de ablação na medicina feitos em animais no início na década de 90, foi possível evidenciar que temperaturas superiores as 50°C já causam danos irreversíveis aos tecidos atingidos [1].

2.1.4 INDICAÇÕES PARA A ABLAÇÃO

A ablação de um modo geral é aplicada para diversos tratamentos de doenças, tais como [1]:

- ◆ Pacientes com Flutter Atrial e sintomas relativos à arritmia (Grau A);
- ◆ Pacientes com Dupla via nodal com eco nodal sem documentação eletrocardiográfica (Grau B2);
- ◆ Pacientes com pré-excitação ventricular (WPW) que já tenham apresentado um episódio de arritmia (Grau A);
- ◆ Pacientes com Taquicardia por reentrada nodal (TPSV) sintomáticos (Grau A);
- ◆ Pacientes com Taquicardia Sinusal inapropriada sintomática e refratária a drogas (Grau B2).

No tratamento dessas doenças e de muitas outras doenças relacionadas à arritmia a ablação tem se mostrado um método bastante eficaz, com baixíssima possibilidade de infecção e é considerado bastante seguro [1].

2.2 DOENÇAS ESOFÁGICAS E GASTROESOFÁGICAS

2.2.1 A ANATOMO-FISIOLOGIA DO ESÔFAGO

O esôfago é um órgão de formato cilíndrico revestido por epitélio pavimentoso estratificado, ele se estende da faringe, ao nível da vértebra cervical C6, até o estômago, cerca de 2 cm abaixo do diafragma [1]. O esôfago é dividido em três terços: o primeiro é denominado como cervical, o segundo como torácico e o terceiro terço como abdominal. A sua extremidade superior, no primeiro terço, é limitada por uma zona de alta pressão e que constitui o esfíncter esofágico superior, que é a porção mais inferior do músculo cricofaríngeo [1], Figura 2.3 [3]. Este esfíncter é dotado de capacidade de relaxamento completo, ou seja, durante a deglutição a sua pressão pode variar de um valor muito elevado (120 mmHg) a até zero [1]. No terço inferior do esôfago encontra-se outra zona

de alta pressão, vulgarmente designada por esfíncter esofágico inferior (EEI) e esse terço inferior do esôfago é a região que se encontra intimamente relacionada com o átrio esquerdo.

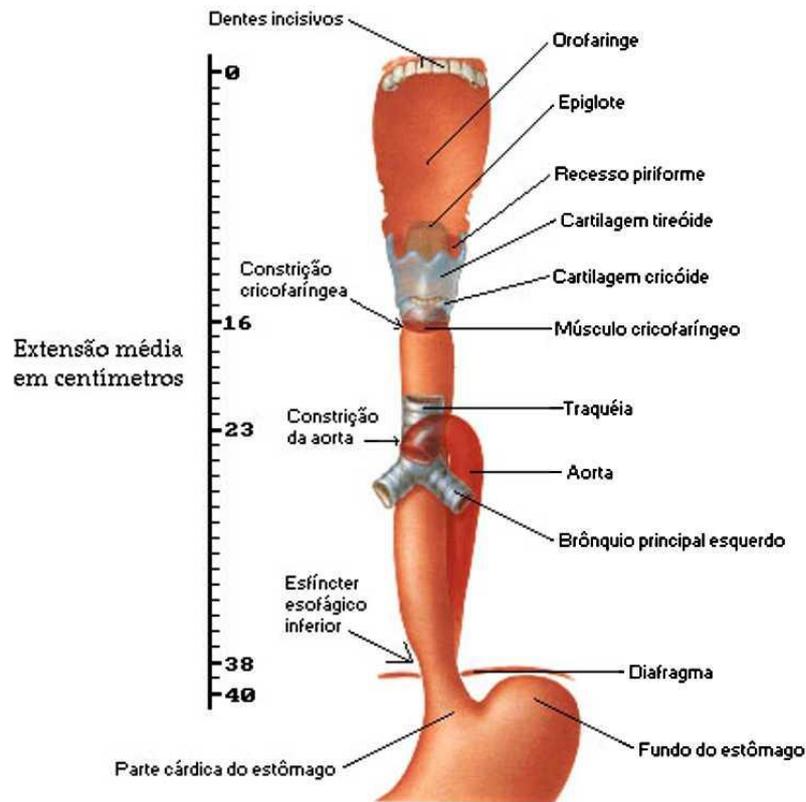


Figura 2.3: Fisiologia do canal esofágico [3].

A parede esofágica é fina, cerca de 2 mm, constituída por dupla camada muscular, uma mais externa e longitudinal e outra mais interna e transversal, submucosa e mucosa. É habitual referir que no primeiro terço do esôfago só existe músculo estriado, no segundo terço somente fibras estriadas e lisa e no terço mais inferior (terceiro) seja constituída apenas por fibras lisas [11]. A configuração anatómica do esôfago, embora bastante complexa, destina-se a uma função aparentemente simples - a de condução de alimentos e líquido até o estômago. Embora a especialização muscular do esôfago e a existência de mecanismos esfínterianos nas extremidades não são suficientes para assegurar o funcionamento correto da unidade esofágica e do tubo digestivo em geral. O comando dessas estruturas deve-se a um complexo sistema neuro-hormonal que controla as relaxações e contrações dos vários segmentos do tubo digestivo [11].

O ato da deglutição é muito complexo, exigindo uma ampla integração de estímulos para se processar de forma ordenada o progresso do bolo alimentar, sem que haja o refluxo de alimentos importantes para a árvore respiratória ou de material gástrico para o interior do esôfago. O ato da deglutição classifica-se em três fases: a primeira consiste no transporte voluntário do bolo alimentar, na segunda fase o bolo alimentar é transportado através da faringe por ondas de contrações involuntárias. Na terceira fase dá-se o transporte do bolo alimentar do esôfago ao estômago por

contrações peristálticas [12]. Nessa terceira fase o bolo alimentar é transportado por ondas de contração, que são ondas de pressão que percorre o esôfago a partir do primeiro terço até o estômago, e são chamadas de ondas primárias, Figura 2.4 [13].



Figura 2.4: Ondas peristálticas primárias, durante a deglutição, em três níveis de pressões diferentes [13] (Com adaptações).

A distensão do corpo esofágico pelos alimentos pode desencadear igualmente contrações peristálticas, porém de natureza pouco diferenciada – contrações secundárias. Elas consistem no relaxamento do esfíncter esofágico inferior (EEI) durante uma deglutição em resposta ao aumento de pressão e à peristalse do corpo esofágico, Figura 2.5 [13].

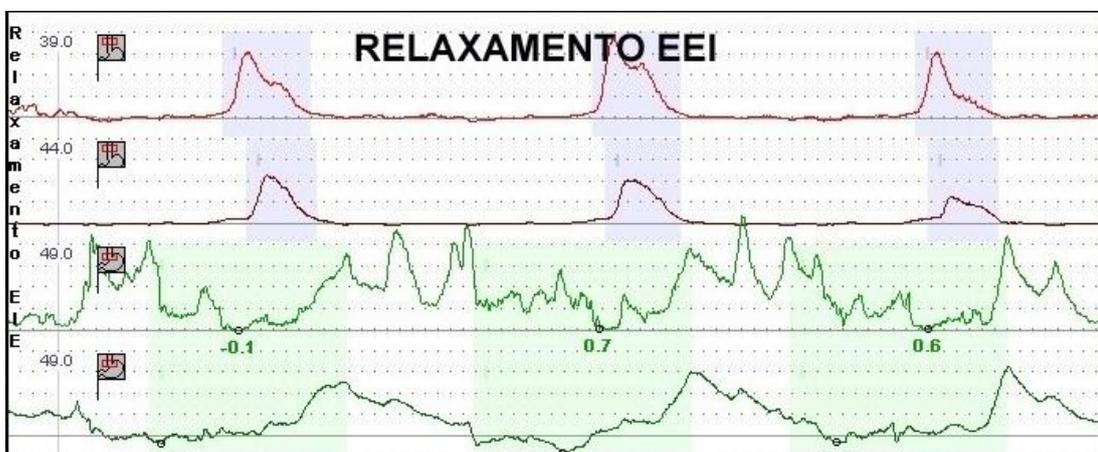


Figura 2.5: Ondas de pressão de relaxamento do EEI (em roxo) e ondas de pressão peristálticas secundárias desenvolvidas no corpo do esôfago (em verde) [13] (Com adaptações).

Porém observam-se por vezes contrações espontâneas do corpo esofágico, gerando ondas terciárias, que não as das Figuras 2.4 e 2.5, que são geralmente indicativos de distúrbios funcionais do órgão. A grande complexidade funcional do esôfago faz com o mesmo tenha uma certa predisposição para distúrbios funcionais, pois qualquer doença que interfira em algum ponto na cadeia de comando,

desde o sistema nervoso central (SNC) até os próprios músculos da parede esofágica, que podem alterar o automatismo do mecanismo de deglutição. E existe um conjunto de situações que podem alterar o funcionamento normal do esôfago ou da coordenação esôfago-gástrica, e que muitas das vezes provocam um aumento da quantidade de material fluido no interior do esôfago, o que se classifica como a doença do refluxo.

2.2.2 ALGUMAS DOENÇAS ASSOCIADAS A PROBLEMAS ESOFÁGICOS E GASTRO-ESOFÁGICOS

Como foi dito anteriormente, o esôfago possui três tipos de ondas de contrações peristálticas; as ondas primárias são contrações sequenciais que levam o alimento deglutido para o estômago. As ondas secundárias vêm logo após as ondas primárias para limpar todo resíduo no esôfago durante a deglutição, esse é um mecanismo natural de limpeza. Já as ondas de pressão terciárias são as patológicas e ocorrem sem nenhuma continuidade, são ondas completamente aleatórias, ou seja, é uma contração sobre outra contração, não havendo uma regularidade do fenômeno. Essas ondas terciárias normalmente estão associadas a uma doença chamada de dismotilidade do esôfago [4] e é traduzida clinicamente por sensação de azia, que é a do tipo dois, dor retroesternal (dor torácica de origem não coronária), ou por disfagia, Figura 2.6 [14], que é a sensação de “bola” no esôfago, a qual o paciente não consegue engolir (dificuldade de deglutição) [4]. Bem como essa disfunção motora do esôfago (dismotilidade do esôfago) está associada à doença do colágeno [15]. Essas doenças são no geral caracterizadas pelo mau funcionamento esofágico e que é identificado pela presença das ondas terciárias.

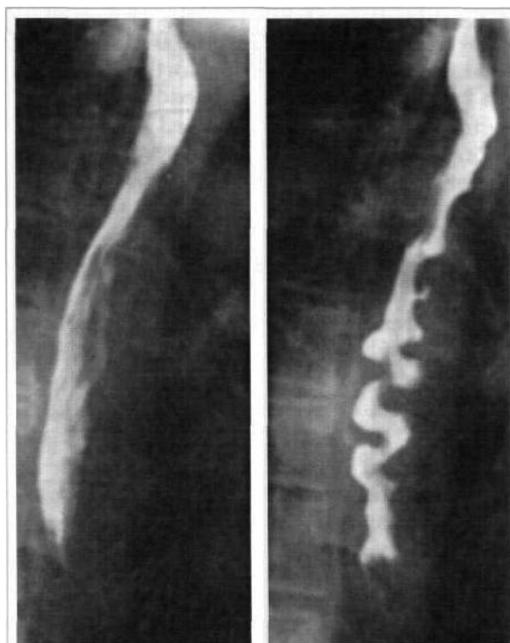


Figura 2.6: Esofagografia no Espasmo Esofágico Difuso (Disfagia). À esquerda antes, e à direita depois de uma crise [14].

Diversos outros sintomas e enfermidades no canal esofágico têm como origem o refluxo gastroesofágico, que é o refluxo de material gástrico para o esôfago, onde entre 10 e 15% dos pacientes com dor torácica com tal intensidade que justifique a investigação radiológica, não evidencia doença cardíaca, sendo nesse caso de origem esofágica [4]. Outro sintoma de origem esofágica é a sensação de azia que o paciente apresenta, que não deve ser confundida com a azia devido a dismotilidade do esôfago, o qual está associada ao mau funcionamento do mesmo. Ou seja, a azia que ocorre por refluxo gastroesofágico, que é a do tipo um, é devido à falha do esfíncter esofágico inferior (EEI), Figura 2.6 [16], e é o tipo de azia mais comum. Um terceiro tipo de azia ocorre por refluxo do material do estômago quando este tem uma doença.

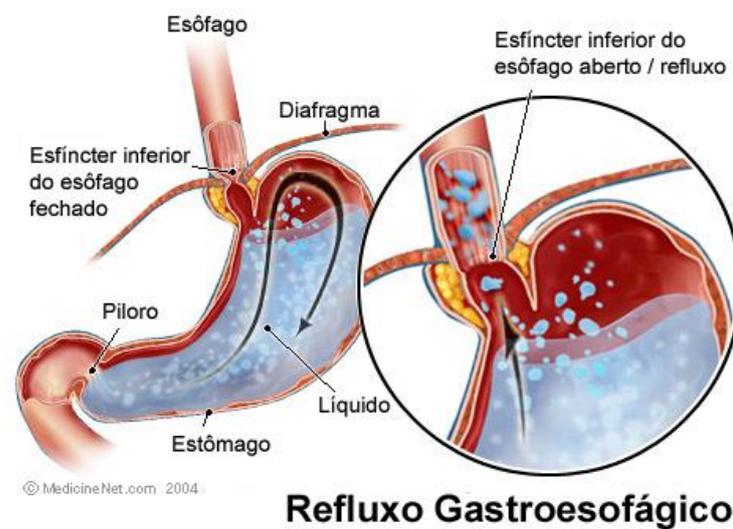


Figura 2.7: Falha no fechamento do esfíncter inferior do esôfago, característico do refluxo gastroesofágico [16].

A doença do refluxo gastroesofágico, denominada DRGE, também tem manifestações respiratórias, onde ele está presente em 30 a 89% dos pacientes portadores de asma ou bronquite [15]. Por essa razão convém considerar a possibilidade do paciente ser portador da DRGE, e bem como em pacientes com tosse crônicas podem ter causa dos seus problemas essa mesma doença. Nesses casos os pacientes raramente se queixam de azia e os exames endoscópicos costumam serem normais, pois não detectam de material gástrico no esôfago e nem no EEI. Os esôfagos desses indivíduos costumam serem resistentes ao refluxo do ácido, e sem sentir, a pessoa aspira este conteúdo refluído causando sintomas respiratórios [4].

Outras manifestações menos frequentes da DRGE devem ser relatadas, tais como: globus farigeo, hemoptise, bronquiectasia, pneumonias de repetição, ronquidão, pigarro, laringite, oltagia, halitose e aftas [15].

2.2.3 A IMPORTÂNCIA DA MANOMETRIA E DA PHMETRIA PROLONGADA NO TRATAMENTO DAS DOENÇAS ESOFÁGICAS E GASTRO-ESOFÁGICAS

Como citado no capítulo 1, a manometria via cateter esofágico tem como objetivo principal avaliar o funcionamento do esôfago, medindo as pressões que ocorrem dentro do esôfago e verificar as atividades musculares das três diferentes partes funcionais do canal, o esfíncter superior, corpo e esfíncter inferior. Esses exames permitem complementar o diagnóstico de doenças devido à má funcionalidade do esôfago, em especial a doença da dismotilidade do esôfago, que apresenta distúrbios tais como os Espasmos esofágicos difusos. Além do que a manometria também objetiva investigar a eficiência da peristalse esofágica em pacientes com indicações de tratamentos cirúrgicos, determinar a localização exata do esfíncter inferior (EEI) para a correta colocação do sensor de ácido para tratamento da (DRGE) por meio da pHmetria prolongada. A manometria esofágica também tem papel no estudo da ação de vários fármacos na fisiologia esôfago-gástrica [17].

Os distúrbios funcionais do esôfago que conduzem à existência de refluxo gastroesofágico apresentam sintomas muito variados, que dificultam o diagnóstico da doença do DRGE e que por muitas vezes esse sintomas e os conteúdos gástricos achados pelo endoscópio não possuem boa correlação [17]. Nesse contexto a pHmetria esofágica prolongada, que tem duração de até 24h, torna possível solucionar a dificuldade de diagnosticar a doença do refluxo ácido com base no uso de um sensor de ácido na porção terminal do esôfago, no EEI [17]. Isoladamente ou em conjunto com outros exames a pHmetria pode apontar a origem do refluxo ácido e identificar os fatores desencadeantes da doença. Ela permite também a indicação e a eficiência terapêutica médica ou cirúrgica do tratamento da DRGE, bem como testar a eficácia de novos fármacos [17].

2.3 DISPOSITIVOS PARA A MEDIÇÃO DE TEMPERATURA

2.3.1 IDENTIFICAÇÃO DO PROBLEMA

A princípio o cateter esofágico irá dispor de três funcionalidades de medição em um único dispositivo, como já relatados, são eles: temperatura, pressão e pH. A medição da temperatura é mais focada para o uso em procedimentos ablativos, no qual se pretende usar o cateter na região do esôfago que está em contato íntimo com o átrio esquerdo. Onde o excesso de calor liberado pelo cateter ablativo de radio-frequência (RF) no interior do coração pode gerar uma necrose dos tecidos do músculo cardíaco e do esôfago, que muitas das vezes não é identificado nem pelo médico e nem pelo paciente e pode ocasionar a morte do mesmo. No processo de ablação cardíaca, temperaturas superiores a 50°C na região do esôfago já caracterizam danos irreversíveis ao órgão [1], portanto o cateter esofágico afinal irá apenas auxiliar o cateter ablativo de RF no controle da temperatura na região do esôfago, uma vez que o próprio cateter ablativo possui um termopar para aferição da temperatura.

As outras duas funções, medição de pressão e pH, se aplicam no diagnóstico e tratamento de doenças esofágicas e gastro-esofágicas, onde a medição da pressão irá focar em identificar as ondas de pressão peristálticas ocorrentes no esôfago, as quais a presença de ondas terciárias caracterizam alguma anormalidade funcional do esôfago, devido a distúrbios motores do mesmo, bem como podem ser provenientes sintomas causados pelo refluxo gastroesofágico, que por sua vez pode gerar uma séria de complicações esofágicas, respiratórias, faríngeas, etc. A medição do pH está exclusivamente voltada para o diagnóstico e tratamento da doença do refluxo ácido, o qual o é desejável que cateter esofágico faça várias leituras da concentração de íons H^+ durante um período de 72 horas, onde o normal é se encontrar pHmetria prolongada de 24 horas.

2.3.2 DISPOSITIVOS PARA A MEDIÇÃO DE TEMPERATURA

2.3.2.1 OS TERMISTORES

2.3.2.1.1 CARACTERIZAÇÃO DOS TIPOS DE TERMISTORES

Um das possíveis formas de se medir as variações de temperatura na parede esofágica, afetada por procedimentos ablativos, via cateter é através do termistor, que é um dispositivo que exibe uma alta variação da sua resistência elétrica com a temperatura, Figura 2.8 [18].

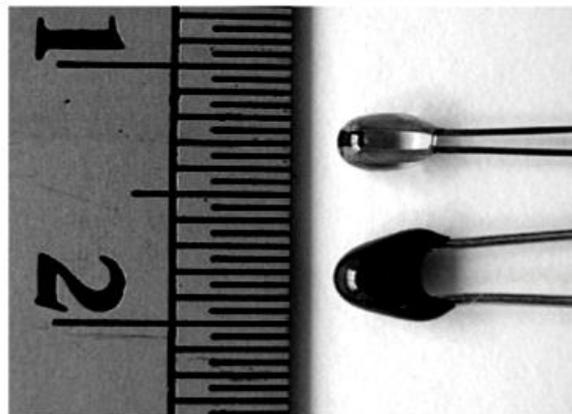


Figura 2.8: Termistores [18].

Os termistores são semicondutores cerâmicos e existem os do tipo NTC, que sofrem variação negativa da resistência com o aumento da temperatura, e os do tipo PTC, que sofrem variação positiva com o aumento da temperatura [19]. De primeira mão, os termistores do tipo PTC são menos utilizados que os do tipo NTC, por necessitarem de uma temperatura mínima para serem ativados e por serem mais difíceis de serem manufaturados. Portanto, é interessante lançar-se mão dos termistores NTC, que são feitos a base de semicondutores cerâmicos de óxidos metálicos. Os mais comumente utilizados são os óxidos de magnésio, níquel, cobalto, ferro, cobre e titânio [19]. Como o

princípio básico de funcionamento de um termistor é ter a sua resistência elétrica variada com a temperatura, existe uma equação básica que relaciona essas duas grandezas, sendo ela

$$R = R_0 * e^{B * (\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0})}, \quad \text{Eq.(1)}$$

onde “R₀” e é uma resistência de referência a uma determinada temperatura T₀ de referência, os fabricantes normalmente trabalham com uma resistência de referência a uma temperatura de referência de 25°C. O parâmetro “B” é o coeficiente de temperatura do termistor, que é uma característica de cada tipo. O mais importante que se pode observar da Eq.(1) é a forte não linearidade da resistência com a temperatura, o que muitas das vezes é caracterizado como um comportamento indesejado, porém existem métodos de correção dessa não linearidade, que serão tratados adiante.

Ao se variar os tipos de óxido semicondutores utilizados para fabricar um termistor, a proporção relativa entre eles e a temperatura sintetizante, uma grande variedade de resistividades e coeficientes de temperatura (B) podem ser obtidos, fazendo com que existam termistores adequados para cada tipo de aplicação [19]. Os termistores comerciais são classificados em dois grandes grupos, onde cada grupo pode ser subdividido em vários tipos de termistores, no qual cada tipo é caracterizado por diferenças geométricas e técnicas de processamento. O primeiro grupo consiste no formato de gota/pérola, onde todos termistores desse grupo possuem fios terminais de liga de platina (Figura 2.8), as quais são sintetizadas diretamente no corpo cerâmico do dispositivo [19]. O segundo grupo de termistores possui superfície de contato metalizada, podendo haver ou não fios terminais. Os termistores mais estáveis e precisos são aqueles hermeticamente selados em vidro (Figura 2.8), que são do primeiro grupo e que no geral termistores desse tipo oferecem alta estabilidade e confiabilidade, resposta rápida no tempo, e capaz de operar a elevadas temperaturas [19]. Eles estão disponíveis em pequenos tamanhos, e conseqüentemente exibem comparativamente baixas constantes de dissipação de calor. Os termistores do segundo grupo costumam serem maiores do que os do primeiro grupo, e dessa forma exibem tempos resposta comparativamente maiores, ou seja, são mais lentos na resposta quanto à variação de temperatura. Os dispositivos do segundo grupo são comparativamente de menor custo que os do primeiro, porém, embora os processos de produção modernos tenham melhorado as características de estabilidade, de funcionamento e confiabilidade, eles ainda não são tão bons nesses quesitos quanto aqueles do tipo formato de pérola/gota (primeiro grupo).

2.3.2.1.2 A CURVA RESISTÊNCIA-TEMPERATURA CARACTERÍSTICA DOS TERMISTORES

Os termistores apresentam uma relação não linear da resistência com a temperatura, onde mais especificamente os do tipo NTC possuem uma relação inversamente proporcional da resistência

elétrica com a temperatura. Essa não linearidade é caracterizada pelo termo exponencial “e” da Eq.(1) e relação inversa está no termo “B”, que é o coeficiente de temperatura e é negativo para termistores do tipo NTC. A Figura 2.9 [19] ilustra diversas curvas R-T para diferentes tipos de termistores.

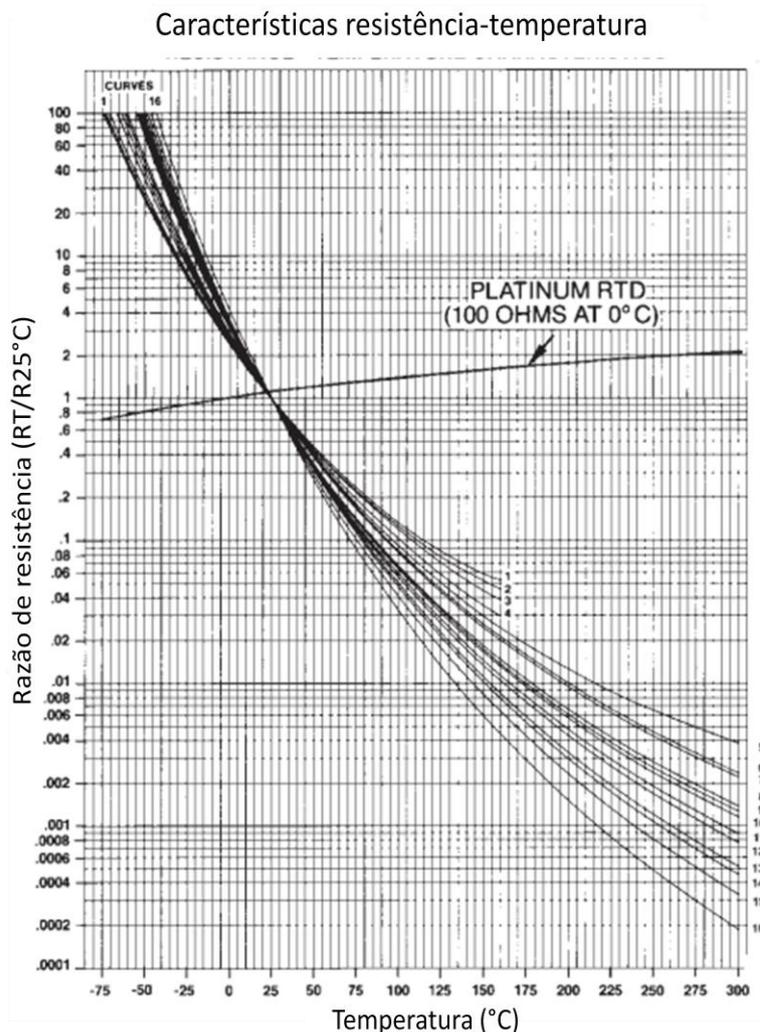


Figura 2.9: Curvas R-T características de diversos termistores [19] (Com adaptações).

Pelas curvas características da Figura 2.9, verifica-se a elevada sensibilidade da resistência elétrica dos termistores com a temperatura, o que caracteriza uma grande vantagem no uso de tais dispositivos, pois essa sensibilidade implica em uma medição bastante precisa da temperatura, no caso da região esofágica que está em contato íntimo com o átrio esquerdo durante procedimentos ablativos, a fim de controlar o aumento de temperatura e prevenir a necrose dos tecidos em contato. As curvas acima foram obtidas via Eq.(1) para cada tipo de termistor, porém a Eq.(1) somente é adequada para pequenos intervalos de temperatura, inclusive o coeficiente de temperatura, “B”, é função do intervalo de temperatura no qual o termistor está trabalhando [19]. Em aplicações de controle de temperatura da região esofágica durante a ablação talvez a faixa de temperatura de trabalho seja considerada pequena, e assim a Eq.(1) mostrar-se-á adequada para a aplicação, onde a constante “B” é fornecida pelo

fabricante do termistor. Contudo, caso a faixa de temperatura de trabalho da aplicação será considerada grande, então se deve lançar mão de outra equação de ordem superior a fim de fornecer resultados precisos.

Para faixas maiores de variação de temperatura a equação de Steinhart-Hart [19] apresenta uma precisão maior que a Eq.(1), onde essa equação é um polinômio de terceiro grau e é

$$\frac{1}{T} = a + b * (\ln R_T) + c * (\ln R_T)^2 + d * (\ln R_T)^3, \quad \text{Eq.(2)}$$

onde a Eq.(2) pode ser reorganizada no sentido de solucioná-la para R_T e obter a Eq.(3) [19], dada por

$$\ln R_T = A_0 + \frac{B}{T} + \frac{C}{T^2} + \frac{D}{T^3}. \quad \text{Eq.(3)}$$

As constantes A_0 , B , C e D são características de cada tipo de termistor e excelentes resultados podem ser obtidos ao se utilizar a Eq.(3). Pelo fato das equações Eq.(2) e Eq.(3) terem quatro constantes desconhecidas, uma quantidade mínima de quatro dados de calibração são necessários a fim de determinar as constantes. Essas constantes podem ser obtidas a partir da solução de quatro equações simultâneas se somente quatro pares de dados (R_T, T) são fornecidos ou elas podem ser obtidas pela regressão linear quando mais de quatro dados são fornecidos.

Em se tratando da Eq.(1) é de responsabilidade do fabricante fornecer o valor do coeficiente de temperatura, “B”, para cada tipo de termistor fabricado. Algumas faixas de temperatura são adequadas para a aplicação da Eq.(1), que são faixas mais comuns, as quais os fabricantes costumam fornecer os valores do coeficiente de temperatura, são elas de 0° a 50° C, 25° a 85°C e 25° a 125°C [19]. Ou seja, faixas de temperatura com essas magnitudes são adequadas para aplicação da Eq.(1).

2.3.2.1.3 CARACTERÍSTICAS DA APLICAÇÃO DOS TERMISTORES PARA RESISTÊNCIA-TEMPERATURA

Os termistores apresentam uma relação não linear da resistência com a temperatura, sendo necessário o uso de um circuito elétrico para ajustar a curva exponencial para uma aproximação linear. Ou seja, é necessário transformar a relação não linear de resistência-temperatura com uma relação linear de alguma grandeza com a temperatura, podendo ser essa grandeza corrente elétrica ou voltagem [19]. Um modelo de circuito que pode ser utilizado é a Ponte de Wheatstone, Figura 2.10 [20]:

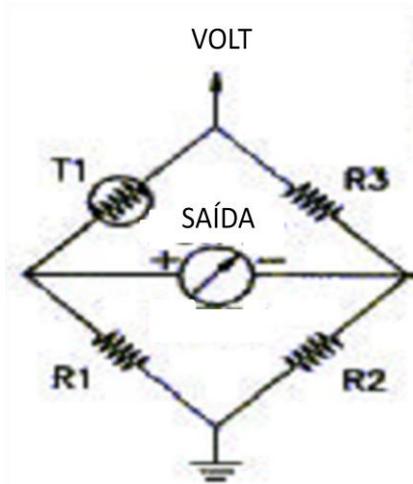


Figura 2.10: Ponte de Wheatstone para o termistor [20] (Com adaptações).

Porém existe um modelo de circuito linearizador mais simplificado que a Ponte de Wheatstone, na verdade é o modelo de circuito mais simples possível, que é o circuito divisor linear de tensão. Esse é circuito fornece como dado de saída uma voltagem dos terminais de uma resistência fixa, de forma linear com a temperatura. A Figura 2.11 [19] ilustra tal circuito divisor:

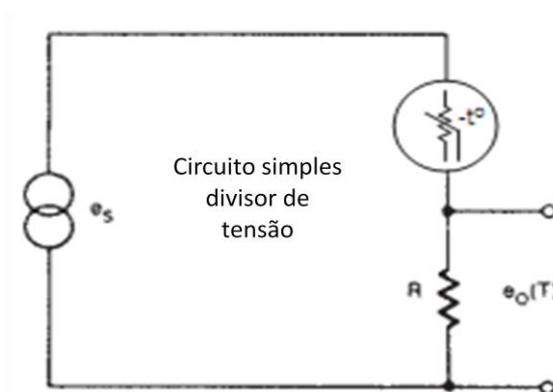


Figura 2.11: Circuito divisor de tensão [19] (Com adaptações).

O circuito divisor tem a capacidade de fornecer uma relação diretamente proporcional da voltagem com a temperatura, onde a voltagem de saída ($e_o(T)$) é medida através de um voltímetro instalado nos terminais da resistência R . Esse circuito tem a característica de fornecer uma relação linear da voltagem com a temperatura pelo fato possuir uma fonte de corrente constante nos terminais de voltagem “ e_s ” constante [19]. Dessa forma a voltagem de saída como função da temperatura pode ser expressa como segue [19]:

$$e_o(T) = e_s * \frac{R}{(R+R_T)}. \quad \text{Eq.(4)}$$

Ao se utilizar o circuito divisor, a curva voltagem-temperatura, que pode ser observada quando plotados os dados tensão-temperatura, é caracterizada pelo seguinte perfil:

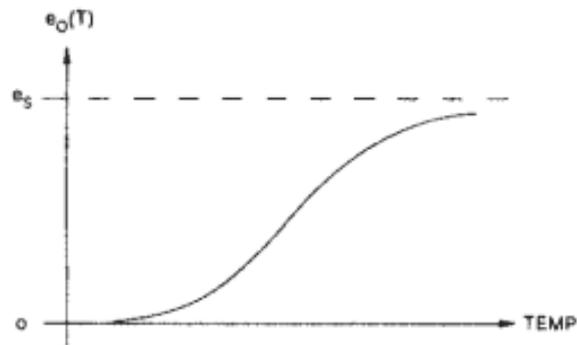


Figura 2.12: Curva voltagem de saída com a temperatura do circuito divisor [19].

Onde pode ser observado que existe uma faixa de temperatura onde a relação voltagem-temperatura é razoavelmente linear com uma boa sensibilidade com a temperatura. Portanto, o objetivo de resolver a questão da não linearidade do termistor é projetar o circuito divisor de forma que a resistência fixa, R , seja escolhida adequadamente para que, para uma dada relação resistência-temperatura do termistor e para uma dada faixa de temperatura de trabalho, a relação tensão de saída do resistor R , Figura 3.4, com a temperatura caia na região linear da relação $e_0(T) \propto T$, Figura 2.12. Para o caso do circuito divisor a Eq.(4) pode ser normalizada para obter a seguinte relação [19]:

$$\frac{e_0(T)}{e_s} = \frac{R}{(R+R_T)} = \frac{1}{1 + \frac{R_T}{R}}. \quad \text{Eq.(5)}$$

No qual, para uma dada resistência elétrica fixa, R , sabendo-se a voltagem fixa dos terminais da fonte de corrente constante, e_s , e medindo-se a voltagem dos terminais do resistor de resistência fixa é possível através da função $R_T(T)$ inferir a temperatura no termistor. Que no caso deste trabalho, essa temperatura no termistor está relacionada com a temperatura da parede esofágica durante algum procedimento de ablação cardíaca.

2.3.2.1.4 AS VANTAGENS E DESVANTAGENS DOS TERMISTORES

Foi dito no subtópico 2.3.2.1.1, existem basicamente dois grupos de termistores, sendo o primeiro deles tido como o grupo dos termistores de formato de gota/pérola e o segundo tido como aqueles de contato metalicamente revestidos, sendo que dentro de cada grupo existem subdivisões de vários outros tipos de termistores. Porém, ficou muito bem claro de que os termistores do primeiro grupo são mais eficazes quanto à sensibilidade, menor tamanho, maior acurácia, tempo de respostas mais curtos, etc. E essas são características desejáveis para aplicação de monitoramento da temperatura esofágica via cateter, principalmente com relação ao tamanho do dispositivo e quanto à sensibilidade da

medição. Dentro grupo dos termistores de formato de pérola, os que são ainda mais estáveis e precisos são aqueles que são hermeticamente selados com vidro, bem como diferentes combinações de óxidos metálicos .

De modo geral, seguem algumas vantagens e desvantagens do uso dos termistores para mediação de temperatura:

Vantagens:

- ◆ São dispositivos pequenos o suficiente para se utilizados em cateteres, especialmente aqueles do primeiro grupo de termistores;
- ◆ São altamente sensíveis a variações de temperatura, especialmente aqueles do primeiro grupo de termistores;
- ◆ São dispositivos de baixo custo, embora os termistores do primeiro grupo sejam de fato mais caros que o do segundo;
- ◆ Os termistores do tipo NTC são bastante estáveis, precisos e rápidos na resposta no tempo;
- ◆ Os do tipo NTC podem abranger temperaturas de -50 a 150°C;
- ◆ Os termistores apresentam acurácia que varia de 0,001° a 0,01°C.

Desvantagens:

- ◆ Possuem elevada não linearidade da sua resistência com a temperatura, necessitando de um circuito elétrico associado a fim de linearizar os dados;
- ◆ Necessitam de um corrente de 100 mA para serem ativados;
- ◆ Existe um erro de medição da temperatura associado ao alto-aquecimento do termistor, pelo fato dele ser um resistor, porém dispositivos de pequeno tamanho apresentam esse efeito minimizado, onde na verdade os termistores do primeiro grupo apresentam esse efeito negligenciável.

2.3.2.2 OS TERMOPARES

2.3.2.2.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

Uma outra possível solução para a medição de temperatura é através de termopares, onde os dispositivos medidores de temperatura devem ser dispostos ao longo de alguns pontos numa região

específica do corpo do cateter esofágico. O termopar é uma junção de dois tipos de metais que produzem uma voltagem relacionada a uma diferença de temperatura. Os termopares são largamente utilizados como dispositivos medidores de temperatura e controle, são dispositivos baratos e podem medir uma grande extensão de temperatura. A principal limitação dos termopares é sua acurácia, sendo difícil obter erros de medições menores do que 1°C [21]. Qualquer união de metais distintos vai produzir um potencial elétrico nos terminais do termopar, é o chamado efeito termoelétrico de Seebeck, a Figura 2.13 [21] ilustra o que ocorre.

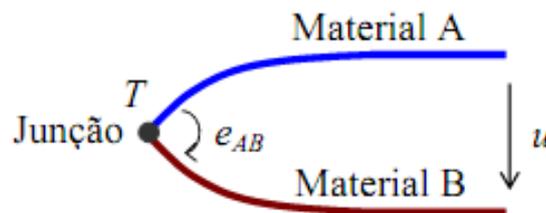


Figura 2.13: Esquema de junção metálica do termopar. [21]

O efeito termoelétrico devido à junção faz surgir uma tensão elétrica “u” nos terminais dos materiais que não estão em contato, essa tensão é mensurável, que pode ser através de um multímetro e é função da temperatura do ambiente no qual a junção se encontra. Nos terminais livres do termopar, onde coloca-se um multímetro ou circuito coletor de dados, são chamados de junções de frias, Figura 2.14 [22], essas junções normalmente se encontram à temperatura ambiente, podendo não ser [21]. Mas o que é mais importante é que o termopar mede somente a diferença entre dois pontos, não a temperatura absoluta, sendo essa diferença entre a temperatura de junção quente e a temperatura de junção fria. Para medir uma simples temperatura de junção, no caso da de junção quente, é necessário manter a temperatura de junção fria a um valor de referência conhecido, enquanto que a outra se encontra no ambiente a ser medido.

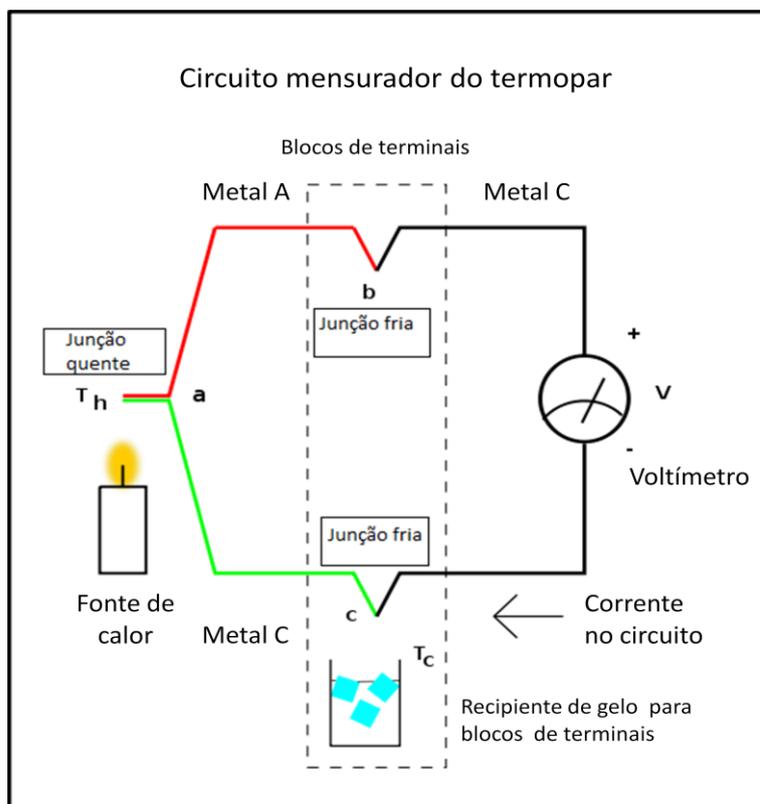


Figura 2.14: Circuito básico de medição com termopar [22] (Com adaptações).

Portanto, para metais típicos utilizados em termopares, a voltagem nos terminais, Figura 2.14, aumenta quase linearmente com a diferença de temperatura entre a junção quente e a junção fria, porém somente uma faixa bem limitada de temperaturas [21]. Para precisões maiores em casos mais usuais onde a faixa de temperatura de trabalho já é relevante a tal ponto que passa a existir uma relação não linear entre a temperatura e voltagem induzida. E devido a isso, a fim de que as medidas sejam sempre mais precisas possíveis a equação que relaciona diferença de temperatura e tensão é dada pelo seguinte polinômio [21]:

$$\Delta T = \sum_{n=0}^N a_n * v^n. \quad \text{Eq.(6)}$$

Os coeficientes “ a_n ” são característicos para cada tipo de termopar, ou seja, esses coeficientes têm seus valores em função dos tipos de liga metálica que estão em contato na junção quente, bem como o índice e expoente “ n ” é dado de zero a 5 até 13, dependendo dos tipos de ligas metálicas que estão sendo empregadas no termopar. Vale ressaltar que a temperatura da Eq.(6) é dada em °C e a tensão “ u ” é dada em mV.

Pela Eq.(6) que é a equação característica de qualquer termopar, verifica-se que de fato ela é capaz apenas de calcular uma diferença de temperatura, porém, para o projeto deste trabalho o objetivo é tal que o cateter deve dispor de um dispositivo capaz de mensurar a temperatura absoluta na parede esofágica, com o propósito de controle térmico. Uma forma de contornar esse impasse quanto à Eq.(6)

é medir essa variação de temperatura a partir de uma temperatura de referência, que é a temperatura de junção fria, Figura 2.14. Onde essa temperatura de junção da Figura 2.14 tomada como referência, só é útil para ambientes laboratoriais para calibração do termopar, pois a junção fria deve ser mantida a uma temperatura controlada e é recomendado que ela seja na temperatura do ponto tríplice da água, ou seja, $0,01 \pm 0,0005^\circ\text{C}$ [21]. Não sendo conveniente para uso em mensuração e controle de temperatura em aplicações diversas. Ao invés disso, para aplicações de controle é geralmente introduzida uma segunda junção dos metais A e B, a uma temperatura diferente da que se quer medir, tomada como a temperatura de referência, conforme ilustra na Figura 2.15 [21]:

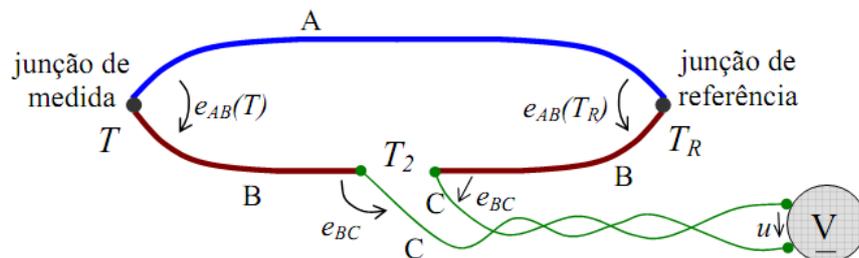


Figura 2.15: Introdução de uma segunda junção, a junção de referência para controle de temperatura [21].

A tensão lida pelo voltímetro, “ u ”, é função somente da temperatura da “junção de medida”, que é a temperatura que se pretende medir, e da “junção de referência”, que já é conhecida. O interessante da configuração do termopar da Figura 2.15 é que o efeito termoelétrico dos fios do voltímetro ou do metal de conexão do mesmo é completamente eliminado, resultando numa tensão elétrica lida como função apenas dos efeitos termoelétricos que acontecem nas junções de medida e de referência [21], conforme são relacionados pela equação

$$u(T) = e_{AB}(T) - e_{AB}(T_R). \quad \text{Eq.(7)}$$

As tensões parciais “ $e_{AB}(T)$ ” e “ $e_{AB}(T_R)$ ” são tensões que se desenvolvem nas junções de medida e referência, respectivamente. As normas ANSI e ISA recomendam que a temperatura de referência deva ser mantida a 0°C , porém outras temperaturas de referência podem ser trabalhadas [21]. E, portanto, a partir da tensão elétrica lida no voltímetro/multímetro ou qualquer circuito de processamento de dados é possível obter a temperatura da região esofágica pela equação

$$T = a_0 + a_1 * u + a_2 * u^2 + a_3 * u^3 + a_4 * u^4 + \dots \quad \text{Eq.(8)}$$

Resumidamente, a configuração de um termopar como mostrado na Figura 2.13 e 2.14 tem a medida da temperatura de interesse afetada pelo efeito termoelétrico dos condutores do voltímetro, pois eles são compostos de um terceiro tipo de metal, e isso acarreta em erros na medição. Porém, com essa configuração ainda é possível minimizar esse efeito termoelétrico indesejado devido às conexões

do voltímetro, mas é preciso manter a temperatura de junção fria a uma temperatura controlada, que só é razoavelmente obtida em laboratório, normalmente mantida em 0°C. Portanto, esse controle rigoroso da temperatura da junção fria (vide Figura 2.14) se torna inviável em aplicações genéricas do termopar. Sendo assim, a melhor configuração do termopar é aquela representada pela Figura 2.15, que adiciona uma segunda união dos dois metais constituintes do termopar, e essa nova união, quando mantida a uma temperatura de referência, que não aquela a ser medida e menor que essa, elimina o efeito termoelétrico indesejado das conexões do voltímetro ou de qualquer dispositivo medidor de tensão. E isso se traduz numa tensão elétrica fielmente relacionada com a temperatura a ser medida, e que estão relacionadas pela Eq.(8). Da Eq.(8), os coeficientes do polinômio são funções dos materiais constituintes do termopar [21].

2.3.2.2 OS TIPOS DE TERMOPARES ADEQUADOS PARA A APLICAÇÃO

Como o termopar é um dos possíveis dispositivos a serem adotados para a medição da temperatura da região esofágica via cateter, durante a ablação cardíaca, é necessário especificar os tipos de termopares ou pares de ligas metálicas possíveis para a aplicação. Como o cateter é um dispositivo de pequeno calibre, algo da ordem de 0,5 mm, os termopares utilizados devem ser constituídos apenas pelos fios metálicos e por algum revestimento isolante dos fios, tal como é feito nos fios condutores bitolados. Certas combinações de ligas metálicas têm se tornado populares como padrões industriais, onde essa seleção de combinação é dirigida por custo, disponibilidade, confiabilidade, precisão, ponto de fusão, etc [21]. Porém, são normalmente selecionados baseados na faixa de temperatura de trabalho desejada e pela sensibilidade. Os principais tipos de termopares são os do tipo K, E, J, N, T, C, M e os de Platina B, R e S [21].

Para a aplicação do cateter esofágico os tipos de termopares que podem ser utilizados, na verdade apenas como fios, são os do tipo K e J. O termopar do tipo K tem o fio metálico positivo composto pela liga Cromel, que é constituída de 90% de níquel e 10% de cromo, e o fio metálico par negativo composto pela liga Alumel, que é constituída de 95% de níquel, 2% de manganês, 2% de alumínio e 1% de silicone [23]. O termopar do tipo K é o mais comumente utilizado para aplicações gerais, sendo de baixo custo, tem uma sensibilidade da ordem 41 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ e pode trabalhar numa faixa de temperatura de -200° a 1350°C . O termopar do tipo J possui um fio metálico de ferro e outro fio par composto liga chamada de Constantan, que é constituída de 55% de cobre e 45% de níquel [23]. O termopar do tipo J possui sensibilidade mais elevada que o do tipo K, sendo ela de 55 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, e isso é benéfico no sentido da precisão do dispositivo, porém de maior custo [23]. Embora os tipos de termopares industrialmente padronizados que são adequados para a aplicação sejam esses dois citados anteriormente, não existe impedimento que pares de ligas metálicas dissimilares sejam sugeridas e testadas como termopares para o projeto do cateter esofágico.

2.3.2.2.3 AS VANTAGENS E DESVANTAGENS DOS TERMOPARES

Das vantagens dos termopares:

- ◆ Costumam ser dispositivos de baixo custo, sendo o menor custo de todos o do tipo K;
- ◆ Possuem uma rápida resposta no tempo;
- ◆ Podem medir uma extensa faixa de temperatura;
- ◆ Podem ser construídos apenas por um par de fios metálicos dissimilares, o que os tornam pequenos o suficiente para a aplicação no cateter esofágico.

Das desvantagens dos termopares:

- ◆ Possuem uma grande limitação por serem difíceis de fornecerem leituras com erros inferiores a 1°C, especialmente os do tipo K e J que possuem erros padrões da ordem de 2°C;
- ◆ Embora um rápido tempo de resposta, eles possuem sensibilidade de medição bem inferior a dos termistores, apresentados no tópico anterior;
- ◆ Embora de baixa dimensão, por poderem ser compostos apenas por fios, apresentam maior limitação geométrica que os termistores.

Uma conclusão muito importante que pode ser feita para os termopares, é que talvez eles não sejam adequados para a aplicação pelo fato de possuírem erros de leitura maiores do que 1°C, onde o controle de temperatura da parede esofágica deve ser bastante rigoroso durante a ablação cardíaca, pois caso contrário, poderá ocorrer a necrose dos tecidos esofágicos e cardíacos e possivelmente a morte do paciente.

2.4. DISPOSITIVOS PARA MEDIÇÃO DE PRESSÃO

Como tratado no tópico 1.5 do Capítulo 1, o cateter esofágico deve dispor de transdutores de pressão para medir as ondas de pressão dos movimentos peristálticos do esôfago para auxiliar no tratamento e diagnóstico de doenças esofágicas, tal como o espasmo esofágico difuso, que está relacionado ao mau funcionamento do esôfago, e até mesmo para auxiliar no diagnóstico de doenças gastroesofágicas, tal como a doença do refluxo gástrico. Ou seja, o objetivo do cateter em aferir as ondas de pressão peristálticas do esôfago, que deve ser feita em todo o canal esofágico, é para diagnosticar doenças ligadas ao esôfago. Para tal, transdutores de pressão devem localizar-se por todo o corpo do cateter, de forma intercalada, como ilustrado na Figura 2.16:

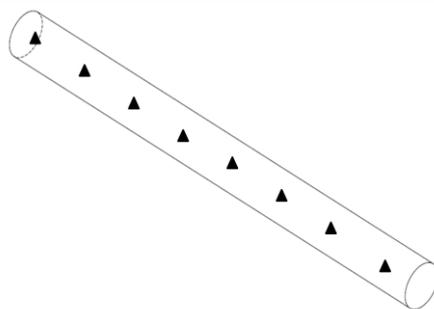


Figura 2.16: Esquema de distribuição de transdutores de pressão por todo o cateter.

A Figura 2.16 é apenas uma ilustração de como os transdutores de pressão devem ficar localizados no corpo do cateter, a fim de que várias regiões do esôfago possam ser detectadas quanto aos espasmos esofagianos, que podem ocorrer em toda extensão do esôfago, ou podem ocorrer apenas num determinado terço do canal. Um transdutor de pressão comercial é como mostrado na Figura 2.17, onde na ponta do mesmo encontra-se uma membrana flexível que sofre as deformações devido às ondas de pressão e acoplada a ela um sensor de deslocamento que capta e interpreta as deformações sofridas pela membrana, Figura 2.18 [24].



Figura 2.17: Transdutor de pressão comercial [25].

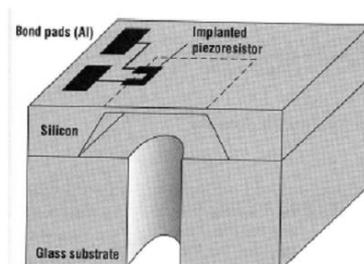


Figura 2.18: Esquema da parte interna do transdutor, constituído de uma membrana de silicone com um sensor de deformação anexado [24].

A Figura 2.18 mostra o esquema de um transdutor de pressão, onde se pode perceber que existe um substrato de vidro como suporte, com um canal, que através do qual passam os fios de conexão do

sensor para a emissão dos sinais. Percebe-se que existe uma cavidade com uma camada mais fina de silicone, que é justamente a membrana que sofrerá as deformações causadas pelas ondas de pressão do canal esofágico, e anexada a essa membrana encontra-se um sensor de deformação [24], que no caso da Figura 2.18 é mostrado um sensor piezoresistivo, mas outros tipos de sensores podem ser utilizados, tais como serão apresentados em seguida. O sensor sofre uma modificação de alguma característica física própria e essa variação é detectada por um circuito elétrico no qual o sensor é integrado, e esse circuito deve ser responsável por medir os sinais interpretados pelo sensor e identificar as ondas de pressões ocorrentes. Resumidamente, a membrana do transdutor de pressão sofre deformações devido às ondas de pressão no canal esofágico, e essas deformações criam um campo de tensões sobre a membrana, os quais são detectados pelo sensor anexado à membrana [24]. O sensor faz parte de um circuito elétrico responsável por interpretar os sinais recebidos e associá-los às ondas de pressões externas. A membrana do transdutor é um componente que já está praticamente definido, o qual deverá ter uma geometria tal como da Figura 2.18 e será feita em silicone. Esse tipo de membrana pode ser utilizada para trabalhar com vários tipos de sensores, os quais as opções possíveis são apresentadas no subtópico 2.4.1.

2.4.1 O SENSOR RESISTIVO

2.2.4.1 COMO MEDIR A PRESSÃO EXTERNA COM O SENSOR RESISTIVO

Os sensores resistivos são dispositivos que sofrem uma variação da sua resistência elétrica quando deformados, ou seja, quando os mesmos se encontram dentro de um campo de tensões, criado pelas ondas de pressão sobre a superfície da membrana, sofrem deformações relacionadas com a intensidade do campo e do Módulo de elasticidade do sensor resistivo, ou extensômetro. A Figura 2.19 [24] ilustra um extensômetro e as direções das tensões que são capazes de modificar a resistência elétrica do dispositivo.

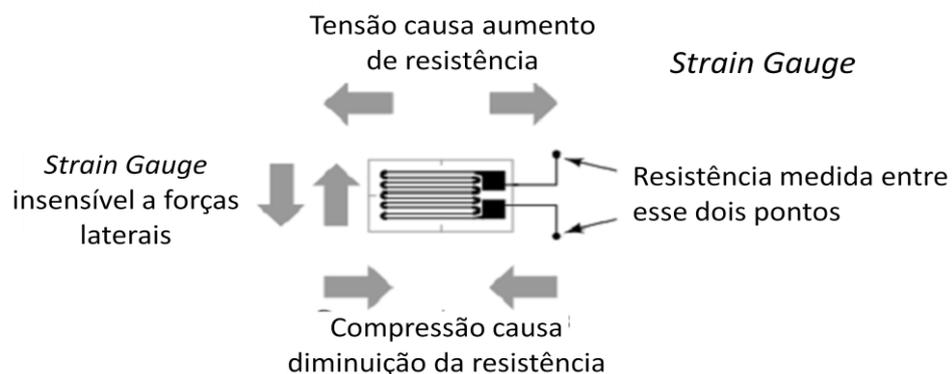


Figura 2.19: Sensor resistivo e as direções de tensão que são capazes de alterar a resistência elétrica [24] (Com adaptações).

São esses sensores resistivos como da Figura 2.19, que podem ser anexados a membrana deformável para compor o transdutor de pressão do cateter, onde o principal parâmetro físico desse dispositivo, que é a resistência elétrica, sofre variações quando o extensômetro é deformado, e essa variação de resistência em função da deformação pode ser deduzida a partir da equação básica da resistência de um condutor elétrico, da forma

$$R = \frac{\rho * L}{A}. \quad \text{Eq.(9)}$$

Onde ρ é a resistividade do condutor, que é uma propriedade relacionada ao material do extensômetro, L é o comprimento do condutor e A é a área da seção transversal do mesmo. Aplicando-se uma carga a este condutor, sendo ela de tensão ou compressão, sua resistência sofrerá uma mudança em função das variações do comprimento e da área de seção, além da variação da resistividade do material, quando o condutor é feito de material piezoresistivo. Essa variação da resistividade com a deformação ocorre devido às distorções elásticas da rede cristalina do material. Portanto, diferenciando-se a Eq.(9) em relação à “ R ” obtém-se [24]:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta \rho}{\rho}. \quad \text{Eq.(10)}$$

Onde $\Delta R/R$ é a variação da resistência do extensômetro em função da variação comprimento, da área e da resistividade quando submetido a uma carga ou tensão externa. É possível reorganizar a Eq.(10) a fim de obter a seguinte relação [24]:

$$S = G = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = (1 + 2 * \mu) + \frac{\Delta \rho/\rho}{\Delta L/L}. \quad \text{Eq.(10)}$$

Onde S , ou G , é a sensibilidade do sensor resistivo, e esse é um parâmetro que é fornecido pelos fabricantes de extensômetros. O termo “ μ ” é o módulo de Poisson do material do extensômetro, o termo $\Delta \rho/\rho$ é o chamado efeito piezoresistivo, somente presente em extensômetros fabricados em materiais piezoresistivos, que na verdade são materiais cerâmicos semicondutores [24]. E finalmente o termo $\Delta L/L$ está relacionado à deformação axial sofrida pelo sensor resistivo, que é produzida pela tensão local na membrana, criada pela pressão externa do canal esofágico.

A membrana do transdutor de pressão é um material elástico, e ela pode ser aproximadamente caracterizada pela lei de Hooke para realcionar o campo de tensões sobre ela, quando submetida às pressões externas, e o campo de deformações [24]. A Figura 2.20 [24] ilustra um estado deformado de uma membrana.

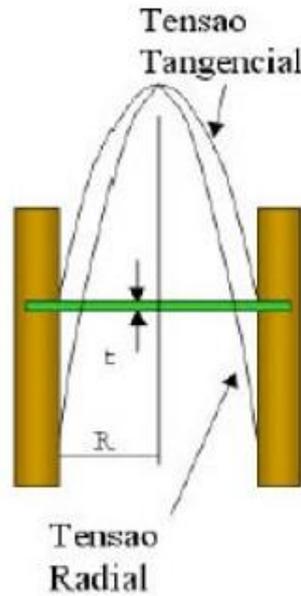


Figura 2.20: Estado deformado de uma membrana [24].

Onde as ondas de pressões externas, devido aos movimentos peristálticos do canal esofágico, geram um campo de tensões e conseqüentemente um campo de deformações sobre a membrana, como mostra na Figura 2.20. E o estado de deformação de um ponto da membrana pode ser dividido em duas componentes de deformações, a componente radial e a tangencial e que são equacionadas como [24]:

$$\varepsilon_t = 3 * P * R^2 * (1 - \nu^2) / (8 * t^2 * E) \quad \text{Eq.(12)}$$

$$\varepsilon_R = 3 * P * R^2 * (1 - \nu^2) / (8 * t^2 * E). \quad \text{Eq.(13)}$$

O termo “ P ” é a pressão externa, “ R ” é a posição radial do ponto sobre a membrana, vide Figura 2.20, “ ν ” é o módulo de Poisson do material da membrana. O termo “ t ” é a espessura da membrana e “ E ” é o Módulo de elasticidade do material, no caso, do silicone. Com relação às componentes de deformação do extensômetro são elas, a deformação axial, ε_a , na direção da tensão que causa variação da resistência elétrica do dispositivo, vide Figura 2.19. E a deformação transversal, ε_t , que é a deformação lateral do extensômetro, e é igual à deformação tangencial da membrana, Eq.(12). O termo $\Delta L/L$ da Eq.(11) dos sensores resistivos é a componente de deformação axial do mesmo, ε_a , e que está relacionada com a deformação transversal, ε_t , pelo coeficiente de Poisson do material do extensômetro pela seguinte forma [24]:

$$\mu = \frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_a}. \quad \text{Eq.(14)}$$

Ou seja, na verdade a Eq.(11) poder ser reformulada da seguinte forma [24]:

$$S = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon_a} = (1 + 2 * \mu) + \frac{\Delta \rho/\rho}{\varepsilon_a}. \quad \text{Eq.(15)}$$

Onde o termo $\Delta L/L$ da Eq.(11) é a componente de deformação axial do extensômetro, e medindo-se a variação da resistência elétrica, $\Delta R/R$, através de um circuito integrado ao extensômetro, é possível calcular a deformação axial, ε_a , a partir do momento em que se conhece a sensibilidade S , fornecida pelo fabricante. De posse da deformação axial obtém-se a deformação transversal ε_t , ou tangencial, pela relação de Poisson do material do sensor, Eq.(14). Por fim, é possível encontrar a pressão externa associada à variação de resistência elétrica detectada, pela Eq.(12) [24], uma vez que a componente de deformação tangencial é conhecida.

2.4.1.2 O TIPO DE CIRCUITO ELÉTRICO INTEGRADO AO SENSOR RESISTIVO

O circuito utilizado para fazer a leitura das variações de resistência do sensor resistivo é a ponte de Wheatstone, pois Segundo Leuckert (2000), a ponte de Wheatstone é um circuito que, além de ser capaz de comparar impedâncias (resistências, capacitâncias e indutâncias), também pode ser utilizado para medir suas variações relativas. A Figura 2.21 [26] ilustra o extensômetro como uma resistência elétrica da integrada à ponte.

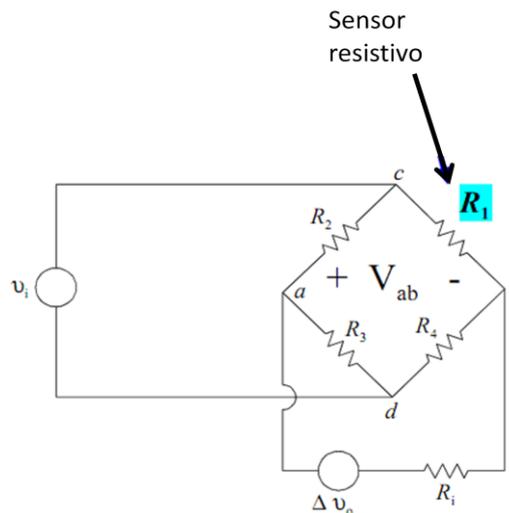


Figura 2.21: Sensor resistivo integrado à ponte de Wheatstone [26] (Com adaptações).

A princípio a ponte está em equilíbrio, ou seja isso significa que a relação $R_2 * R_4 = R_1 * R_3$ é obedecida e isso implica em uma tensão elétrica V_{ab} igual a zero. Porém, quando o sensor sofre uma variação da sua resistência de ΔR , a tensão V_{ab} passa a ser diferente de zero e a ponte não está em equilíbrio, e a relação entre essa tensão nos terminais “a-b” com a variação de resistência é dada por [26]:

$$V_{ab} = \frac{\Delta R}{4R} * V_i. \quad \text{Eq.(16)}$$

Onde V_i é tensão elétrica dos terminais “c-d”, vide Figura 2.21, logo é possível calcular a variação de resistência da $\Delta R/R$ e obter através das equações Eq.(12), (14) e (15) a pressão externa no canal esofágico. A Figura 2.22 [24] ilustra a membrana em silicone acoplada a ela uma ponte de Wheatstone, na qual encontra-se o sensor resistivo.

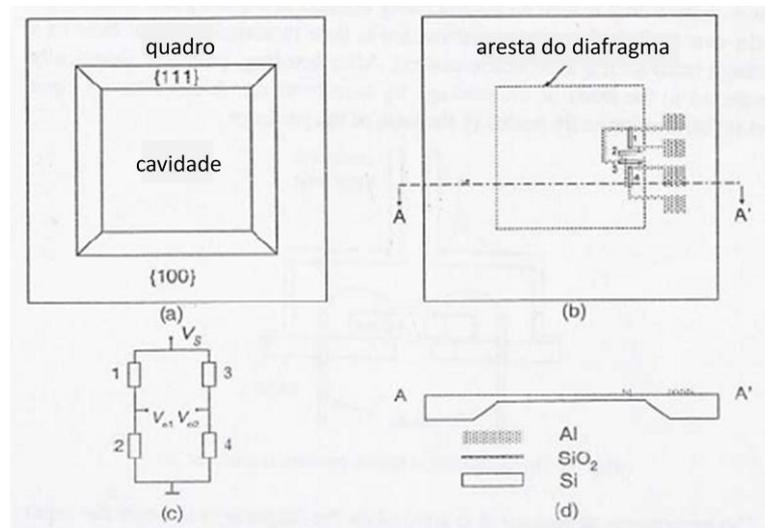


Figura 2.22: Transdutor de pressão [24] (Com adaptações).

Percebe-se pela Figura 2.22(b) a ponte de Wheatstone anexada à membrana, ou ao diafragma, a qual a região da cavidade, onde a membrana é mais fina, é a responsável por sofrer as deformações causadas pelas ondas de pressão externas, e que na Figura 2.22(c) o resistor “3” é o extensômetro, que no caso é fabricado em semiconductor a base de silício. Transdutores de pressão com sensores resistivos possuem uma precisão de medida da ordem de 0,25% [27].

2.4.1.3 OS MATERIAS PARA O SENSOR RESISTIVO

Os sensores resistivos podem ser feitos de materiais metálicos, cada qual com a sua sensibilidade “S”, a Tabela 2.1 [28] abaixo ilustra alguns exemplos de ligas metálicas para fabricação desses sensores. Porém sensores resistivos feitos em materiais semicondutores, ou seja, piezoresistivos possuem sensibilidades da ordem de 50 a 100 vezes a sensibilidade de extensômetros feitos em metais e ligas metálicas [27]. Um material piezoresistivo bastante utilizado para esse propósito é o Silício monocristalino, onde a sua elevada sensibilidade, da ordem de grandeza como citada anteriormente, possibilita que o sensor resistivo seja fabricado na escala micrométrica [27], o que o torna extremamente interessante para aplicação no cateter esofágico, pelo fato desse instrumento ser de pequenas dimensões. Esses sensores em silício monocristalino são fabricados segundo a tecnologia de Sistemas Micro Eletro-Mecânico (MEMS) (JIN, 2002).

Tabela 2.1: Ligas utilizadas para sensores resistivos [28].

Material	Sensitividade (S)
Platina (Pt 100%)	6,1
Platina-Iridio (Pt 95%, Ir 5%)	5,1
Platina-Tungstênio (Pt 92%, W 8%)	4,0
Níquel-Cromo V (Ni 80%, Cr 20%)	2,1
Isoelástico (Fe 55,5%, Ni 36%, Cr 8%, Mn 0,5%)	3,6
Níquel (Ni 100%)	-12,1

2.4.2 OS SENSORES CAPACITIVOS

Uma outra opção de sensor de deformação é o sensor capacitivo, que como o próprio nome diz, trata-se de um capacitor que tem a sua capacitância alterada com base nos deslocamentos da membrana em função das pressões peristálticas do esôfago. A Figura 2.23 [27] ilustra o funcionamento básico desse tipo de sensor.

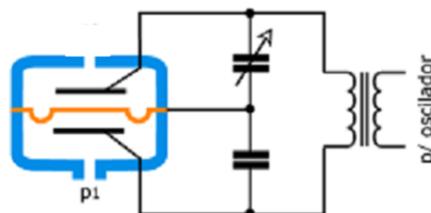


Figura 2.23: Transdutor de pressão com sensor capacitivo [27] (Com adaptações).

No transdutor de pressão capacitivo a membrana encontra-se no meio das placas paralelas, o que faz com que o dispositivo funcione como se fossem dois capacitores em série. Os deslocamentos da membrana devido às variações de pressão resultam em um aumento da capacitância de um e diminuição do outro. Em um circuito oscilatório, como mostrado na Figura 2.23, é possível detectar essas variações e inferir o perfil e intensidade das ondas de pressão. Como se tratam de dois capacitores em série, a variação de capacitância de cada um ocorre devido à variação da distância entre as placas paralelas, no caso uma das placas é a própria membrana. A variação de capacitância de um capacitor pode ser equacionada da seguinte maneira [26]:

$$K = \frac{\Delta C}{\Delta x} = -\epsilon_0 * \epsilon_r * \frac{A}{x^2}. \quad \text{Eq.(17)}$$

Onde “ x ” é distância entre as duas placas do capacitor, “ A ” é a área da placa, o termo “ ϵ_0 ” é a constante dielétrica do vázio, “ ϵ_r ” é a constante dielétrica relativa do meio (1,0 para o ar). E finalmente, o termo “ K ” é a sensibilidade do capacitor, que pode ser calculada pelo lado esquerdo da Eq.(17), ou seja, a priori esse parâmetro já é de conhecimento prévio. O circuito oscilatório da Figura 2.23 irá medir a variação de capacitância ΔC e a partir disso é possível determinar a o deslocamento Δx , que está diretamente relacionado com a pressão externa. Esse tipo de transdutor pode ser utilizado para pressões desde quase vácuo até cerca de 70MPa, e possui uma capacidade de medir variações de pressão de apenas 2,5Pa e uma precisão de medida de 0,01% [27].

2.4.3 OS SENSORES PIEZOELÉTRICOS

2.4.3.1 PRINCÍPIO BÁSICO DE FUNCIONAMENTO

Os transdutores piezoelétricos usam o efeito de mesmo nome para gerar um sinal elétrico, mais especificamente uma corrente elétrica, correspondente com o esforço mecânico a qual é submetido, ou seja, uma terceira possível solução para compor o transdutor de pressão é fazer uso de um sensor piezoelétrico. No caso desse tipo de sensor o transdutor de pressão apresentaria a seguinte configuração:

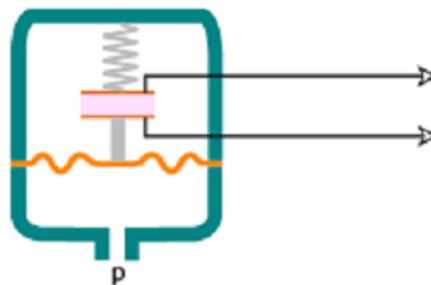


Figura 2.24: Transdutor de pressão com sensor piezoelétrico [27].

Onde a membrana encontra-se conectada fisicamente com o sensor piezoelétrico, e todos os esforços mecânicos os quais a membrana é submetida são transferidos diretamente para o sensor, que devido ao efeito piezoelétrico gera sinais proporcionais às solicitações mecânicas recebidas. Esse sensor deve ser conectado a um amplificador, responsável por intensificar o sinal gerado pelo sensor piezoelétrico. A Figura 2.25 [26] ilustra como é feita conexão do sensor piezoelétrico com o amplificador:

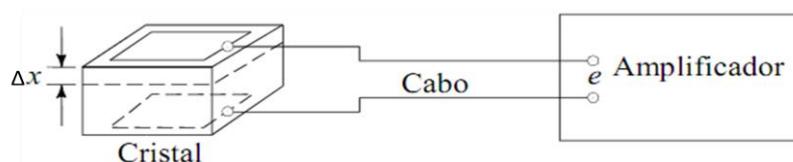


Figura 2.25: Circuito básico do sensor piezoelétrico para tratamento do sinal [26].

Esse sinal elétrico é uma corrente elétrica induzida quando o cristal piezoelétrico sofre uma deformação linear “ Δx ” devido a um esforço mecânico externo, onde esse sinal é relacionado com o deslocamento da superfície do sensor pela seguinte forma [26]:

$$q = k * F. \quad \text{Eq.(18)}$$

Onde “ q ” é a carga induzida proporcional à força externa “ F ”, e “ k ” é a constante piezoelétrica do material, dada em C/N . O sensor piezoelétrico é modelado como se fosse um capacitor de placas paralelas, a fim de se relacionar a tensão elétrica em Volts lida no amplificador em função da carga “ q ” induzida no sensor. Ou seja, a variação de tensão que surge no amplificador, devido às variações de pressão externas, é calculada considerando o sensor como se fosse um capacitor. E a quantificação dessa tensão, ou diferença de potencial, é dada pela seguinte equação [26]:

$$V = \frac{k * F}{C} = \frac{k * F * x}{\epsilon_0 * \epsilon_r * A}. \quad \text{Eq.(19)}$$

Da Eq.(19) a tensão elétrica induzida, “ V ”, é devido à carga elétrica induzida “ $k * F$ ”, relacionada com a distância “ x ” das superfícies do sensor piezoelétrico, com a área “ A ” de uma dessas superfícies, e com as mesmas constantes características de um capacitor, sendo elas a constante dielétrica do material piezoelétrico, ϵ_0 , e a constante dielétrica relativa do meio, ϵ_r , que no caso é o ar envolta do sensor ($\epsilon_r = 1,0$) [26]. Ou seja, a partir do circuito amplificador da Figura 2.25 é possível obter como dado de saída o perfil oscilatório da tensão elétrica V , e a partir a da Eq.(19) é possível encontrar a oscilação da força externa que está diretamente relacionada com as ondas de pressão esofágicas.

2.4.3.2 MATERIAIS PARA O SENSOR PIEZOELÉTRICO E ALGUMA CARACTERÍSTICAS IMPORTANTES.

Os sensores piezoelétricos geralmente são fabricados em cristal de Quartzo, porém pode-se lançar mão de outras opções de materiais como o cerâmico Titanato de Bário e até mesmo de materiais poliméricos, que podem chegar a serem até 100 vezes mais sensíveis que os sensores em cristal de Quartzo [27]. Como citado no tópico 1.5 do capítulo 1, a sensibilidade é um fator muito importante para a aplicação deste trabalho, pois além das dimensões do cateter esofágico serem muito limitadas existe também o fato de que as intensidades das oscilações das ondas de pressões no esôfago são pequenas de serem detectadas por sensores de sensibilidade usual, e devido a esse fator um dispositivo com elevada sensibilidade é crucial para a aplicação.

2.5 DISPOSITIVO PARA MEDIÇÃO DE pH

2.5.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO SENSOR DE pH

Os cateteres esofágicos utilizados para exames de pHmetria são constituídos de um sensor de pH bem característico, que na verdade são dispositivos já existentes no mercado, e que podem ser adaptados para trabalhar em conjunto com um transdutor de pressão e com um medidor de temperatura, tal como um conjunto de termistores, num mesmo cateter. Portanto, um medidor de pH, ou sensor de pH, é composto basicamente de três componentes, são eles o eletrodo medidor, o eletrodo de referência e um termômetro próprio. Os sensores de pH possuem um termômetro próprio pelo fato de que a concentração de íons H^+ varia com a temperatura, e portanto é necessário contabilizar o efeito dela na medição do pH [29]. Então, o sensor de pH é composto basicamente por dois eletrodos que estão em contato com o fluido externo a ser mensurado quanto à sua acidez, a Figura 2.26 [29] é uma ilustração desse tipo sensor.

Voltagem produzida entre os eletrodos é proporcional ao pH da solução

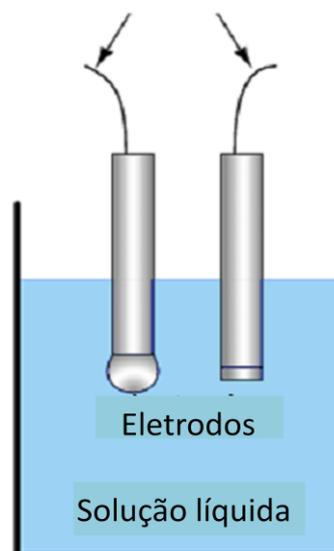


Figura 2.26: Sensor de pH [29] (Com adaptações).

Pela Figura 2.26 o eletrodo da esquerda é chamado de eletrodo medidor que é o responsável por criar uma diferença de potencial proporcional à concentração de íons H^+ na solução, enquanto que o eletrodo da direita é chamado de eletrodo de referência, o qual se mantém sempre em um potencial zero, independentemente da variação de concentração de íons H^+ na solução, e serve somente para fechar o circuito elétrico, para que a diferença de tensão elétrica induzida possa ser medida e interpretada [29]. O sensor de pH também deve localizar-se na ponta do cateter, junto ao transdutor de pressão, tal como é mostrado na Figura 2.26. O que é mais importante de se entender é que esses dois

eletrodos geram uma diferença de potencial proporcional à concentração iônica na solução, onde um pH igual a sete fará com que os eletrodos gerem uma tensão elétrica igual a zero entre eles. Em uma solução ácida, com pH menor de 7, a voltagem desenvolvida terá uma polaridade específica, positiva ou negativa, enquanto que se o pH for maior do que 7, no caso de um meio básico, a tensão elétrica terá uma polaridade oposta [29].

O eletrodo da esquerda da Figura 2.26 que é na verdade o responsável por produzir a diferença de potencial no circuito elétrico equivalente no sensor de pH, ele fabricado em vidro dopado com íons de lítio, necessário para criar uma barreira seletiva para filtrar os íons H^+ de outros íons dentro da solução [29], ou seja, o eletrodo é fabricado para reagir eletroquimicamente com os íons H^+ . A Figura 2.27 [29] ilustra o fenômeno que ocorre no eletrodo medidor.

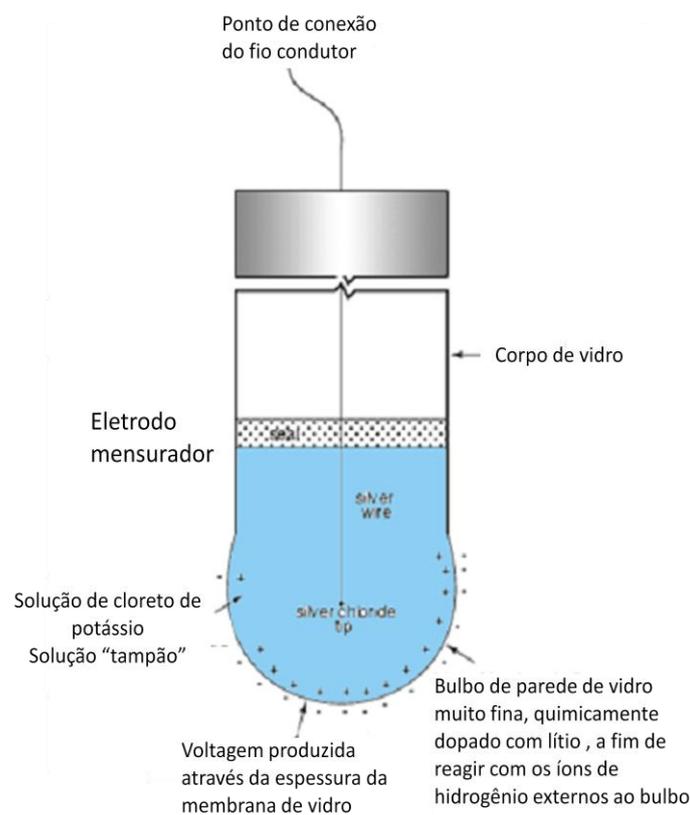


Figura 2.27: Eletrodo medidor do sensor de pH [29] (Com adaptações).

O eletrodo medidor é na verdade um corpo de vidro dopado com lítio, o qual no seu interior encontra-se uma solução de cloreto de potássio, e é através na fina espessura da parede de vidro do eletrodo que é induzida a diferença de potencial em função da solução ácida do meio externo [29]. Percebe-se pela Figura 2.27 que existe um fio de prata, o qual está em contato com a solução de cloreto de potássio, chamada de solução tampão. A voltagem que aparece através da parede de vidro do eletrodo faz com que o fio de prata fique em um potencial e o meio externo em outro.

Porém para que essa voltagem criada pelo eletrodo medidor seja detectável é necessário que o eletrodo de referência feche o circuito elétrico equivalente, onde na verdade essa é a única função desse eletrodo. A Figura 2.28 [29] ilustra o eletrodo de referência.

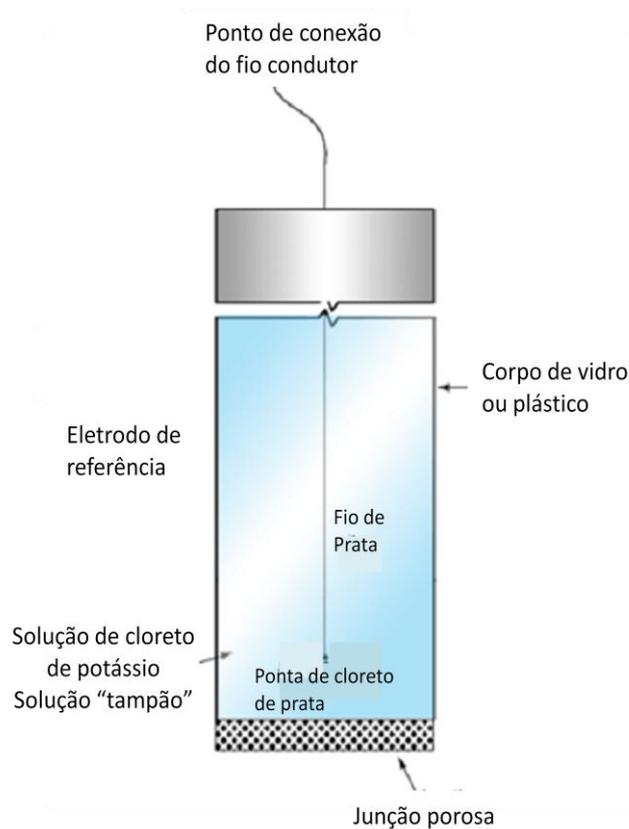


Figura 2.28: Eletrodo de referência do sensor de pH [29] (Com adaptações).

A proposta do eletrodo de referência é, além de fechar o circuito, prover estabilidade ao sensor. Esse é um eletrodo feito em vidro ou material plástico, o qual no seu interior encontra-se uma solução tampão de também de cloreto de potássio, a qual troca íons com o meio externo através de uma junção porosa, mantendo-se sempre em potencial nulo, independentemente da variação de concentração iônica do meio externo [29]. Pelo fato do eletrodo medidor ser composto de vidro dopado isso confere uma elevada resistência elétrica ao mesmo, algo da ordem Mega-ohms, e pelo princípio de funcionamento do eletrodo de referência faz com ele seja uma resistência elétrica da ordem de kilo-ohms [29]. Ou seja, aparentemente os eletrodos por serem feitos em vidro deveriam ser materiais isolantes, mas pelo princípio de funcionamento de cada um eles apresentam uma resistência elétrica finita, embora elevada.

2.5.2 O CIRCUITO ELÉTRICO EQUIVALENTE E A INTERPRETAÇÃO DA VOLTAGEM INDUZIDA.

O sensor de pH é na verdade um circuito elétrico, onde o eletrodo medidor é responsável por prover a voltagem do circuito, sendo ele próprio uma resistência elétrica no mesmo. O eletrodo de referência, além de ser o responsável por fechar o circuito elétrico, ele próprio também é uma resistência elétrica, porém de menor intensidade que o eletrodo medidor. E para se medir o pH, que é o propósito desse circuito equivalente, é necessário acrescentar um voltímetro ao mesmo, a fim de se coletar os dados referentes à voltagem induzida, sendo essa proporcional à concentração de íons H⁺ na solução do meio externo [29], que no caso são os fluidos estomacais que entram em contato com o sensor, para diagnosticar a doença do refluxo gastroesofágico. O circuito elétrico constituído pelo sensor de pH é mostrado em seguida.

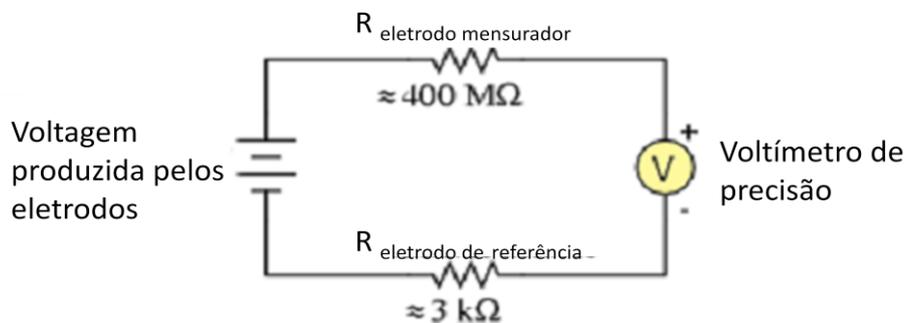


Figura 2.29: Circuito elétrico formado pelo sensor de pH [29] (Com adaptações).

Onde se percebe pela Figura 2.29 que a resistência mais elevada, 400MΩ, é o eletrodo medidor, e a outra resistência é o eletrodo de referência. Esse é o circuito elétrico formado pelo sensor de ácido, onde mesmo correntes elétricas muito pequenas atravessando as elevadas resistências de cada componente do circuito são detectadas pelo instrumento medidor, o voltímetro, que deve ser na verdade bastante sensível e preciso.

A voltagem lida pelo voltímetro é afetada indiretamente pela temperatura, pelo fato que de ela é capaz de interferir diretamente na concentração iônica da solução externa, e sendo assim, sensores de pH normalmente tem acoplados a eles um termômetro, para que através do uso da equação

$$E = E_0 - 0,198 * T_K * pH [mV], \quad \text{Eq.(20)}$$

seja possível encontrar a concentração de íons H⁺ corretamente [29]. Onde a Eq.(20) é a equação de Nernst, e essa equação contabiliza o efeito indireto da temperatura sobre a voltagem lida no voltímetro, “E” e o termo “E₀” é o potencial de repouso do sistema. Ou seja, através da Eq.(20) é

possível obter a concentração de pH do material estomacal que é deglutido para o esôfago uma vez medida a diferença de potencial induzida pelo voltímetro.

3. DESENVOLVIMENTO DOS DISPOSITIVOS PARA CONFEÇÃO DO CATETER.

Alguns cateteres em materiais poliméricos são fabricados segundo o uso de um molde, no qual ele é revestido do material polimérico na fase líquida e após a cura do polímero o molde é retirado, e tem-se o produto final. Este é um processo básico de fabricação de cateteres do tipo Vasculares e do tipo Sonda, que são fabricados em materiais poliméricos. Onde os cateteres Vasculares são tubos que são inseridos em vasos sanguíneos e são indicados para pacientes que necessitam de administração de medicamentos e soluções, para realização de exames tal como a ablação cardíaca [30]. Já os cateteres do tipo sonda são inseridos em orifícios corpóreos naturais, como diversos propósitos, tal como para drenagem ou alimentação por sonda [30]. As Figuras 3.1 e 3.2 [30] ilustram exemplos desses dois tipos de cateteres que são fabricados pelo uso de um molde.



Figura 3.1: Cateter do tipo Sonda [30].

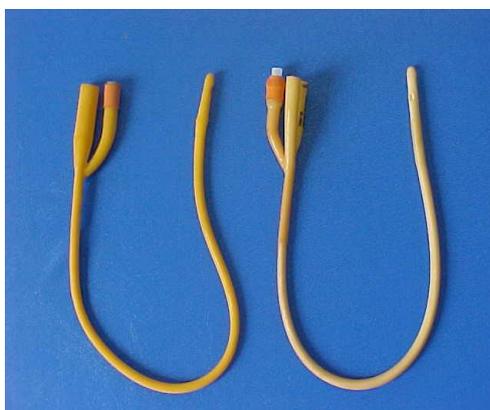


Figura 3.2: Cateter Uretral [30].

Para o cateter esofágico deste trabalho é indispensável que ele seja fabricado em material flexível, pelo fato de ser um dispositivo que irá trabalhar em uma cavidade corpórea flexível e que apresenta movimentos peristálticos, que é o esôfago. Dentre os materiais flexíveis biocompatíveis pesquisados, sendo eles látex, silicone e polietileno, foi selecionado o látex como matéria prima para fabricação do cateter. No subtópico 3.2.2 deste capítulo, são feitas explanações mais detalhadas do porque da seleção do látex como material de fabricação. Portanto, o cateter será fabricado segundo o mesmo método básico de fabricação de cateteres Vasculares e aqueles do tipo Sonda, que é pelo uso de um molde que tem o formato geométrico e é revestido pelo látex líquido, que é posteriormente curado e retirado do molde. O processo de fabricação de forma detalhada é abordado no capítulo 5.

3.1 TIPOS DE GEOMETRIAS PARA O MOLDE DO CATETER.

3.1.1 CONDIÇÕES INICIAIS PARA A ELABORAÇÃO DE ESBOÇOS DE POSSÍVEIS GEOMETRIAS DE MOLDES.

Foi necessário no início da fase de pré-projeto do cateter esofágico de medição elaborar alguns esboços de possíveis geometrias para o molde de fabricação do cateter. Esses esboços, ou desenhos esquemáticos, deveriam ser elaborados de forma a atender às distribuições pretendidas de sensores de pressão, temperatura e pH ao longo do cateter. Onde essa distribuição de sensores deverá ser feita conforme ilustrada na Figura 3.3.

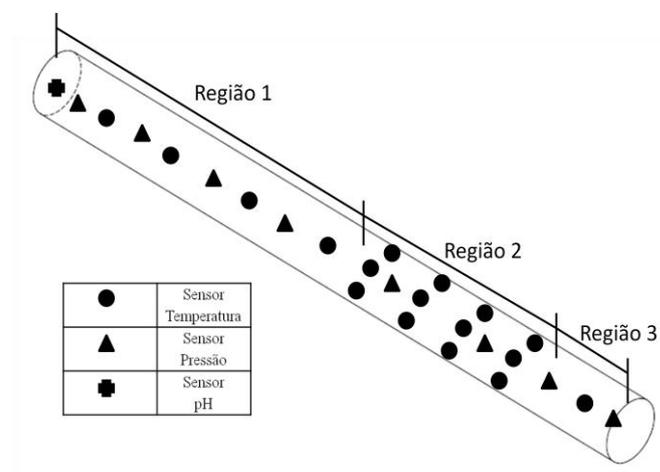


Figura 3.3: Desenho esquemático dos sensores por todo o cateter.

Logo, o molde deve ter uma geometria de forma a possibilitar tal distribuição desejada dos sensores ao longo de todo o corpo do cateter, sendo que a região 1 é a porção do cateter que está mais próxima do EEI, ou do acesso ao estômago. A região 2 é a responsável pela mensuração da temperatura durante os procedimentos ablativos, englobando a parcela de área do esôfago que está em contato com a porção do coração que é submetida a ablação cardíaca. E finalmente, a região 3, que é a

parcela do cateter esofágico que se encontra próxima ao EES (esfíncter esofágico superior). Percebe-se que na região 1 há sensores de temperatura e pressão em quantidades unitárias em cada posicionamento, e um único de pH na ponta (símbolo em cruz), que a região que se encontra no esfíncter esofágico inferior. Na região 2 a densidade de sensores de temperatura é maior, sobre a qual eles são dispostos radialmente em grupos separados, e existem sensores de pressão, onde é necessário apenas um em cada posicionamento deles. E a região menor 3, que segue a mesma lógica da região 1, exceto por não haver sensor de pH. Esta disposição de sensores ao longo do cateter deve ser desta forma devido ao fato de que os movimentos peristálticos anômalos, que criam os perfis de pressões terciárias ao longo do esôfago, que caracterizam alguma disfunção esofágica ou doença gástrica, podem ocorrer em apenas um dos três terços do esôfago. Ou seja, as doenças e disfunções associadas ao esôfago, conforme apresentadas no tópico 2.2 do capítulo 2, tem como sinais indicativos a presenças de perfis de onda de pressão anormais, e essas pressões podem ocorrer tanto ao longo de todo o tubo esofágico quanto em apenas um ou em dois dos três terços, os quais o esôfago é dividido. Por esse motivo é necessário que haja uma distribuição de sensores de pressão ao longo de todo o cateter, como mostrados na Figura 3.3. Os sensores de temperatura devem ter maior densidade de distribuição na região 2, devido ao fato de ser a região que estar em contato com a área da parede esofágica que é afetada termicamente pela ablação cardíaca, para o devido auxílio a fim de evitar a necrose dos tecidos cardíacos e esofágicos durante procedimentos ablativos. Nas outras regiões na Figura 3.3 existe uma pequena densidade de sensores de temperatura, que têm como função apenas de verificar a temperatura da parede esofágica.

3.1.2 DESENHO DE ESBOÇOS PARA O MOLDE DO CATETER

A partir das condições citadas no subitem 3.1.1, com respeito às disposições que os sensores devem ter ao longo do cateter, foi possível elaborar três tipos de geometrias para o molde do cateter utilizando o software de desenho mecânico tridimensional SolidWorks 2010. As geometrias foram pensadas de forma também a atender às aplicações que o cateter deve ter, no sentido de terem um tamanho de seção transversal baseado na aplicação para aquela determinada região do cateter. A Figura 3.4 ilustra a primeira possível geometria para o molde.

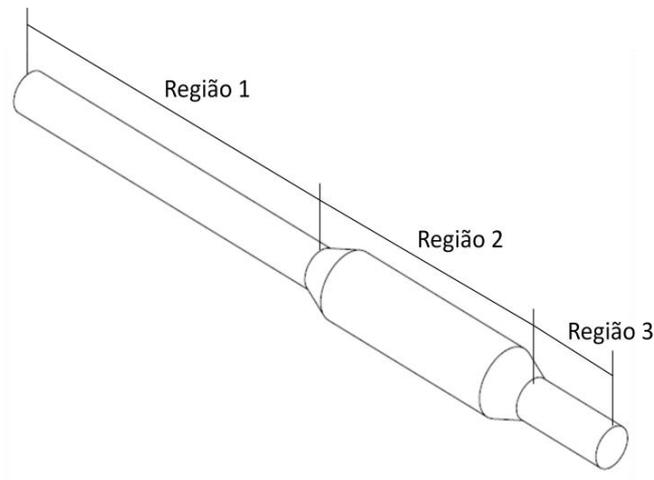


Figura 3.4: Geometria do tipo 1, para o molde do cateter.

Percebe-se que a região 2 da Figura 3.3 é na verdade na Figura 3.4 a região de maior seção transversal, isso pelo fato de que essa porção deverá estar em contato com a região esofágica termicamente afetada pela ablação. Ou seja, essa porção do cateter é necessária que seja de diâmetro maior devido ao fato de que quando o cateter for colocado em uso para auxiliar na ablação cardíaca, ele precisa envolver toda a região termicamente afetada, a fim de medir a temperatura com maior precisão possível. Em contra partida das porções com diâmetros menores do cateter, que tem apenas a função de detectar variações de pressão no interior do esôfago e medir pH de amostras gástricas, e com isso não necessariamente precisam ter algum contato físico com toda a parede esofágica. As outras duas diferentes geometrias são apenas adaptações daquela da Figura 3.4. A Figura 3.5 ilustra uma segunda possível geometria para o molde.

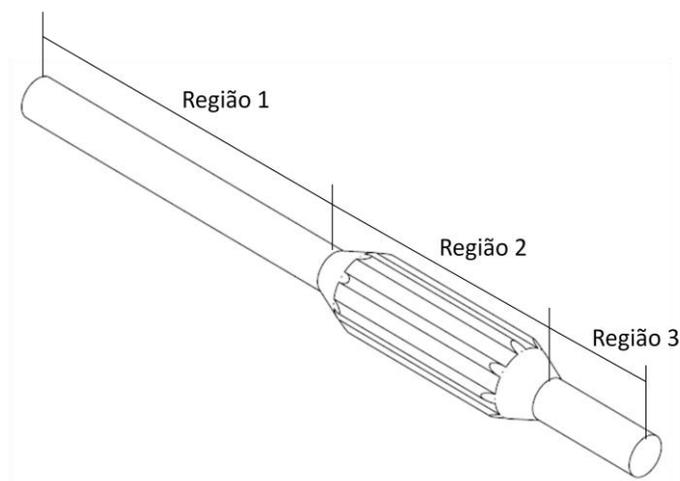


Figura 3.5: Geometria do tipo 2, para o molde do cateter.

Na Figura 3.5 existem saliências longitudinais a fim de que no momento do envolvimento total com a parede esofágica, haja um contato mínimo necessário, a fim de evitar maiores pressões de contra a parede esofágica, que caso contrário lesionar a parede, causando danos e complicações que

outrora não existiam. E finalmente o terceiro tipo de molde é ilustrado na Figura 3.6, agora com as protuberâncias na direção transversal, com a mesma finalidade de evitar o excesso de contato contra a parede esofágica e causar danos.

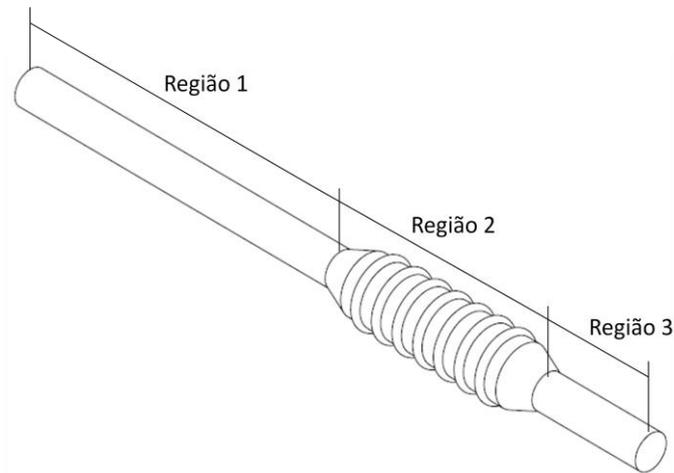


Figura 3.6: Geometria do tipo 3, para o molde do cateter.

Todas as três possíveis geometrias para o molde do cateter podem ser utilizadas para a aplicação deste trabalho, pois possuem o formato adequado para dispor os sensores da forma desejada e permitem a adequada funcionalidade. Porém foi preciso selecionar a melhor geometria para o molde, em termos de facilidade de fabricação, aquele que apresentar maior facilidade de confecção do cateter, o que vai conceber ao cateter maior rigidez e o que proporcionar o menor contato possível com a parede esofágica, se esse último critério for relevante para o nível deste trabalho.

3.1.3 ESCOLHA DO TIPO DE MOLDE MAIS ADEQUADO PARA A APLICAÇÃO

No processo de fabricação do cateter em látex, após a cura do polímero sobre o molde, o látex solidificado é retirado do molde manualmente virando do avesso a camada de látex solidificada. Ou seja, o formato dos relevos dos moldes com saliências é na verdade a parte interna do cateter fabricado, sendo a sua superfície externa um “espelho” da superfície do molde. Mesmo com o látex solidificado sobre o molde é possível retirar o látex parcialmente curado, pois o mesmo ainda encontra-se bastante flexível, o que posteriormente é passado por um processo de cura total em um forno a aproximadamente 70°C, para a solidificação completa. O processo de fabricação será tratado de forma detalhada no capítulo 5.

Nos moldes das Figuras 3.5 e 3.6 a existência desses relevos transversais e longitudinais tem o benefício de permitir o menor contato necessário com a parede do esôfago, porém os sensores de temperatura estariam dispostos de forma intercalada, ou de forma descontínua nessa região do cateter. Ou seja, pela Figura 3.7 percebe-se que o posicionamento dos sensores de temperatura é feito de maneira intercalada, com relação a direção longitudinal (região 2), onde ora uma faixa é preenchida

com sensores, ora a região seguinte (protuberância longitudinal) não tem preenchimento algum, pelo fato de que os sensores nessas protuberâncias não teriam contato físico algum com a parede esofágica. Mas apenas teriam contato com a parede esofágica as regiões que estão preenchidas pelos símbolos em círculos e triângulos. E isso caracteriza a existência do risco de uma determinada região do cateter sem sensores de temperatura (as regiões de protuberâncias longitudinais) estar sobre a região de temperatura crítica da parede esofágica, durante a ablação cardíaca. E acabaria que essa temperatura não seria captada pelos sensores que por ventura estivessem localizados nessas regiões de saliências, devido à ausência de contato físico com a parede esofágica.

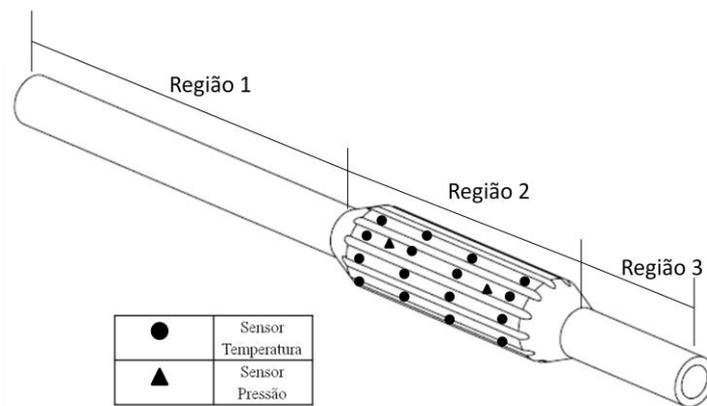


Figura 3.7: Esquema de cateter fabricado a partir do molde tipo 2, com a região 2 detalhada.

O cateter fabricado utilizando o molde do tipo 1, da Figura 3.4, é o melhor indicado para se evitar esse problema de determinadas regiões da parede do cateter ficarem sem sensoriamento de temperatura. Nesse caso os sensores seriam dispostos segundo uma malha xadrez, onde eles estariam localizados nas divisões de forma alternada. Podendo essa malha ser mais refinada, ou seja, com maior quantidade de divisões, ou “grosseira”, com menor quantidade de divisões, e conseqüentemente menor densidade de sensores de temperatura. A Figura 3.8 ilustra a disposição dos sensores de temperatura num cateter fabricado segundo esse tipo de molde.

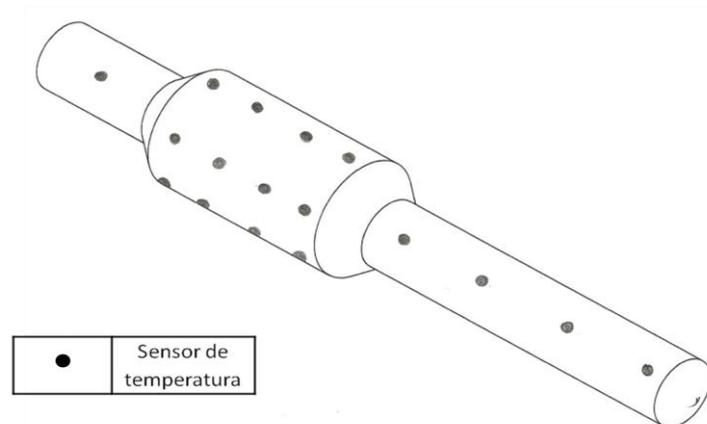


Figura 3.8: Molde do cateter do tipo 1, com a disposição dos sensores de temperatura.

Segundo o molde do tipo 2, a Figura 3.8 mostra claramente a maior variabilidade de dispor a malha de sensores sobre a superfície do cateter, devido à inexistência de protuberâncias que não permitem o contato físico com a parede esofágica. Portanto, por meio dessa maior variabilidade de disposição dos sensores, em detrimento de um cateter fabricado segundo o molde da Figura 3.7, a suscetibilidade a riscos de temperaturas críticas não estarem sendo medidas é reduzida drasticamente, pois não haveriam regiões salientes que impeçam o contato do cateter a parede esofágica. Existem outros fatores que fazem com que o molde da Figura 3.4, ou da Figura 3.8, seja o mais indicado para a confecção do cateter, sendo um deles a questão da facilidade de fabricação desse molde, cujo material é em Tecnil. Isso pelo fato de que os moldes com saliências na superfície demandam maior tempo de usinagem, onde cada relevo deve ser feito individualmente. Outro fator, que talvez o mais importante, é com relação ao objetivo do projeto deste trabalho, que é selecionar os sensores adequados para as medições, selecionar o material para o cateter, confeccionar um protótipo e finalmente verificar a sua funcionalidade. Portanto, nesse sentido convém escolher a geometria de molde mais simplificada possível, pois o objetivo final é apenas verificar se o cateter está realizando as medições adequadamente.

Logo, o molde da Figura 3.4 é a melhor escolha para a confecção do cateter devido aos principais motivos:

- ◆ É o molde que apresenta maior facilidade de fabricação via usinagem;
- ◆ Apresenta melhor arranjo de disposições dos sensores de temperatura, em forma de malha de xadrez, na região do cateter utilizada em auxílio na ablação cardíaca, o que não permite com que determinadas regiões da parede esofágica fiquem sem sensoriamento;
- ◆ Atende de forma satisfatória o objetivo principal do trabalho, que é de verificar a funcionalidade do cateter.

3.2 SELEÇÃO DO MATERIAL PARA CONFECÇÃO DO CATETER

3.2.1 O CONCEITO DE BIOCMPATIBILIDADE

Para a confecção do cateter foram propostas três opções de materiais biocompatíveis, são eles o polietileno, silicone e o látex. Existem outros materiais, como o PVC, utilizados na fabricação de cateteres esofágicos, tais como aqueles do tipo Sonda, vide Figura 3.1. Outros tipos de cateteres, inclusive alguns esofágicos, também são fabricados em polietileno, vide Figura 3.2. Os materiais utilizados em contato com tecidos e órgãos devem ser criteriosamente escolhidos e testados, devem ser suficientemente resistentes a impactos, para evitar fraturas durante o uso em qualquer aplicação a que sejam destinados. Não devem reagir quimicamente (possuir elevada inércia química) e nem liberar resíduos químicos, não devem apresentar variações importantes de resistência ou de consistência

quando expostos ao calor ou ao frio [31]. Essas são características básicas para que um material seja classificado como biocompatível. Ou seja, a biocompatibilidade dos materiais é estudada pelo emprego de uma bateria de testes de natureza biológica e física, onde os métodos biológicos visam estabelecer a existência e o grau de toxicidade dos materiais para com os tecidos. Consistem no implante de fragmentos do material em animais de experimentação e avaliação das reações locais eventualmente produzidas [31]. A inserção de soluções contendo extratos do material no interior do coração constitui bons indicadores de tolerância biológica, porque o coração é extremamente sensível a efeitos químicos nocivos e responde com grande redução de sua contratilidade [31].

Os métodos físicos são métodos empregados a fim de verificar parâmetros importantes tais como impermeabilidade, resistência ao impacto, ao rasgamento, à corrosão, etc. Todos para o adequado funcionamento do produto final. Com esses métodos biológicos e físicos demonstrou-se que muitos polímeros, tais como polivinil, nylon, silicone e látex são biocompatíveis, pois, principalmente, pelo fato de apresentarem elevada inércia química e biológica [31].

3.2.2 DAS OPÇÕES DE MATERIAIS BIOCAMPATÍVEIS PARA CONFECÇÃO DO CATETER

O silicone, como uma das opções de matéria prima para confecção do cateter, é um material é um polímero semi-sintético cuja molécula básica não contém carbono e sim cadeias de silício e oxigênio. Ele pode ser produzido na forma líquida, como resina ou como borracha, pode ser produzido em formulações de diversas consistências, mantendo a sua flexibilidade e estabilidade em temperaturas elevadas, sendo no máximo de 85°C [31]. Essas duas últimas características do silicone são muito importantes para utilização na medição de temperatura da parede esofágica afetada termicamente durante a ablação, a fim de que o material do cateter não sofra alterações mecânicas e físicas com temperaturas da ordem de 50 a 55°C. Inclusive algumas tentativas de melhorar a biocompatibilidade de determinados componentes incluíam revestimento de camadas finas de formulações especiais de silicone, para aproveitar suas excelentes propriedades de inércia química e biológica [31].

A segunda opção é o polietileno, que é um polímero obtido a partir da polimerização do etileno $(\text{CH}_2\text{-CH}_2)_n$, sendo um dos tipos mais comuns de plásticos existentes e o mais barato [32]. O polietileno é classificado em dois tipos principais, os de alta densidade (PEAD) e os de baixa densidade (PEBD). O que é mais comumente utilizado no ramo médico é o polietileno de alta densidade, por possuir propriedades de um material com elevada resistências a altas temperaturas, podendo trabalhar em ambientes de até 100°C. É um material inerte, de baixa reatividade, atóxico, que é uma das características mais importantes para um material biocompatível, e é impermeável [32]. O uso de Polietileno de Alta Densidade é estudado em diversas aplicações nas áreas de restituição óssea e de cartilagens ou como sustentação de tecidos [33].

E finalmente, a terceira opção de material estudada para a aplicação foi o látex natural, que é um material obtido mediante incisões no tronco da seringueira *Hevea brasiliensis*, e colocado em um recipiente com amônia para impedir a coagulação [34]. O látex é então submetido à centrifugação, com o objetivo de diminuir a quantidade de proteínas de sua composição natural, muitas delas responsáveis por reações alérgicas. Após a centrifugação, adiciona-se uma suspensão de enxofre e resina com o objetivo de conferir elasticidade e resistência mecânica [34]. Dentre os três materiais citados, o látex é o menos biocompatível, embora ele apresente um grau de biocompatibilidade aceitável, com baixa reatividade química e biológica com o organismo, sendo aplicado na medicina moderna na fabricação de biomembranas para reparo de defeitos ósseos em coelhos [35].

Dentre as opções de materiais levantadas, foi escolhido como matéria prima o látex natural pré-vulcanizado, embora ele seja o de menor biocompatibilidade se comparado ao polietileno e ao silicone. Porém, o látex natural tem sido alvo de pesquisa como matéria prima no desenvolvimento de um sistema de controle de fluxo esofágico, voltados para o tratamento da obesidade [36], que consiste na confecção de dispositivo em látex, para longa permanência no interior do esôfago. Ou seja, é um material de biocompatibilidade adequada para ser utilizado em contato com os diversos tecidos do canal esofágico, e os fatores decisivos quanto ao uso do látex natural foi quanto à facilidade de se encontrar no mercado o material na forma bruta, em contra partida do silicone e do polietileno na forma de matéria prima bruta não serem de fácil aquisição. E quanto à maior facilidade de manuseio do látex para fabricação do cateter, por envolver baixas temperaturas de cura, da ordem de 70°C, enquanto que o polietileno e o silicone envolvem temperaturas acima de 100°C.

4. SELEÇÃO DOS SENSORES PARA MEDIÇÃO DE TEMPERATURA, PRESSÃO E PH

Com o objetivo de o cateter realizar as medições de temperatura, pressão e pH faz-se necessário selecionar sensores adequados para a aplicação, no sentido de tamanho, com base nos limites geométricos do cateter, precisão, estabilidade e confiabilidade. A precisão requisitada está relacionada com a intensidade das variações das grandezas a serem medidas, onde a pressão é a grandeza que exigirá maior precisão do sensor para ela, pois as flutuações desta no canal esofágico são da ordem de 980 Pa, ou equivalente a 100 mmH₂O [37].

4.1 SELEÇÃO DO SENSOR DE TEMPERATURA

Para medição de temperatura foram apresentadas duas possíveis soluções no tópico 2.3.2 do capítulo 2, que foram elas o termistor e o termopar. Porém, da forma como foram apresentadas as vantagens e desvantagens do termistor e do termopar, nos tópicos 2.3.2.1.4 e 2.3.2.2.3, respectivamente, concluiu-se que o termopar constitui uma solução inviável para o desenvolvimento do cateter. Isso devido ao fato de que os termopares, de qualquer tipo, dificilmente conseguem aferir temperaturas com erros inferiores a 1°C, o que seria uma prática muito arriscada durante o uso do cateter para medir a temperatura em auxílio à ablação cardíaca, onde o controle térmico deve ser bastante rigoroso. Caso contrário, poderá ocorrer a necrose dos tecidos esofágico e cardíaco e possivelmente a morte do paciente. Já os termistores do tipo NTC constituem a melhor solução para o cateter, pelo fato de apresentarem uma acurácia que varia de 0,001° a 0,01° C, ou seja, os erros de medição da temperatura são da ordem de milésimo a centésimo de grau. Além do mais, os termistores podem ser utilizados para medir temperaturas até 150°C, sendo o limite de 55 a 60°C atingidos pela ablação cardíaca. Outras importantes características são que os termistores são a escolha mais econômica em sensores para medição de temperatura, além do que são dispositivos que não necessitam de calibração durante a sua vida útil, eles são calibrados uma única vez na fábrica de origem.

Um fornecedor e fabricante de termistores é a empresa estadunidense *Qti*, ou *Quality Thermistor INC*, com registro AS9100 e ISO 9001. A *Qti* fornece uma variedade de termistores, sendo as suas principais características as dimensões das partes do termistor, a faixa de temperatura de trabalho, a resistência elétrica, o tempo de reação térmica, o material da “cabeça” mensuradora, que influencia no tempo de reação, etc. O primeiro critério de seleção dos modelos de termistores foi feito com base no tamanho máximo adequado para ser utilizado no cateter, uma vez que é um instrumento de dimensões limitadas, sendo a sua região de maior dimensão de 30 mm de diâmetro, vide Figura 3.4. Bem como os sensores de temperatura deverão ser dispostos como mostrado na Figura 3.3, o que implica que os

termistores devem ser de menor tamanho possível, a Figura 4.1 [38] ilustra algumas características geométricas dos termistores NTC do tipo formato de gota.

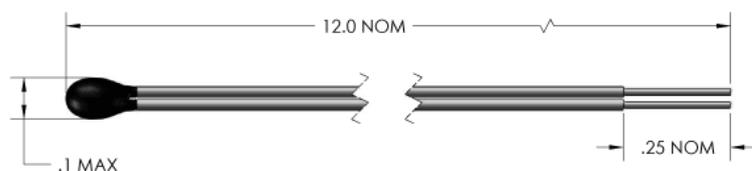


Figura 4.1: Termistor da classe QTMCC, da *Quality Thermistor, INC* [38] (Com adaptações).

Com base na restrição de tamanho foram selecionados os menores termistores da lista de produtos da *Quality Thermistors, INC*. Todos os termistores são diferenciados com base na classe de cada um, sendo uma determinada classe composta por muitos modelos de termistores, mas todos de mesmo tamanho da “cabeça” mensuradora. Foram quatro classes de termistores selecionados quanto aos menores tamanhos, como mostrados na Tabela 4.1 [38].

Tabela 4.1: Classes de termistores selecionados. [38]

Classe	Material da “cabeça”	Constante de tempo térmica [seg]	Faixa de temperatura de trabalho	Espessura da “cabeça” [mm]	Comprimento da “cabeça” [mm]
QMTCC	Resina epóxi	8,0	-55° a 125°C	2,54	2,54
QTUT	Tubo de poliamida preenchido com epóxi	<1,0	-50° a 100°C	0,5	3,8
QTMB	Resina epóxi	1,0	-55° a 125°C	0,97	0,97
QTGB	Vidro	20,0	-55° a 300°C	2,16	2,16

As quatro classes listadas na Tabela 4.1 são as de menores tamanhos da lista de oferta de termistores da *Quality Thermistor*, porém deve-se fazer um novo refinamento nessa seleção, com base em outros critérios necessários que ainda não foram levados em conta. Um segundo critério muito importante é com relação ao tempo de reação térmica, que nada mais é que o tempo que o termistor leva para reagir às mudanças térmicas externas, no sentido de variar a sua resistência de forma inversa à temperatura, e conhecida por meio de equações, para que se possa detectar a mudança de temperatura externa. Esse tempo de reação é a “constante de tempo térmica” da Tabela 4.1, e percebe-se que os termistores das classes QMTCC e QTGB possuem tempo de reação muito elevado, sendo eles de 8,0 e 20,0 segundos, respectivamente. Esses tempos são inviáveis para a aplicação do cateter esofágico, pois o auxílio no controle térmico durante a ablação cardíaca deve ser o mais rápido

possível, onde os aumentos de temperatura devem ocorrer em um tempo mais próximo do real possível, a fim de se evitarem com que temperaturas muito elevadas sejam atingidas e que fatalmente ocorram necroses dos tecidos. Portanto, os termistores das classes QTUT e QTMB são os mais indicados com base nesse segundo critério de seleção, com tempos de reação relativamente curtos (<1 e 1 segundos, respectivamente), se comparados aos outros dois com tempos de 8 segundos ou mais.

A partir das classes QTUT e QTMB de termistores, faz-se necessário uma terceira etapa de refinamento, porém agora com relação aos diversos modelos que compõem cada classe. Essa terceira etapa é feita com base no critério do erro de medição obtido pelo modelo de um determinado termistor, onde obviamente os termistores com menor erro tolerado devem ser os dispositivos finais selecionados. A Tabela 4.2 [38] apresenta os diversos modelos de termistores das classes QTUT e QTMB, cada qual com suas características intrínsecas.

Tabela 4.2: Dados técnicos de modelos de termistores. [38]

Classe	Modelo	Resistência elétrica [Ω]	Tolerância [$^{\circ}\text{C}$]
QTUT	14D6	10000	$\pm 0,1$ (0° a 50°C)
	14C6	10000	$\pm 0,2$ (0° a 50°C)
	7C3	2252	$\pm 0,2$ (0° a 70°C)
	11C3	5000	$\pm 0,2$ (0° a 70°C)
	14D3	10000	$\pm 0,1$ (0° a 70°C)
QTMB	14A3	10000	± 1 (0° a 70°C)
	14B3	10000	$\pm 0,5$ (0° a 70°C)
	14C3	10000	$\pm 0,2$ (0° a 70°C)
	16A3	15000	± 1 (0° a 70°C)
	16B3	15000	$\pm 0,5$ (0° a 70°C)
	16C3	15000	$\pm 0,2$ (0° a 70°C)

A partir dos dados da Tabela 4.2, é possível decidir de fato quais são os termistores que podem ser utilizados como sensores de temperatura do cateter esofágico. Portanto, dos dados dessa tabela, o primeiro critério de escolha é quanto aos modelos que oferecem os menores erros tolerados de medição da temperatura. E um segundo critério é com base nos limites de temperatura atingidos pela ablação cardíaca, que é da ordem de 55 a 60°C , portanto, outro critério refinador é selecionar dentre os modelos que apresentam os menores erros, aqueles que oferecem um erro tolerado, cujo intervalo de temperatura válido para esse erro, contenha o limite prático de temperatura atingido pela ablação. Com isso a Tabela 4.3 [38] final apresenta os termistores especificados que podem empregados no cateter.

Tabela 4.3: Opções de termistores que podem ser empregados no cateter. [38]

Classe	Modelo	Resistência elétrica [Ω]	Tolerância [$^{\circ}\text{C}$]
QTUT	7C3	2252	$\pm 0,2$ (0° a 70°C)
	11C3	5000	$\pm 0,2$ (0° a 70°C)
	14D3	10000	$\pm 0,1$ (0° a 70°C)
QTMB	14C3	10000	$\pm 0,2$ (0° a 70°C)
	16C3	15000	$\pm 0,2$ (0° a 70°C)

O nível de refinamento poderia ser ainda maior, no sentido de selecionar o termistor de menor erro tolerado dentre todos, sendo ele o termistor QTUT-14D3, com tolerância de $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$. Porém, os outros termistores com erro de medição de $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ são aplicáveis ao cateter, pois erros desta ordem ainda são aceitáveis, devido ao fato de que o limite de temperatura permitida para se evitar a necrose dos tecidos, é um valor conservador, bem abaixo da temperatura de início do dano permanente. A questão dos preços dos modelos de termistor poderiam ter sido levada em conta nos critérios de seleção final, porém por falta desses dados ou até mesmo por talvez não serem significativos, eles não foram considerados. As Figuras 4.2 e 4.3 [38] ilustram as aparências dos sensores das classes QTUT e QTMB, respectivamente.

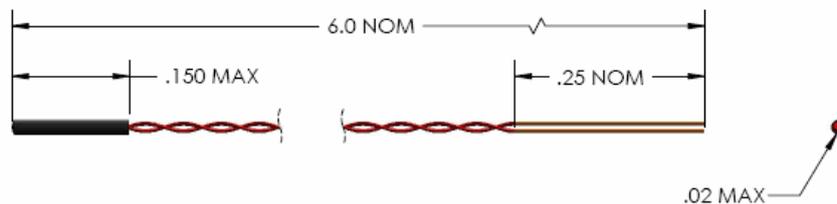


Figura 4.2: Termistor da classe QTUT [38].

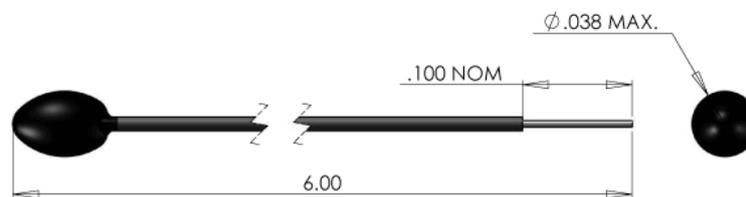


Figura 4.3: Termistor da classe QTMB [38].

4.2 SELEÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO

4.2.1 CRITÉRIOS DE SELEÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO

O sensoriamento de pressão deve ser avaliado em toda a extensão do canal esofágico, ou seja, deve haver sensores de pressão ao longo de todo o cateter, sobre o qual eles devem estar dispostos de forma intercalada, pois não é possível cobrir toda a superfície do cateter com sensores. A necessidade de sensoriar todo o canal esofágico se dá pelo fato de que os espasmos esofagianos, que são caracterizados por perfis de pressões anômalas, ou terciárias, podem ocorrer por todo o corpo do esôfago ou em apenas num dos terços que formam o canal. Ou seja, os espasmos difusos podem ocorrer no terço que contém o EES (esfíncter esofágico superior), nos dois últimos terços, ou por todo o corpo esofágico. A Figura 4.4, de forma semelhante ao desenho esquemático da Figura 2.16 do capítulo 2, representam como devem estar dispostos os sensores de pressão ao longo do cateter, sendo o distanciamento entre eles deve ser definido e padronizado.

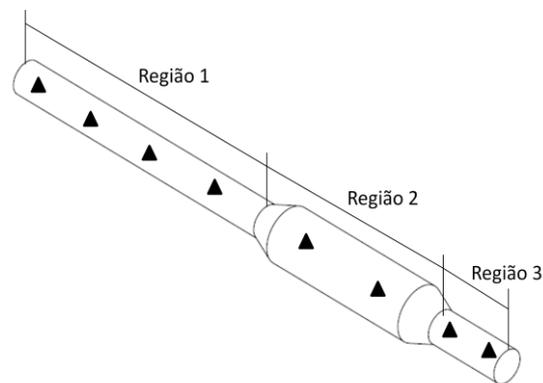


Figura 4.4: Esquema da distribuição de sensores de pressão pelo cateter.

Porém esses sensores precisam ser especificados, onde no subtópico 2.4, do capítulo 2, foram apresentados três tipos possíveis de sensores, os resistivos, os capacitivos e os piezoelétricos. Para o fim deste trabalho foram adotados os sensores resistivos, pelo fato da maior facilidade de encontrá-los no mercado na geometria adequada para a aplicação no cateter esofágico. É necessário que o sensor de pressão seja de pequenas dimensões e achatado, no formato de fita, para que possam ser acoplados à superfície do cateter sem interferirem significativamente no relevo do cateter. Sendo assim os sensores resistivos são mais facilmente encontrados nessa geometria desejada, sendo que o sensor resistivo é constituído basicamente por um extensômetro ligado a dois terminais elétricos, para transmissão dos sinais, como ilustrado na Figura 4.5 [39].

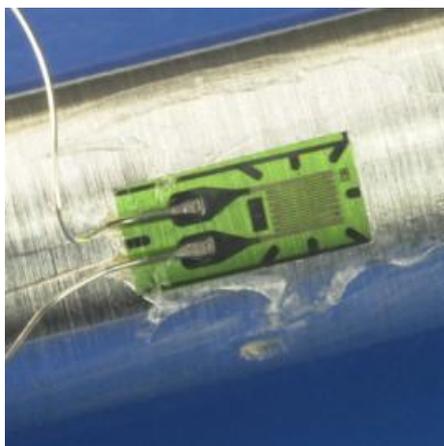


Figura 4.5: Extensômetro numa superfície metálica sujeita a tensões [39].

Um fabricante de sensores resistivos é a *Interlink Eletronics*, que classifica seus modelos de sensores como FSR (*Force Sensing Resistor*), sendo diferenciados por nomenclaturas posteriores ao termo FSR. Tal como os primeiros passos de seleção dos termistores se deu por aqueles de tamanhos reduzidos, da ordem de 2,0 mm de superfície útil (vide Tabela 4.1), o mesmo foi feito para os sensores de pressão a partir dos diversos tipos de sensores fabricados pela *Interlink Eletronics*. A Figura 4.6 [40] apresenta um sensor de pressão resistivo fabricado pela *Interlink Eletronic*.



Figura 4.6: Sensor de pressão resistivo FSR 402 [40] (Com adaptações).

A Tabela 4.4 [40] apresenta três modelos de sensores resistivos da *Interlink Eletronics* selecionados a priori a partir do quesito tamanho, pelo fato de serem necessários sensores de tamanho reduzidos, da ordem de poucos milímetros, para a aplicação.

Tabela 4.4: Dados técnicos de modelos de sensores de pressão. [40]

Modelo	Intervalo de sensibilidade de força	Diâmetro da superfície de contato	Largura x Comprimento da superf. de contato	Intervalo de temperatura de trabalho
FSR 400	0,1 – 10 N	4,0 mm	-	-30° a 70°C
FSR 402	0,1 – 10 N	12,7 mm	-	-30° a 70°C
FSR 408	0,1 – 10 N	-	5,08 x 609,2 mm	-30° a 70°C

Após a prévia seleção dos modelos de sensores resistivos com base nos menores tamanhos, foi feita uma seleção final ainda com relação ao tamanho do sensor, porém daquele de menores dimensões dentre todos, haja vista que pela Tabela 4.4, os três modelos de sensores apresentam as mesmas bandas de sensibilidade de força e de temperaturas de trabalho. Mas de fato quanto aos sensores de pressão o quesito tamanho tem grande peso dentro dos critérios de seleção, nesse caso, o sensor FSR 400 é o melhor indicado para a aplicação devido ao fato de sua superfície de contato possuir um diâmetro de 4,0 mm apenas, o que a priori, mostra-se adequado para trabalhar na superfície do cateter. O cateter deve dispor de sensores de pressão como mostrado na Figura 4.4, de forma intercalada, portanto o FSR 400 estará em contato com superfícies com diâmetros desde 15,0 a 30,0 mm de seção, portanto uma superfície de contato de 4,0 mm de diâmetro do sensor de pressão mostra-se de tamanho adequado para a aplicação. A Figura 4.7 [40] apresenta o sensor FSR 400 e a Figura 4.8 [40] o FSR 408.



Figura 4.7: Sensor de pressão resistivo FSR 400 [40] (Com adaptações).

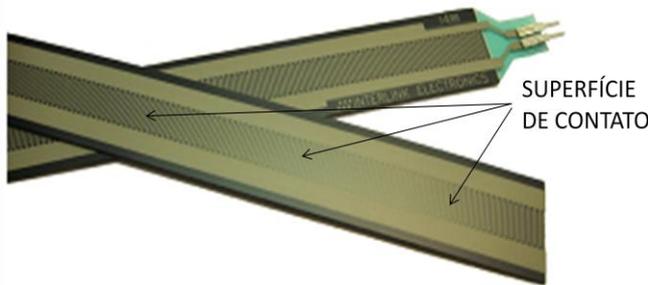


Figura 4.8: Sensor de pressão resistivo FSR 408 [40] (Com adaptações).

Com respeito ao sensor de pressão FSR 400 da Figura 4.7, a região de contato é a que possui o diâmetro de 4,0 mm, sendo que os terminais possuem um comprimento da ordem 20,0 mm, podendo esses comprimentos serem cortados em comprimentos menores, a fim de ajustar a disposição dos sensores na superfície do cateter, pois outros sensores, como de temperatura e pH, vão também sobre a superfície do cateter. O sensor FSR 408 da Figura 4.8 pode ser interessante para a aplicação deste trabalho, pelo fato de ele poder ser cortado em quaisquer comprimentos desejados, uma vez que seu comprimento de fábrica é de 609,2 mm, vide Tabela 4.4, e sua superfície de contato se estende por todo o comprimento da fita. Além do mais, o FSR 408 possui aproximadamente 5,1 mm de largura de

fita, o que é um valor bastante próximo do diâmetro de 4,0 mm da superfície de contato do FSR 400, e conforme indicação do fabricante, o FSR 408 pode ser cortado em comprimentos muito curtos, a fim de adaptá-lo à aplicação desejada. Portanto, adicionalmente, tanto o sensor de pressão FSR 400, tanto o FSR 408 são sensores viáveis à aplicação do cateter esofágico, pelo fato de possuírem pequenas superfícies de trabalho e poderem ser adaptados aos quanto aos limites geométricos da aplicação.

4.2.2 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS ADICIONAIS DOS SENSORES RESISTIVOS DA SÉRIE FSR

Algumas características técnicas, que confirmam a utilização dos sensores resistivos da serie FSR, em especial dos modelos FSR 400 e 408, são interessantes de serem salientadas, a fim de registro dessas qualidades técnicas. A primeira delas é com respeito ao princípio de funcionamento desses sensores resistivos, que têm a sua resistência elétrica variada de forma inversa com a intensidade do esforço mecânico, no caso da aplicação do cateter esofágico, da intensidade das ondas de pressão ocorrentes no canal do esôfago. Essa resistência elétrica varia de forma substancial com a intensidade de esforço mecânico, o que faz com que os sensores FSR sejam bastante sensíveis com a variação de pressão do meio externo. A Figura 4.9 [40] ilustra essa relação da resistência elétrica com a intensidade de esforço num gráfico log-log.

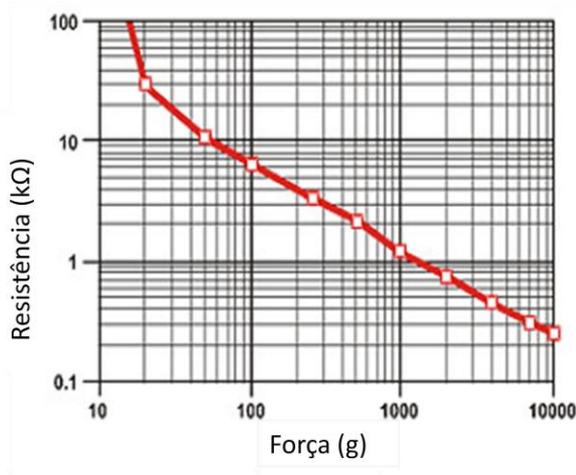


Figura 4.9: Gráfico log-log da resistência elétrica pela força aplicada de um sensor resistivo do tipo FSR [40] (Com adaptações).

Sendo que como explicado no capítulo 4, detectando-se a variação da resistência elétrica por meio de um circuito elétrico próprio, é possível identificar e traçar o perfil das ondas de pressões externas. Outras características técnicas dos sensores de pressão do tipo FSR são apresentadas na Tabela 4.5 a seguir.

Tabela 4.5: Dados técnicos dos sensores FSR 400 e 408 [40].

Modelo	Repetibilidade da força	Resistência elétrica inicial	Espessura de fita	Tempo de reação ao estímulo externo	Desvio de medição a longo prazo*	Vida em N° de atuações de esforço
FSR 400	± 2%	10 MΩ	~0,5 mm	< 3,0 microsegundos	<5%	10 milhões
FSR 408	± 2%	10 MΩ	~0,5 mm	< 3,0 microsegundos	<5%	10 milhões

*35 dias de teste, com 1kg de carga.

A característica mais importante de se salientar quanto aos dados da Tabela 4.5 é quanto à porcentagem de desvio de medição dos sensores FSR, que é da ordem de 5%, o que é um desvio bastante aceitável, pois o maior interesse da aplicação dos sensores de pressão é de identificar o formato dos perfis de pressão peristálticos do esôfago. Pois são os formatos desses perfis que levam ao diagnóstico de doenças e do estado fisiológico do órgão.

4.3 SELEÇÃO DO SENSOR DE PH.

Em se tratando do sensoriamento do pH no canal esofágico, devido ao refluxo de material estomacal para tal região, o que é empregado atualmente na medicina de diagnóstico de doenças causadoras do refluxo é a sonda de pH, que é um dispositivo único e específico para tal aplicação. Os sensores de pH são empregados em diversas aplicações, desde o setor industrial até o médico, exigindo com que diferentes tipos de sondas de pH sejam adequadas para uma aplicação específica. No subtópico 2.5 deste trabalho foi explicado o princípio de funcionamento básico de uma sonda de pH típica (ou sensor de pH), que consiste basicamente de dois eletrodos de potenciais elétricos, sendo um o eletrodo indicador e o outro o de referência. Conforme a Figura 4.10 a meia-célula que corresponde ao eletrodo indicador gera um potencial que é proporcional ao nível de concentrações de íons H^+ , o nível de acidez, do meio em se encontra o dispositivo. A meia-célula que corresponde ao eletrodo de referência gera um potencial elétrico quase constante, que não depende do pH. Sendo assim, uma diferença de potencial (voltagem) é criada entre os eletrodos, que é função do nível de acidez e da temperatura, Figura 4.10 [29].

Voltagem produzida entre os eletrodos é proporcional ao pH da solução

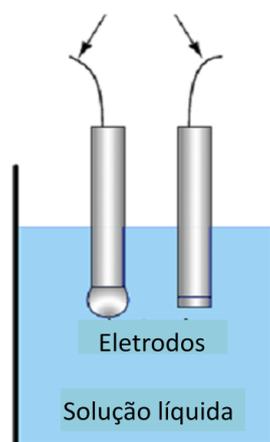


Figura 4.10: Par de eletrodos que constituem uma sonda de pH [29] (Com adaptações).

O que diferencia os diversos tipos de sondas de pH é quanto ao material dos quais são feitos os eletrodos de medição, sendo que no setor industrial são mais empregados sensores de pH a base de eletrodos de vidro e o mais reprodutível é o de eletrodos de hidrogênio (utilizado como padrão para calibrações). E existem outros tipos de eletrodos empregados em sondas de pH, sendo eles fabricados em materiais como o antimônio, o irídio e o paládio [41].

4.3.1 SELEÇÃO DO TIPO DE PAR DE ELETRODOS PARA O SENSOR DE PH.

O sensor de pH de eletrodos de antimônio (Sb) são os mais empregados no sensoriamento de pH para o diagnóstico de doenças gastroesofágicas, sendo os eletrodos de antimônio dispositivos de baixo custo e boa flexibilidade mecânica, importante para trabalhar no canal muito flexível do esôfago [41]. Eles são eletrodos de pequenas dimensões, como diâmetros de eletrodo da ordem de 5,0 mm; possuem grande sensibilidade eletroquímica às concentrações de hidrogênio; rápidas respostas com as variações das concentrações de íons de hidrogênio e possuem uma relação linear da Tensão (diferença de potencial) com o nível de íons H^+ (pH) para pH de 1 a 10 [41].

Na verdade, em aplicações atuais da pHmetria esofágica, apenas o eletrodo de indicação é fabricado em antimônio, que consiste numa faceta plana de cristal desse metal, que ao entrar em contato com a solução ácida do estômago ele é revestido pelo óxido de antimônio, formando um filme que é insolúvel ao meio ácido, mas reage aos íons de hidrogênio, fazendo com que ocorra o transporte de cargas elétricas no eletrodo indicador, surgindo assim um potencial associado a esse eletrodo. Já o eletrodo de referência é composto por uma liga de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl), sendo basicamente um eletrodo de prata recoberto pelo sal de cloreto de prata (AgCl), e que produz um potencial elétrico constante no eletrodo, independente do pH. A necessidade de contar com um eletrodo de referência se deve ao fato de ser impossível medir isoladamente o potencial produzido no

eletrodo indicador, havendo a necessidade de medir a diferença de potencial entre os eletrodos através da imersão do par de eletrodos na solução aquosa, cujo pH afeta diretamente a ddp aferida por um dispositivo leitor externo [41].

Os eletrodos fecham um circuito elétrico, no qual o fluxo de corrente, do ânodo ao cátodo, é realizado do eletrodo de referência (ânodo) para o eletrodo de indicação (catado), por esse último apresentar maior potencial elétrico. E a força eletromotriz, ou a diferença de potencial, que ocorre quando os eletrodos estão em contato com a solução aquosa pode ser medida pela Eq. (20), apresentada no subtópico 2.5.2, e reapresentada pela Eq (21),

$$E = E_0 - 0,198 * T_K * pH [mV]. \quad \text{Eq.(21)}$$

A Eq.(21) é a equação de Nernst, e é possível verificar que a leitura da tensão elétrica induzida pelo pH é função da temperatura, havendo a necessidade, portanto, de durante o procedimento de diagnóstico da doença do refluxo gastroesofágico registrar também a temperatura do meio pelo cateter esofágico. A fim de aplicar a equação de Nernst e obter por fim, a leitura correta da diferença de potencial e conseqüentemente a leitura do pH corretamente.

4.3.2 FORNECIMENTO DA Sonda DE PH

Foram pesquisados a Internet fornecedores de sondas de pH com eletrodo de antimônio, que são normalmente empregados na pHmetria esofágica atualmente, e portanto encontrou-se a empresa Alacer Biomédica, uma empresa brasileira fabricante de dispositivos médicos, em especial de sondas de pH para pHmetria esofágica especificamente, ou seja, com eletrodo indicador fabricado em antimônio e de referência fabricado em prata/cloreto de prata. Como os episódios de refluxo gástrico podem ocorrer em diferentes intensidades ao longo do dia, num indivíduo, torna-se necessário medir os níveis de acidez em diferentes posicionamentos no canal do esôfago. Ou seja, os refluxos gástricos num determinado período de tempo podem ocorrer em intensidades diferentes, o que implica em alcances diferentes do material gástrico no canal esofágico, ocorrendo muitas das vezes refluxo até a boca do paciente. O sensoriamento do pH em posições distintas é necessário pelo fato de que, um sensor de pH próximo ao EEI (esfíncter esofágico inferior) detectará um nível de pH superestimado, quando ocorrer um episódio de refluxo de grande intensidade.

Uma vez diante desse problema, a Alacer Biomédica fabrica sondas de pH com um, dois e três canais, que se referem aos diferentes posicionamentos de sensores de pH ao longo da sonda. E esses sensores de pH, no caso de sondas com dois ou três canais, possuem diversos tipos de distanciamentos entre si, afim de atender aos diferentes objetivos específicos de cada tipo de exame de diagnóstico de refluxo gastroesofágico. A Figura 4.11 [42] ilustra os diferentes tipos de sondas de pH fornecidas pela

Alacer Biomédica, com os vários tipos de distanciamentos padronizados entre sensores de pH (par de eletrodos) para sondas com dois ou mais canais.



Figura 4.11: Sondas de pH com um, dois e três canais (quantidade de par de eletrodos) [42] (Com adaptações).

Para a aplicação do cateter esofágico deste trabalho convém apenas trabalhar com sonda de pH de um único canal, que deve se localizar na extremidade do cateter que ficará próxima ao EEI (esfíncter esofágico inferior, como dito no sub tópico 3.1.1 e ilustrado na Figura 3.3 do capítulo 3. A opção pela sonda de um único canal (um único par de eletrodos) é pelo fato de que outros sensores de pH localizados mais acima no canal do esôfago estariam cobertos pela parede de látex do cateter, ou seja, a sonda de pH vai por dentro do cateter, até chegar na sua extremidade, que é a região de coleta das amostras gástricas. A Figura 4.12 esclarece o porque de se utilizar uma sonda com apenas um único canal, ou único sensor de pH.

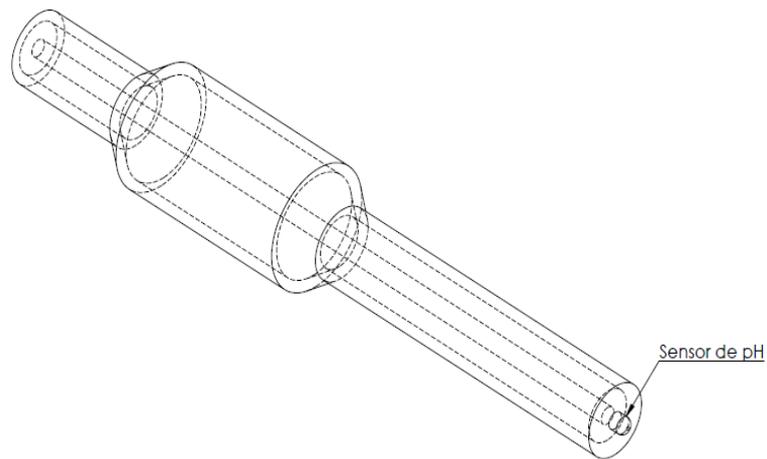


Figura 4.12: Posicionamento da sonda de pH no interior do cateter esofágico.

Pela Figura 4.12 verifica-se que caso houvessem outros canais ao longo da sonda, não seria possível captar o pH pelos sensores mais acima, pois estariam completamente cobertos pela parede de látex do cateter. Logo, com a tecnologia atualmente disponível em sensoriamento de pH esofágico só será possível a utilização da sonda de um único canal, com sensor de pH constituído de eletrodos de antimônio e prata/cloreto de prata, fabricado pela Alacer Biomédica. A Figura 4.13 [42] apresenta a região mensuradora da sonda de pH da Alacer Biomédica.



Figura 4.13: Sonda de pH da Alacer Biomédica [42].

A Alacer Biomédica disponibiliza juntamente com as sondas de pH comercializadas um receptor de dados, com conexão USB. Porém a título do projeto geral do cateter esofágico de medição de pressão, temperatura e pH, o uso desse receptor é dispensável, uma vez que o objetivo do projeto maior é de transmitir os dados coletados via *Wireless*, o que, porém, não é o foco a ser tratado neste trabalho, que é apenas de colaboração para o desenvolvimento do cateter. Que por sua vez consiste apenas em selecionar os sensores necessários, especificá-los, fabricar um protótipo em látex e realizar testes com os sensores de temperatura. A Figura 4.14 [42] ilustra o receptor de dados fornecido pela Alacer Biomédica.



Figura 4.14: Receptor de dados AL-3, da Alacer Biomédica [42].

5. CONFEÇÃO DO CATETER ESOFÁGICO

Nesse capítulo são apresentados os desenvolvimentos práticos do projeto do cateter esofágico, no que diz respeito na confecção do molde do cateter; aquisição de material para fabricação do protótipo em látex; elaboração de metodologia de fabricação do protótipo em látex, que envolve o controle de uma série de parâmetros; confecção do protótipo em látex segundo a metodologia de fabricação; aquisição dos sensores de temperatura (termistores), para a devida realização de teste em ambiente *in vitro*, via captação de medições por um circuito externo receptor de dados; e a amostragem desses dados de temperatura medidos (em anexo), a fim de comprovar a funcionalidade do cateter esofágico.

5.1 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.

5.1.1 CONFEÇÃO DO MOLDE DO CATETER.

A geometria de molde selecionada para a confecção do cateter foi justificada no subtópico 3.1.3, do capítulo 3 e é a ilustrada na Figura 5.1. Dentre os fatores que motivaram a seleção desse tipo de geometria para o molde do cateter, dentre os três tipos de geometrias pensadas, é quanto à maior facilidade de usinagem do molde tipo 1 (Figura 5.1).

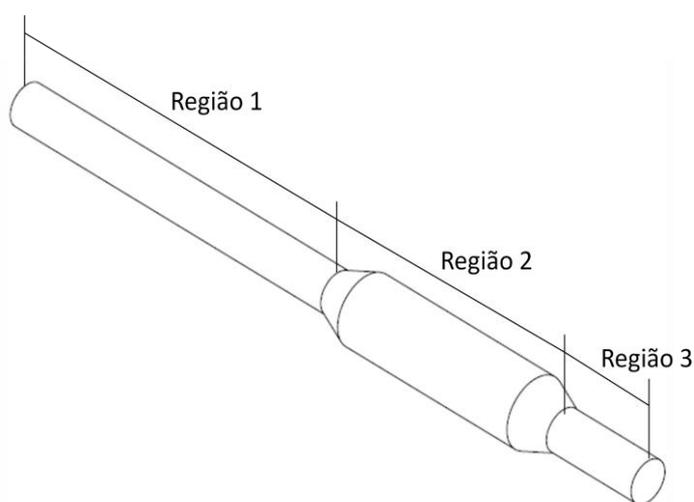


Figura 5.1: Geometria do tipo 1, para o molde do cateter.

Outro fator importante que culminou para a seleção do molde tipo 1, foi com relação às maiores possibilidades de distribuição dos sensores de temperatura na região de sensoriamento para ablação cardíaca (região 2, vide Figura 5.1). Uma vez que, num cateter feito pelo molde tipo 1, é possível cobrir qualquer porção de área da superfície da região 2, mesmo embora não seja possível sensoriar por completo essa área destinada à ablação cardíaca.

O molde do tipo 1 foi fabricado em tecnil, que é um polímero cuja estrutura química é baseada na poliamida, reforçada com fibras sintéticas ou minerais, de baixo peso específico e elevada relação resistência mecânica-peso. A confecção do molde foi feita a partir de um tarugo de 41,0 mm de diâmetro, e cortado no comprimento do molde do cateter, cujo desenho técnico de fabricação se encontra no Anexo 1. A partir do desenho técnico o molde foi usinado utilizando-se um torno mecânico da oficina do bloco SG9, na Universidade de Brasília. A Figura 5.2 apresentam o molde do tipo 1 fabricado em tecnil, sendo que fora fabricado uma única unidade.



Figura 5.2: Molde do tipo 1 fabricado em tecnil.

O molde possui um comprimento total de 240,0 mm, que é o comprimento médio do esôfago humano, valendo lembrar que o sensor de pH dever ser localizado numa extremidade do cateter, que deverá localizar-se em uma região próxima ao EEI (esfíncter esofágico inferior), como mostrado na Figura 5.3 [43].

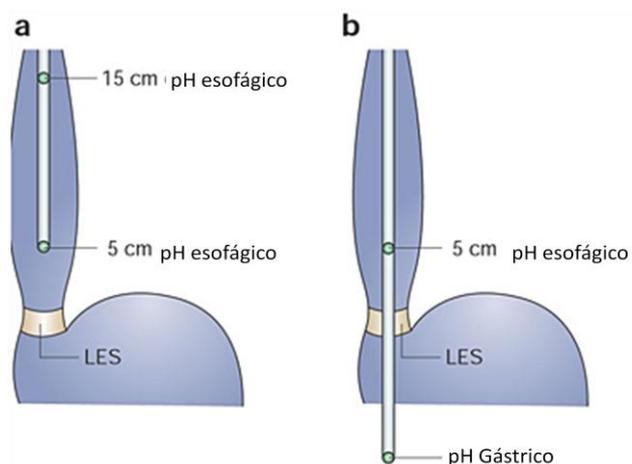


Figura 5.3: Figura ilustrativa do posicionamento da sonda de pH do canal do esôfago [43] (Com adaptações).

O molde possui um diâmetro máximo de 30,0 mm, referente à região 2 da Figura 5.1, responsável por abrigar a maior densidade de sensores de temperatura, para o controle térmico da região esofágica afetada termicamente pela ablação. E o molde possui um diâmetro mínimo de 15,0 mm, referente às regiões 1 e 3, porém esses diâmetros não foram decididos com relação a questões fisiológicas, que

impõem limites de dimensões, mas foram decididos apenas por critérios de fabricação e de verificação do cateter quanto à funcionalidade, ou seja, quanto às medições. Obviamente que as dimensões quanto aos diâmetros que compõem o molde do cateter devem ser avaliados e decididos levando em conta dois aspectos fundamentais, um com relação a um limite superior, que tem como objetivo evitar danos fisiológicos, considerando tanto o diâmetro frouxo (da ordem de 22,0 mm) como um diâmetro máximo de alargamento radial do esôfago. E com relação a um limite inferior, que leva em conta as menores dimensões práticas para o cateter, de forma que não inviabilize nenhum tipo de sensoriamento, seja por temperatura, pressão ou pH.

5.1.2 MATERIAL UTILIZADO PARA FABRICAÇÃO DO CATETER.

Como explanado no subtópico 3.2.2 do capítulo 3, o material selecionado para a confecção do cateter foi o látex pré-vulcanizado da PREVTEX, o qual foi encomendado 1 kg em loja especializada da cidade de São Paulo. O látex é um material inicialmente no estado líquido que se solidifica em contato com o ar atmosférico, sendo que o fator temperatura influencia fortemente nas características de sua solidificação, como aparência, rigidez, consistência e elasticidade do látex curado. Em estudos utilizando látex pré-vulcanizado, para confecção de um módulo esofágico em látex com objetivo de controle de fluxo esofágico para fins de tratamento de obesidade [36], verificou-se que existe uma faixa de temperatura ideal para a cura do látex, as chamadas temperaturas de vulcanização, de forma que ele apresente rigidez, elasticidade e textura aceitáveis para aplicações que lidam com o canal esofágico. Sendo essa faixa de temperatura de 70°C a 80°C, que fora empregada utilizando-se uma estufa.

5.1.3 O FORNO UTILIZADO

Para o propósito do cateter esofágico lançou-se mão do forno da *Electro Therm*, disponível na oficina do bloco SG9 da Universidade de Brasília, para se trabalhar com temperaturas de vulcanização do látex entre 70° e 80°C. A Figura 5.4 traz uma visão geral do forno utilizado.



Figura 5.4: Forno da *Electro Therm*, de temperatura máxima de 1500°.

Tal forno utilizado para se trabalhar nessas temperaturas ideais de vulcanização do látex tem capacidade para operar a temperaturas da ordem de 1500°C, o que faz com que em baixas temperaturas de trabalho o forno não consiga atingi-las com tanta precisão, sendo que algumas conclusões foram feitas em relação a essa questão e são tratadas no subtópico 5.3. O forno dispõe de um controlador manual de temperatura de operação, através de um mostrador digital. Porém foi adicionado por um canal de acesso no topo do forno um termopar, para monitorar a temperatura de trabalho, uma vez que as temperaturas de vulcanização são muito baixas se comparadas à capacidade do forno, o que implica em temperaturas irreais registradas pelo próprio forno.

5.1.4 ETAPAS DE CONFECÇÃO DO CATETER

Quanto ao processo de confecção do cateter em látex, existe uma metodologia básica de fabricação, que consiste nos seguintes tópicos:

- ◆ Adicionar o látex num recipiente em que se possa imergir o molde totalmente na direção vertical;
- ◆ Imergir o molde totalmente ao látex, ou parcialmente, e aguardar um período de 30 segundos para que o látex possa aderir melhor à parede de tecnil;
- ◆ Retirar o molde e levá-lo ao forno, já pré-aquecido na temperatura de vulcanização total do látex. Porém logo antes de levá-lo ao forno é importante realizar alguns movimentos alternados do molde, a fim de homogeneizar o látex sobre a superfície dele, pois caso contrário o mesmo tenderá a se concentrar numa de suas extremidades.
- ◆ O molde após o banho em látex deve ser colocado no forno na posição vertical, preso por algum suporte em uma de suas extremidades;
- ◆ O tempo de vulcanização no forno é um parâmetro de fabricação que deve ser refinado, de acordo com o tipo de rigidez, aspecto físico e textura desejados. Porém, pode-se iniciar com um tempo ao forno de 10 minutos;
- ◆ Passado o tempo ao forno, a camada de látex deve estar com um aspecto amarelado, que caracteriza uma vulcanização total. A vulcanização total confere rigidez, boa textura, resistência mecânica à tração, etc;
- ◆ Para se adicionar outra camada de látex o mesmo procedimento deve ser repetido por completo. Sendo importante levar o molde ao segundo ou n-ésimo banho, imediatamente após ter saído do forno.

5.1.5 RECIPIENTE UTILIZADO PARA IMERSÃO DO MOLDE.

No propósito deste trabalho foi fabricado um recipiente para colocar o látex líquido, sendo que esse recipiente foi pensado no sentido de economizar o máximo possível de látex. O molde de tecnil possui um comprimento de 240,0 mm, portanto um recipiente comum com uma altura de mais de 240,0 mm pode levar uma grande quantidade de látex, e uma vez que a quantidade adquirida é limitada (1kg de látex) torna-se necessário fabricar um recipiente que dê pra utilizar a quantidade disponível de látex e ainda economizá-la. Pensando nesse propósito foi fabricado um recipiente como mostrado na Figura 5.5. Esse recipiente cilíndrico possui uma altura de 320,0 mm e um diâmetro interno de 47,0 mm, sendo que o molde possui um diâmetro máximo de 30,0 mm.



Figura 5.5: Recipiente em aço inox para uso de látex líquido.

O recipiente foi fabricado a partir de um tubo em aço inox e cuja base foi fabricada em alumínio, que por sua vez é uma espécie de uma tampa, fixada por interferência. Por meio desse recipiente foi possível economizar uma grande quantidade de látex, inclusive deixando uma grande quantidade remanescente no frasco de látex líquido.

Seguindo as etapas do processo de fabricação do cateter em látex, é possível elaborar um protocolo de fabricação do cateter, que nada mais é que a elaboração de um padrão de confecção, envolvendo algumas variáveis, tais como temperatura de vulcanização (cura) total, tempo de cura no forno, quantidade de mergulhos em látex, para formar a espessura de parede desejada, e técnicas de manuseio do molde já imergido, a fim de homogeneizar a formação de camada de látex. A elaboração do protocolo de fabricação é obtida por meio da confecção de alguns cateteres em látex sem sensor algum, variando-se os parâmetros e verificando o produto. Posteriormente, com o protocolo em mãos, é possível fabricar o cateter com os sensores de temperatura, uma vez que já é conhecido um método de confecção que confere um látex com características físicas e mecânicas adequadas para cateterismo.

5.2 RESULTADOS

5.2.1 APLICAÇÃO DA METODOLOGIA DE FABRICAÇÃO E OBTENÇÃO DE UM PROTOCOLO DE FABRICAÇÃO.

5.2.1.1 PRIMEIRA TENTATIVA DE CONFECÇÃO.

Seguindo a metodologia de fabricação, inicialmente adicionou-se o látex ao recipiente em aço inox, e com o auxílio de um arame foi feito um suporte fixo em uma extremidade do molde de tecnil, como mostrado na Figura 5.6.



Figura 5.6: Recipiente contendo látex com molde de tecnil imerso.

A partir de então, com todo o aparato necessário para realização de mergulho do molde em látex, prosseguiu-se para a etapa da vulcanização, ou de cura, do látex ao forno. Sendo que inicialmente adotou-se uma temperatura de 80°C, como já empregada em trabalhos anteriores com aplicações envolvendo látex [36]. Essa fase de elaboração de um protocolo padrão de fabricação consiste em vários testes com variações dos parâmetros de confecção, como temperatura de cura, tempo de cura, entre outros. Portanto, após o primeiro mergulho do molde em látex, o mesmo foi levado ao forno à temperatura de 80°C, medida pelo termopar, e adotou-se um tempo de cura de 10 minutos; depois de passado esse tempo foi feita uma inspeção visual, primeiramente para verificar se houve uma vulcanização total do látex. Com a inspeção visual identificou-se regiões esbranquiçadas, características de látex não totalmente vulcanizado, o que prejudica a rigidez, resistência mecânica e a textura. Para uma segunda análise, após a primeira cura, realizada em 80°C, levou-se o molde a um recipiente com água, para retirar o cateter de apenas uma camada de látex curado, a fim de realizar um outro teste quanto à permanência do cateter no formato do molde. E verificou-se, após retirado o cateter do molde, que o mesmo não permanecia no formato, ao contrário, as paredes grudavam umas nas outras, sem manter a geometria do molde. Isso ocorreu devido à cura incompleta do látex, que prejudicou a rigidez do cateter.

5.2.1.2 SEGUNDA TENTATIVA DE CONFECÇÃO.

A cura incompleta é consequência de baixa temperatura de vulcanização e/ou tempo curto de permanência no forno. Portanto, foi fabricado um segundo cateter, ainda com objetivo de testes para elaboração de um protocolo ideal, no qual foram empregadas temperaturas e tempos de cura maiores, para identificar o efeito do aumento desses dois parâmetros sobre o produto final. Os dados da Tabela 5.1 são referentes à segunda tentativa de confecção do cateter, onde foram empregadas algumas temperaturas distintas, porém superiores a 80°C, e dois tempos distintos de cura ao forno. Nessa segunda tentativa foi empregado um maior número de camadas, que corresponde ao número de mergulhos em látex. Bem como na mesma Tabela 5.1 são apresentadas as conclusões observadas.

Tabela 5.1: Dados de confecção do segundo teste de fabricação do cateter.

Camada	Temperatura de vulcanização (termopar externo)	Tempo de cura	Observações
1 ^a	100°C	10 min	Presença de regiões esbranquiçadas (não curadas totalmente) e o cateter não ficou no formato do molde, após retirá-lo.
2 ^a	86°C	15 min	
3 ^a	90°C	15 min	
4 ^a	78°C	15 min	

As temperaturas indicadas pelo termopar durante a segunda tentativa variaram bastante conforme mostrado na Tabela 5.1 devido ao fato do forno ter sido aberto quatro vezes para colocação do molde banhado de látex. Pois o forno apresenta uma certa descalibração com relação à temperatura medida por ele próprio e a temperatura programada pelo seu controlador, que foi de 70°C. Mas operações iniciais do forno indicaram que, devido à baixa precisão de operar em baixas temperaturas, uma vez que sua capacidade é de 1500°C, o forno acaba aquecendo-se além da temperatura programada, indo para casa dos 75°C a 80°C, que são indicados pelo próprio termopar descalibrado do forno. E com a inserção de um termopar externo, verificaram-se as temperaturas indicadas na Tabela 5.1, que leva a conclusão de dois problemas associados ao forno. O primeiro é com relação à baixa precisão do equipamento em aquecer-se em baixas temperaturas, superando a temperatura desejada. E o segundo é com relação à descalibração do termopar do forno, que indica erroneamente as reais temperaturas, que por sua vez precisão ser identificadas por um termopar externo, sendo essas as registradas na Tabela 5.1. Ou seja, para atingir uma determinada temperatura no forno foi necessário programar uma temperatura menor, devido ao excesso de aquecimento do equipamento.

Observou-se, portanto, pelos resultados da segunda tentativa de confecção do cateter, que tanto a temperatura de cura como o tempo de permanência ainda continuavam baixos, sendo que a temperatura de cura é o fator de maior peso sobre o resultado final. Pois com o aumento de 5 minutos no tempo de forno não proporcionou grandes diferenças na cura do látex, isso de acordo com as observações feitas na primeira camada formada e posteriormente na segunda camada, as quais foram processadas a temperaturas próximas (vide Tabela 5.1). Bem como as outras camadas a partir da terceira ainda apresentavam regiões esbranquiçadas, característica de vulcanização incompleta do látex, e o cateter também não permaneceu no formato da geometria do molde, cujas paredes ficaram coladas.

5.2.1.3 TERCEIRA TENTATIVA DE CONFECÇÃO E OBTENÇÃO DO PROTOCOLO DE FABRICAÇÃO.

A terceira tentativa de confecção levou ao protocolo ideal de confecção do cateter, o qual foi programado uma temperatura de operação de forno de 95°C, para que sejam atingidos reais 110°, 115° até 120°C, isso devido ao efeito de superaquecimento do forno, que faz com a temperatura final supere a programada pelo controlador. A Figura 5.7 apresenta o controlador do forno, onde é possível identificar uma temperatura de 105°C, que é identificada pelo termopar descalibrado do forno, e isso embora a temperatura programada fora de 95°C.



Figura 5.7 Controlador de operação do forno.

Na terceira tentativa de confecção foram fabricadas nove camadas de látex sobre o molde, todas como base uma temperatura programada de 95°C, embora não seja essa a real praticada na formação de cada camada de látex. A Tabela 5.2 traz dados de tempo e de temperatura de vulcanização no processamento de cada camada de látex.

Tabela 5.2: Dados referentes ao terceiro processo de confecção do cateter.

Camada	Temperatura de cura (termopar)	Tempo de cura	Observações
1 ^a	110°C	15 min	O látex apresentou uma aparência de quase completamente curado (aspecto amarelado), apenas com pequenas regiões com aspecto esbranquiçado. Aparecerão uma protuberâncias, característica de presença de ar aprisionado.
2 ^a	110°C	20 min	
3 ^a	108°C	20 min	
4 ^a	120°C	20 min	
5 ^a	125°C	20 min	
6 ^a	110°C	20 min	
7 ^a	118°C	20 min	
8 ^a	115°C	20 min	
9 ^a	115°C	20 min	

O cateter após esse terceiro processo de fabricação ficou quase que completamente vulcanizado, permanecendo no formato exato da geometria do molde, sem que as paredes de látex colassem uma nas outras. Além do mais a cura total proporciona uma elevada resistência mecânica, caracterizada pela grande dificuldade de retirar o cateter do molde de tecnil. A Figura 5.8 mostra como ficou o cateter após a terceira tentativa de confecção, que culminou para o protocolo padrão de fabricação.



Figura 5.8: Cateter de teste, composto por nove camadas de látex vulcanizado.

O protocolo de fabricação obtido na terceira tentativa de confecção consiste basicamente na definição de dois parâmetros fundamentais e de uma técnica de manipulação do molde após cada banho realizado. Os dois parâmetros padrões são temperatura de vulcanização média de 115°C e

tempo de permanência no forno de 20 minutos, onde tais valores foram determinados para serem os parâmetros de trabalho do forno da *Electro Therm* de temperatura máxima de operação de 1500°C. E a técnica de manipulação consiste simplesmente em manusear o molde imediatamente após cada banho, com movimento alternados, objetivando homogeneizar o látex líquido sobre a superfície do molde e evitar que ele se concentre em uma das extremidades durante a vulcanização no forno, no qual o molde fica na posição vertical, como mostrado na Figura 5.9.



Figura 5.9: Molde na posição vertical dentro forno para vulcanização.

Fazendo parte também do protocolo padrão de fabricação um total de nove banhos em látex para confecção do cateter e para a obtenção de uma espessura média de 2,00 mm, podendo ser empregadas maiores quantidades de banhos para espessuras mais grossas.

5.2.1.4 CONFEÇÃO DO SEGUNDO MODELO DE TESTE SEGUINDO O PROTOCOLO PADRÃO DE FABRICAÇÃO.

O protocolo padrão de confecção consiste nos dados padrões de temperatura, tempo de cura e número de banhos mínimo apresentados na Tabela 5.3.

Tabela 5.3: Parâmetros padronizados para o protocolo de confecção.

Número mínimo de banhos	Temperatura de vulcanização	Tempo de vulcanização
9	115° - 120°C	20 min

O número de banhos mínimo deve ser igual a nove para se obter uma espessura média de 2,00 mm de parede, sem qualquer sensor no interior nas paredes do cateter. Na presença de sensores no interior das paredes será necessário aplicar maior número de banhos, a fim de cobrir totalmente os sensores sobre a superfície. O tópico 5.4 trata de forma completa a confecção do cateter já com os sensores de temperatura no seu interior.

Foi fabricado um segundo modelo de teste seguindo o protocolo de fabricação, a fim de confirmar a sua eficácia na confecção do cateter, no que consiste na vulcanização total do látex, o que confere rigidez, resistência mecânica e textura adequados para aplicação em cateterismo. A Figura 5.10 mostra como ficou o segundo modelo de teste seguindo o protocolo padrão de fabricação.

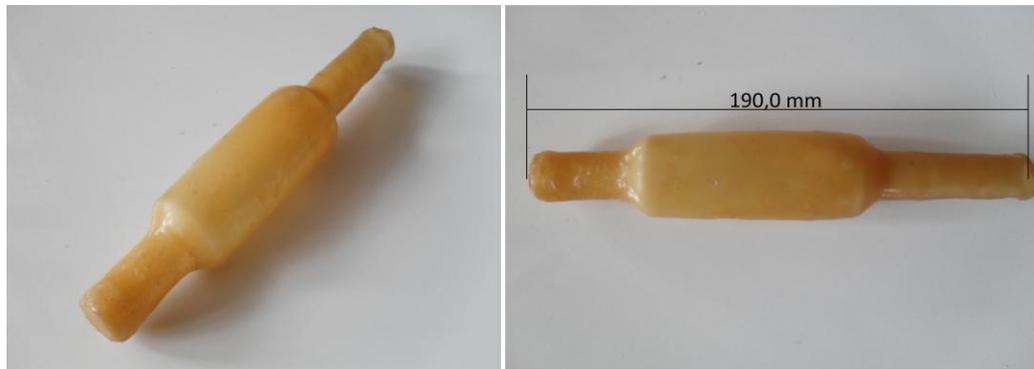


Figura 5.10: Segundo modelo de teste, fabricado seguindo o protocolo de fabricação.

A cor característica do látex completamente vulcanizado é como apresentada na Figura 5.9, e além de apresentar rigidez e características mecânicas adequadas para ser utilizado como cateter esofágico o látex totalmente curado tem as suas proteínas vegetais neutralizadas por completo. Pois caso contrário, o contato do tecido esofágico com os compostos protéicos não neutralizados do látex gera reações alérgicas pelo organismo. Uma boa identificação de uma rigidez eficaz do cateter é a sua manutenção no formato geométrico do molde, sem ter as suas paredes internas colando uma nas outras, o que por sua vez é característico de látex mal vulcanizado.

O modelo de teste da Figura 5.10 possui um comprimento inferior ao comprimento do molde, de 240,0 mm, como mostrado na direita da Figura 5.10. O comprimento total do molde em tecnil foi determinado com a finalidade de atender o comprimento médio do canal esofágico de um adulto, que é cerca de 240,0 mm, porém o cateter fabricado segundo o protocolo possui apenas 195,0 mm. O comprimento menor do cateter confeccionado segundo o protocolo é devido à necessidade de se deixar um comprimento livre do molde, ou seja, um comprimento sem ser coberto por látex, para que seja possível manusear o molde após cada banho, de forma a homogeneizar o látex sobre a superfície, pois ele ainda está em estado líquido. Porém quando o mesmo entra em contato com o ar atmosférico a sua aderência à superfície aumenta, e quando se tem um molde pré-aquecido, antes de mergulhá-lo, a aderência do látex sobre o molde aumenta também com a temperatura. Portanto, com objetivo de atingir um comprimento do cateter fabricado de 240,0 mm é necessário fabricar um molde com comprimento por volta de 300,0 mm.

Até agora os cateteres fabricados foram confeccionados sem qualquer sensor de temperatura no seu interior, sendo fabricado apenas para elaborar e confirmar um protocolo de fabricação ideal para o cateter esofágico em látex. No tópico 5.2.2 é tratado da confecção do cateter com os sensores de

temperatura, apenas, que são termistores do tipo NTC. E obviamente essa confecção é feita tomando-se como base o protocolo de fabricação.

5.2.2 CONFECÇÃO DO CATETER COM OS SENSORES DE TEMPERATURA (TERMISTORES NTC)

5.2.2.1 PROCEDIMENTO DE CONFECÇÃO E PRODUTO FINAL OBTIDO

A partir da confirmação da eficácia do protocolo padrão de fabricação, através da confecção do segundo modelo de teste, iniciou-se o processo de confecção do cateter com os sensores de temperatura no seu interior. Como o propósito deste trabalho é de apenas verificar a funcionalidade do protótipo do cateter quanto à medição de temperatura, foram utilizados apenas sete termistores do tipo NTC para tal sensoriamento. Mesmo embora a quantidade de termistores determinada para aplicação do cateter esofágico fosse de 25, por todo o corpo do dispositivo, tomando em especial a região 2 da Figura 5.11, a qual demandaria maior quantidade de termistores (20 sensores), por ser a região de sensoriamento durante a ablação cardíaca.

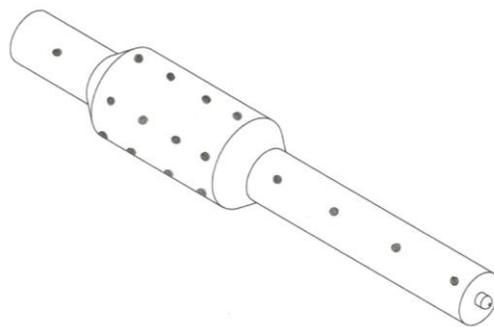


Figura 5.11: Disposição dos sensores de temperatura de projeto ao longo do cateter.

Mas para atender apenas o objetivo de teste quanto a funcionalidade do cateter, para a região 2 foram dispostos apenas dois grupos de três termistores, distanciados de cerca de 20,0 mm, como esquematizado na Figura 5.12.

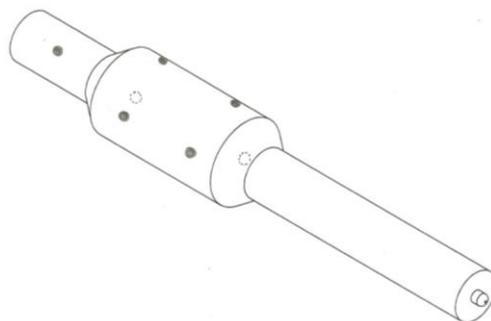


Figura 5.12: Disposição dos sensores de temperatura pelo cateter, com objetivo de teste de funcionalidade.

Para iniciar a confecção do cateter com os sensores de temperatura, primeiramente pensou-se em cobrir o molde com uma camada de látex de espessura aproximada de 1,0 mm, para que posteriormente a malha de termistores pudesse ser colocada e coberta por outra camada de látex, de forma que essa cobrisse por completo a malha de sensores. Por meio de confecções de testes anteriores (vide subtópicos 5.3.3 e 5.3.4), principalmente do cateter fabricado para confirmar a eficácia do protocolo padrão de fabricação, verificou-se que são necessários aproximadamente dez banhos para obter uma espessura média de 2,00 mm. Consequentemente, para se obter uma espessura média de 1,00 mm, seriam necessários aproximadamente cinco banhos, sendo que essa espessura inicial tem objetivo de apenas conter os sensores de temperatura no interior do cateter, sem o risco de perfuração interna. Porém, foi confeccionado um revestimento inicial em seis banhos, a fim de garantir uma espessura mínima de 1,00 mm e a favor da segurança.

Após feito o revestimento inicial de 1,00 mm de camada, partiu-se para a disposição da malha de sensores de temperaturas, consistindo em sete termistores no total, conforme a Figura 5.12. Inicialmente os termistores foram presos em suas posições com um auxílio de fita crepe transparente, servindo apenas para fixar o posicionamento de cada sensor. Posteriormente o cateter com a malha foi submetido a mais 15 banhos, a fim de que a camada de látex pudesse revestir completamente, ou quase que completamente, os termistores. O aspecto final do cateter é apresentado na Figura 5.13.



Figura 5.13: Cateter confeccionado com os termistores (sensores de temperatura).

O cateter final da Figura 5.13 ainda se encontra sobre o molde em tecnil, pois antes de retirá-lo do molde, utilizando da mesma técnica para os cateteres de teste das Figuras 5.8 e 5.10, verificou-se a grande dificuldade em fazê-lo devido à presença dos fios e dos termistores. Portanto, antes de qualquer tentativa em retirar o cateter do molde, a Figura 5.13 foi tirada a fim de registro do resultado final de algumas características físicas do cateter em termos de aparência, tais como coloração (típica de látex completamente vulcanizado) e textura lisa (baixa rugosidade da superfície). A Tabela 5.4 traz os valores referentes aos parâmetros de fabricação utilizados, sendo eles baseados nos dados do protocolo padrão de confecção.

Tabela 5.4: Valores de parâmetros utilizados para confecção do cateter com os termistores.

Número total de banhos	Temperatura de vulcanização	Tempo de vulcanização após cada banho
20	120°C	20 min

5.2.2.2 RETIRADA DO CATETER DO MOLDE EM TECNIL

A Figura 5.13 retratou o cateter com sensores de temperatura antes de retirá-lo do molde, portanto o método empregado para sua fabricação, mas com os sensores de temperatura, e futuramente na continuidade do projeto também com os sensores de pressão, será testado quanto a sua adequação para a real finalidade do projeto. Isso no sentido de se ter o cateter com os sensores de temperatura intactos e sem furos, rasgos e nem dobras na superfície do cateter, depois de retirado do molde de tecnil. Ou seja, o método, ou a metodologia, de fabricação do cateter com os sensores, em especial os de temperatura, só é viável caso seja possível retirar facilmente o cateter do molde e de forma que ele não rasgue, fure a superfície, crie dobras ou amassados, mas que fique inteiro e liso, como na Figura 5.13. Até então a metodologia de fabricação provou-se eficaz para confecção do cateter sem os sensores, mas com a presença deles os resultados podem ser diferentes.

De posse do cateter da Figura 5.13, inicialmente verificou-se uma extrema dificuldade de retirá-lo do molde, pois os fios e os sensores o tornavam mais rígido, difícil de ser dobrado e retirado. O que de primeira instância fez com a metodologia de fabricação de fato se tornasse inviável para fabricação de um cateter com sensores adicionais, tais como os de pressão e todos os de temperatura, sendo que foram utilizados apenas sete termistores a critério de teste. Embora a grande dificuldade de retirar o cateter do seu molde, foi possível fazê-lo. Porém, o que se esperava de fato ocorreu, a superfície do cateter apresentou regiões com dobras e os fios dos termistores não estavam mais retilíneos, como na Figura 5.13, podendo ter ocorrido inclusive alguma ruptura nos condutores de cobre dos fios, devido ao amassamento deles. A Figura 5.14 ilustra como ficou o cateter com os sete sensores de temperatura depois de retirado do molde, o qual apresentou regiões com dobras na superfície.



Figura 5.14: Cateter com sensores de temperatura depois de retirado do molde de tecnil (ao lado).

A presença dos fios e dos próprios termistores dificultaram a retirada do cateter do molde, o que fez com que no final o dispositivo apresentasse regiões com dobras e amassados (destaques na Figura 5.14), inclusive o amassamento dos fios e dos condutores dos termistores. Devido a isso a metodologia de fabricação empregada neste trabalho mostrou-se não adequada para confecção do cateter com sensoriamento de temperatura, e pode-se concluir que no âmbito do projeto global, que consiste em medição de temperatura, pressão e pH, tal metodologia também não é adequada. Pois, a presença de todos os 25 sensores de temperatura mais a presença dos 8 sensores de pressão na superfície do cateter, tornariam o projeto inviável. Embora a protocolo padrão de confecção seja completamente funcional, a metodologia de fabricação deve ser modificada pensando-se num outro tipo de molde que facilite a retirada do cateter após a vulcanização completa do látex.

Em termos de dados dimensionais a espessura média total de parede ficou em 4,0 mm, o que implicou num adicional de 3,0 mm de camada, ou 14 banhos adicionais em látex. E mesmo embora a metodologia de fabricação não tenha sido adequada para o cateter de sensoriamento, o cateter obtido pode ser submetido a alguns testes quanto à funcionalidade dos termistores, no sentido de verificar a medição deles e futuramente medir a interferência da espessura de látex na medição real. Sendo assim, todos os termistores tiveram seus terminais (fios conectores) direcionados num único sentido, como se percebe na Figura 8.14, a fim de que posteriormente esses terminais possam ser conectados em uma placa de circuito *wireless* externa, responsável por captar os sinais elétricos diretos referentes às mudanças de temperatura do meio externo e interpretá-los. Onde esse circuito *wireless* foi desenvolvido e patenteado para aquisição de sinais esofágicos, para o uso em hospitais e clínicas de gastroenterologia para examinar o esôfago, com vista de melhorar a sua utilização e eficiência em relação aos outros modelos já existentes.

Como a transmissão de dados pela placa receptora e, conseqüentemente, dos sinais elétricos é feito via *wireless*, necessariamente existem uma segunda placa receptora desses sinais *wireless*, conectada

diretamente a um computador, que por meio de um *software* apresenta as interpretações obtidas dos sinais elétricos enviados. A Figura 8.15 apresenta esses dois componentes da transmissão de dados via *wireless*, composto pelo receptor direto dos sinais elétricos e outro receptor dos sinais *wireless*.



Figura 8.15: Placas de circuito receptoras de dados dos sinais elétricos e da transmissão *wireless*.

Mais especificamente, a placa receptora de sinais elétricos diretos é *kit wireless eZ430-RF2500®* (*National Instruments*), que integra um microcontrolador que contém um conversor digital/analógico e um *transceiver*, para transmitir sinais eletromagnéticos de baixa potência. E a segunda placa de aquisição, sendo ela um receptor *wireless* conectado à porta USB de um computador, para receber os sinais adquiridos e por meio de um *software*, ser possível processá-los e mostrá-los em tela no computador.

De posse conjunto de circuitos de aquisição de dados, os terminais dos sensores do cateter foram conectados a ela e o dispositivo foi imerso em meio *in vitro*, a fim de serem realizados testes de medição de temperatura, apenas. Foram realizados testes do cateter em água aquecida por meio de um equipamento chamado de placa agitadora, onde foram feitas tentativas de que cada termistor medisse temperaturas de 60°, 70°, 80°, 85°, 95° e 105°C . O gráfico de medição de um único termistor, com o objetivo de medir 60°C é apresentado no anexo 2, no quadro de anexos no final deste trabalho.

Embora fora concluído que a metodologia de confecção deve ser modificada, a fim de se obter maior praticidade na retirada do cateter do molde e assim evitar o possível rompimento dos fios condutores dos termistores, foi possível obter um protótipo de cateter esofágico, apresentado na Figura 5.14, porém com regiões dobradas devido ao esforço para a sua remoção do molde. Mas essas regiões com dobras puderam ser removidas após imersão do cateter em água quente, próxima da temperatura de ebulição. A Figura 5.15 mostra como ficou o aspecto físico da superfície do cateter após ser submetido a aquecimento para remoção das regiões com dobras, e detalhe para o tamanho de um modelo de sensor de pressão FSR 400.

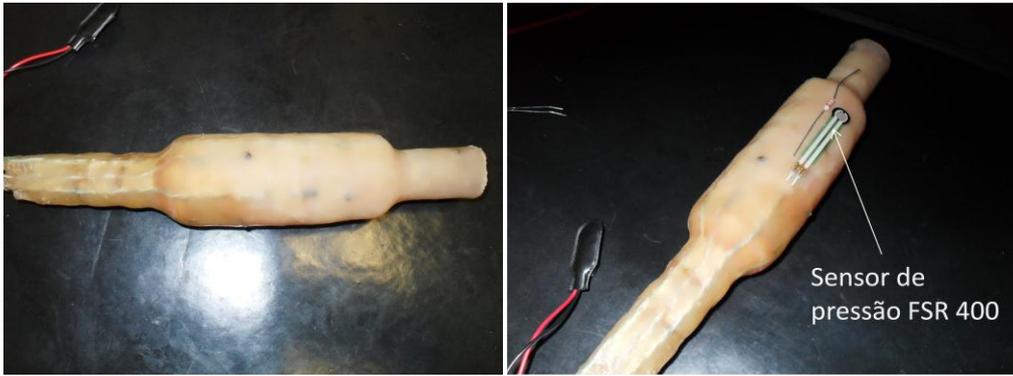


Figura 5.15: Cateter esofágico depois de submetido a aquecimento em água e em fase de preparo para testes de medição de temperatura.

6. CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo principal colaborar para o desenvolvimento de um projeto maior de desenvolvimento de um cateter para medição de temperatura, pressão e pH, no sentido de selecionar os sensores para tais medições, considerando diversos fatores tais como o tamanho do sensor, por ser um dispositivo que tem como ambiente de trabalho o canal esofágico, de diâmetro médio frouxo de 22,0 mm. Considerando também os quesitos de sensibilidade de medição, repetibilidade e precisão exigidas para a aplicação. Com relação à medição de temperatura, verificou-se que os termistores constituem a melhor solução para essa função, pois os mesmos são disponíveis em tamanhos adequados para serem utilizados no cateter esofágico, além de serem componentes com elevado grau de sensibilidade à mudança de temperatura e de precisão de medição aceitável para a aplicação. No que diz respeito aos sensores de pressão, os mais indicados são os resistivos, pela razão principal de poderem ser fabricados em formato de fita, sem que afete o relevo da superfície do cateter, e em tamanhos aceitáveis para a aplicação. E finalmente, quanto ao sensoriamento de pH, verificou-se que deverá ser empregada a sonda constituída de eletrodos de antimônio e prata/cloreto de prata, de único canal, que é o tipo de sensor empregado atualmente na pHmetria esofágica e que se encontra no mercado de produtos biomédicos. Sendo essa sonda perfeitamente adaptável ao cateter, por ser uma espécie de tubo de diâmetro de 5,00 mm, com o par de eletrodos medidores localizados na sua ponta. Valendo salientar que a seleção e especificação de todos os sensores encontram-se no capítulo 4.

Também coube ao propósito deste trabalho a seleção do material de confecção do cateter, que fora o látex pré-vulcanizado, sendo este um material completamente biocompatível quando completamente curado em temperaturas da ordem de 115°C. Foi desenvolvida uma metodologia de fabricação para confeccionar o cateter com os sensores. Essa metodologia envolveu o uso de um molde do cateter fabricado em tecnil, para que fossem realizados mergulhos no látex líquido pré-vulcanizado e posteriormente curado ao forno, após cada banho, e assim ser possível fazer com que o cateter fosse fabricado camada por camada. O protocolo de fabricação foi obtido após uma série de testes de fabricação, variando-se os parâmetros temperatura, tempo de cura e número de banhos, até que se chegou a um conjunto de valores ideal para esses parâmetros e para a vulcanização completa do látex.

Como o foco deste trabalho foi a confecção de um protótipo do cateter com apenas os sensores de temperatura, foi preciso testá-lo quanto à viabilidade da metodologia de fabricação empregada na confecção dos cateteres de teste sem sensores. Verificou-se que com os sensores de temperatura a metodologia mostrou-se inviável, devido primeiramente à grande dificuldade de retirar o cateter do molde, pois os poucos termistores empregados na confecção ofereceram grande resistência na remoção. Devido a isso se pôde concluir que na presença de todos os termistores e, adicionalmente, de

todos os sensores de pressão no interior da parede do cateter, traria uma dificuldade maior na remoção, ao ponto até de impossibilitar a retirada sem que o cateter fosse cortado ou rasgado. Além do mais, apenas com os sete termistores empregados na confecção, após a difícil remoção do cateter do molde, verificaram-se várias regiões na superfície com dobras e os fios condutores dos sensores deformados e amassados. O que configurou em outro fator que inviabiliza o emprego da metodologia de confecção apresentada neste trabalho para a confecção de um cateter de medição de temperatura, pressão e pH. Contudo, o emprego do protocolo padrão da fabricação é válido e viável, pois o mesmo é aplicado para a obtenção da vulcanização completa do látex, a fim de torná-lo um material biocompatível, caso contrário, as suas proteínas vegetais seriam alérgicas ao organismo, em caso do látex não estiver totalmente curado.

Deve-se empregar, portanto, uma solução para a metodologia de fabricação, no sentido de modificar o molde em tecnil para facilitar a remoção do cateter, seja confeccionando um molde desmontável ou com outra geometria mais favorável. Ou até mesmo modificando o processo da metodologia empregada, que é a de execução de banhos em látex, seguidos de cura completa ao forno. Embora a mudança da metodologia seja necessária, o cateter obtido imediatamente após a retirada do molde, cheio de regiões com dobras e amassados, ao ser imerso em um meio com água quente ($\sim 100^{\circ}\text{C}$) a alta temperatura normalizou a superfície do cateter, deixando-a com acabamento liso e livre que regiões dobradas, conforme pôde-se perceber na Figura 5.15. Ou seja, a mudança de metodologia visa somente a praticidade de fabricação e ademais estão sendo realizados testes em meios *in vitro*, com simulação de ambientes aquecidos e resfriados, a fim de verificar a medição dos termistores do cateter esofágico e posteriormente analisar a grandeza dos erros de acurácia.

E como perspectivas de objetivos futuros na continuidade do projeto do cateter esofágico, deve-se focar, além da modificação da metodologia de confecção, na fabricação do cateter com todos os sensores previstos pelo projeto, sendo eles todos os de temperatura, pressão e pH selecionados neste trabalho. Além do que, deve-se prover uma câmara inflável, para a região do cateter responsável por tratar dos efeitos térmicos da ablação cardíaca no esôfago, como destacado na Figura 6.1.

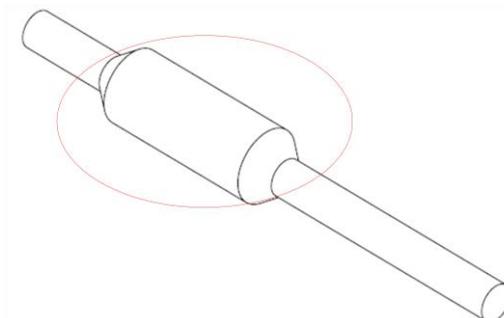


Figura 6.1: Região do cateter a qual é desejada uma câmara de inflação.

Pois, a região da Figura 6.1 deve possuir um diâmetro pouco maior que o diâmetro frouxo do esôfago, a fim de criar contato efetivo com as paredes do canal. E, portanto, a fim de não prejudicar a deglutição e ser utilizada somente durante procedimentos ablativos, essa região deve ser provida de uma câmara de enchimento fechada somente na região destacada na Figura 6.1, tal como tem sido empregada no desenvolvimento de sistema de controle de fluxo esofágico para o tratamento da obesidade [35], que consiste basicamente num módulo esofágico que é fixado nas paredes do canal por meio de enchimento de sua câmara com ar.

Quanto aos testes de medição de temperatura do cateter, todos os termistores responderam aos estímulos térmicos externos, realizados em ambiente *in vitro* aquecido. Com relação aos valores aferidos pelos termistores houve uma atenuação da medição por conta da camada de látex, a exemplo do gráfico do anexo 2 que mostra uma tentativa de medição de 60°C, porém o termistor identificou apenas 52°C, aproximadamente. Todos os termistores sofreram graus diferentes de atenuação, pois o cateter não era totalmente uniforme em espessura de látex. E embora a dificuldade de remoção do cateter com os sensores do molde, os sensores não foram danificados, pois todos foram capazes de realizar as medições.

REFERÊNCIAS

[

1. SOUSA, R. A. D. **Cateter esofágico para medição de temperatura durante procedimento de ablação cardíaca por radiofrequência (RF)**. Dissertação de Mestrado. Universidade de Brasília. Brasília, p. 1-10. 2009.
2. PORTAL da Radiologia. Disponível em: <<http://portaldaradiologia.com/?p=1587>>. Acesso em: 12 Abril 2011.
3. PORTAL São Francisco. **portalsaofrancisco.com.br**. Disponível em: <<http://www.portalsaofrancisco.com.br/alfa/corpo-humano-sistema-digestivo/imagens/esofago-7.jpg>>. Acesso em: Maio 2011.
4. GASTRONET. **gastronet.com.br**. Disponível em: <<http://www.gastronet.com.br/phmetria.htm>>. Acesso em: 23 Março 2011.
5. LOPES, S. BIO. 1ª. ed. São Paulo: Editora Saraiva, v. Único, 2004. Cap. 27, p. 394.
6. **Aula de anatomia**. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/cardiovascular/coracao.htm>>. Acesso em: 24 nov. 2011.
7. TEXTBOOK OF VETERINARY PHYSIOLOGY. The Free Dictionary. **Site da The Free Dictionary**, 2002. Disponível em: <<http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/Electrical+conduction+system+of+the+heart>>. Acesso em: Maio 2011.
8. **Setfarma**, 2008. Disponível em: <<http://www.setfarma.com/anexos/a20081229221236.pdf>>. Acesso em: 17 Março 2011.
9. WIKIPÉDIA, a enciclopédia livre, 2010. Disponível em: <<http://pt.wikipedia.org/wiki/Abla%C3%A7%C3%A3o>>. Acesso em: 26 nov. 2011.
10. I., M.; SOSA, E. S. Ablação por cateter da fibrilação atrial. Técnicas e resultados. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 85, n. n. 4, 2005. p. 295-301.
11. **CompuLand**. Disponível em: <<http://www.compuland.com.br/anatomia/esofago.htm>>. Acesso em: 26 nov. 2011.
12. **Fabrcia Lois**. Disponível em: <http://www.fabrcialois.com.br/index_arquivos/Page1036.htm>. Acesso em: 26 nov. 2011.
13. LIFE Curitiba. **lifecuritiba.com.br**. Disponível em: <<http://lifecuritiba.com.br/manometria.htm>>. Acesso em: 13 Maio 2011.

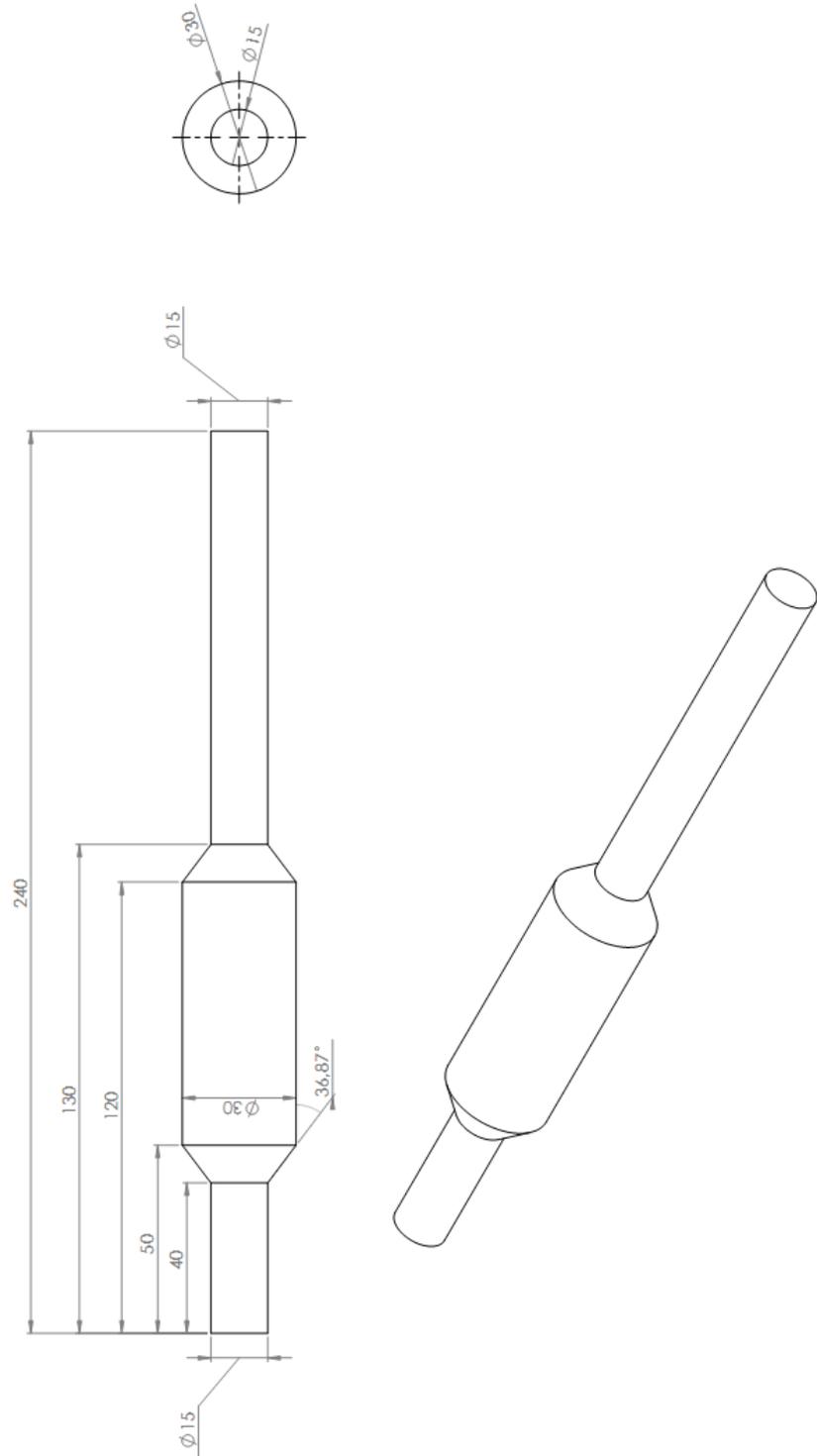
14. MISODOR. **misodor.com**. Disponível em: <<http://www.misodor.com/ESOFAGO.html>>. Acesso em: Maio 2011.
15. FEDERAÇÃO BRASILEIRA DE GASTROENTEROLOGIA. **Projeto Diretrizes**, 2003. Disponível em: <http://www.projetoDiretrizes.org.br/projeto_diretrizes/084.pdf>. Acesso em: 26 nov. 2011.
16. DR Sérgio Batista. **drsergiobatista.com.br**. Disponível em: <<http://www.drsergiobatista.com.br/index.php?page=refluxo>>. Acesso em: Maio 2011.
17. CARNEIRO, S. P. R. **Manometria e pHmetria esofágica**. Faculdade de Medicina do Porto. Porto, p. 147. 1993.
18. GUADAGNINI, P. H.; BARLETTE, V. E. Um termômetro eletrônico de leitura direta com termistor, São Paulo, Setembro 2005.
19. THERMOMETRICS, I. NTC THERMISTORS, New Jersey. Disponível em: <<http://www.thermometrics.com/assets/images/ntcnotes.pdf>>. Acesso em: 16 Março 2011.
20. SOUZA, G. R. D. **Termistores – NTC e PTC**. UFPR. Curitiba, p. 1-2. 2008.
21. SILVA, G. M. D. **Termopares - Dispositivos utilizados para medir temperatura**. Escola Superior de Tecnologia de Setúbal. Setúbal, p. 2-9.
22. WTSHYMANSKI. **Wikipedia, the free encyclopedia**, 2010. Disponível em: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Thermocouple_circuit.svg>. Acesso em: 26 nov. 2011.
23. **Wikipédia, a enciclopédia livre**, 2007. Disponível em: <<http://pt.wikipedia.org/wiki/Termopar>>. Acesso em: 16 Abril 2011.
24. TEIXEIRA, R. L. P. **USO DE POLÍMEROS NA BIOCAMPATIBILIZAÇÃO DE MICRO**. UFMG. Belo Horizonte, p. 10-14, 21-24. 2009.
25. **Nano Machinery**. Disponível em: <http://nano-machinery.com/catalog/popup_image.php/pID/276>. Acesso em: 26 nov. 2011.
26. AUGUSTO, J. A. S. **Sensores Básicos e Princípios de Funcionamento**. Universidade de Lisboa. Lisboa, p. 10-20. 2008.
27. MSPC. **MSPC**. Disponível em: <http://www.mspc.eng.br/fldetc/press_120.shtml>. Acesso em: 27 nov. 2011.
28. FERREIRA, E. C. **Sensores e condicionamento de Sinais**. Instituto Federal São Paulo. São Paulo, p. 49.

29. SENSORLAND. Sensorland. Disponível em:
<<http://www.sensorland.com/HowPage037.html>>. Acesso em: 4 Junho 2011.
30. BARRETO, E. M. G. **Scridb**, 2010. Disponível em:
<<http://pt.scribd.com/doc/51771536/Drenos-cateteres-e-sondas-1>>. Acesso em: 28 nov. 2011.
31. ELIAS, M. H. L. S. & D. O. Fundamentos da circulação extra corpórea. 2ª. ed. Rio de Janeiro: Alfa Rio, v. único, 2006. Cap. 8, p. 148-160.
32. **Wikipédia**, 2011. Disponível em: <<http://pt.wikipedia.org/wiki/Polietileno>>. Acesso em: 10 out. 2011.
33. SCHULTZ, L. **Análise comparativa da biointegração de tecido conectivo do estroma corneano, células tronco e do subcutâneo de porcos adultos em disco de polietileno poroso para ceratoprótese**. PUCRS. Porto Alegre, p. 1. 2009.
34. PINHO, E. C. C. M. D. **O uso da Biomembrana de Látex Natural comparado ao Transplante Conjuntival Autólogo na superfície ocular**. UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO. São Paulo, p. 39. 2011.
35. MIYAZAKI, C. M. Caracterização de filmes LbL de materiais biocompatíveis. **Sociedade Brasileira de Química**, São Paulo, 3 Fevereiro 2009. 1.
36. ROSA, S. D. S. R. F. **Desenvolvimento de um sistema de controle de fluxo esofágico para o tratamento da obesidade**. Tese de Doutorado. Edª. Blucher. Universidade de Brasília. Brasília, p. 49-58. 2009.
37. FERNANDES, C. R. A importância da pressão pleural na avaliação da mecânica respiratória. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, Campinas, v. 56, n. 3, Maio/Junho 2006.
38. QTI. Quality Thermistors INC, 2011. Disponível em:
<<http://www.thermistor.com/productsNTCElementsStandard.php>>. Acesso em: 8 Setembro 2011.
39. WREN, J. Prosig Noise & Vibration Measurement Blog, 2006. Disponível em:
<<http://blog.prosig.com/2006/05/17/fatigue-durability-testing/>>. Acesso em: 20 Setembro 2011.
40. INTERLINK ELECTRONICS. Interlink Electronics - Sensor technologies, 2011. Disponível em: <<http://www.interlinkelec.com/catalog/Force-Sensors>>. Acesso em: 20 Setembro 2011.
41. PAULA, P. M. C. D. **Proposta de aplicabilidade do módulo CFE e sua instrumentação para análise fisiológica do esôfago**. Dissertação de Mestrado. Universidade de Brasília. Brasília, p. 70. 2010.

42. ALACER BIOMÉDICA. Alacer Biomédica, 2011. Disponível em:
<<http://www.alacer.com.br/sondasphmetria.php>>. Acesso em: 28 nov. 2011.
43. CASTELL, R. T. A. D. O. Nature. **GI Motility online**, 2006. Disponível em:
<http://www.nature.com/gimo/contents/pt1/fig_tab/gimo31_F1.html>. Acesso em: 25 nov. 2011.

ANEXO 1

Dimensões em mm



ANEXO 2

