

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

DISSERTAÇÃO
apresentada à UTFPR para
a obtenção do título de
MESTRE EM CIÊNCIAS
por
GRACIELE KIYOMI MAEOKA

**SENSOR BIOTELEMÉTRICO PASSIVO PARA AVALIAÇÃO DA
PRESSÃO ARTERIAL**

Banca Examinadora:

Presidente Orientador:

PROF. DR. PAULO JOSÉ ABATTI

UTFPR

Examinadores:

1 PROF. DR. JOSUÉ BRUGINSKI DE PAULA

PUC-PR

2 PROF. DR. PERCY NOHAMA

UTFPR

3 PROF. DR. SÉRGIO FRANCISCO PICHORIM

UTFPR

Curitiba, 9 de junho de 2007.

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

GRACIELE KIYOMI MAEOKA

**SENSOR BIOTELEMÉTRICO PASSIVO PARA A ALIAÇÃO DA
PRESSÃO ARTERIAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do Título de “Mestre em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo José Abatti

Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Francisco Pichorim

Curitiba

2007

Agradecimentos

Em primeiro lugar e muito especialmente ao Prof. Dr. Paulo José Abatti, meu orientador, pela confiança em mim depositada e tempo dedicado nesta orientação.

Ao Prof. Dr. Sérgio Francisco Pichorim pela generosa atenção e pela solicitude em elucidar as inúmeras dúvidas que surgiram.

Aos meus pais que em momento algum pouparam forças e recursos à minha formação.

Aos amigos Bertoldo Schneider Jr, Davi Sabbag Roveri e Raul José Fernandes de Oliveira pelas valiosas observações sobre este trabalho e principalmente pelo companheirismo e carinho presente em nossa convivência.

Ao amigo Anderson Marcelo Winkler pelas dicas na área de fisiologia e L^AT_EX.

A todos os demais amigos, novos e antigos, que tornaram estes dois últimos anos muito melhores.

E agradeço, ainda, à CAPES, pelo apoio financeiro.

*“Não sejas o de hoje.
Não suspires por ontens...
Não queiras ser o de amanhã.
Faze-te sem limites no tempo.
Vê a tua vida em todas as origens.
Em todas as existências.
Em todas as mortes.
E sabe que serás assim para sempre.
Não queiras marcar a tua passagem.
Ela prossegue:
É a passagem que se continua.
É a tua eternidade...
É a eternidade.
És tu.”*

Cecília Meirelles

Sumário

Lista de Figuras	VIII
Lista de Tabelas	XI
1 Introdução	1
1.1 Motivações	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Estrutura da dissertação	3
2 Sistema Cardiovascular	4
2.1 Introdução	4
2.2 Anatomia Funcional	4
2.2.1 Sístole Atrial	8
2.2.2 Sístole Ventricular	8
2.2.3 Diástole Ventricular	8
2.3 Modelagem Hidráulica do Sistema Circulatório	9
2.3.1 Biofísica da Sístole Ventricular	9
2.3.2 Biofísica da Diástole Ventricular	10
2.4 Pressão Sangüínea	10
2.4.1 Pressão Arterial	11
2.4.2 Pressão Arterial Média	11
2.4.3 Pressão de Pulso	12
2.4.4 Campo Gravitacional e sua influência na circulação	13
2.5 Regulação da Pressão Arterial	13
2.5.1 Barorreceptores	14
2.5.2 Quimiorreceptores	14
2.5.3 Relaxamento por estresse	15
2.5.4 Controle pelo centro vasomotor	15
2.5.5 Sistema Venoso	15
2.5.6 Nervos e Músculos Esqueléticos	15

2.5.7	Mecanismos Hormonais	15
2.6	Patologias Relacionadas	16
2.6.1	Hipertensão de origem vascular	16
2.6.2	Hipertensão por sobrecarga de volume	16
2.6.3	Hipertensão de Goldblatt	17
2.6.4	Hipertensão na Toxemia da Gravidez	17
2.6.5	Hipertensão Neurogênica Temporária	17
2.6.6	Hipertensão Neurogênica Permanente	17
2.6.7	Hipertensão causada pelo Aldosteronismo Primário	17
2.6.8	Hipertensão Essencial	17
2.7	Efeitos da Hipertensão sobre o Corpo	18
2.8	Conclusão	18
3	Técnicas de Medição da Pressão Arterial	19
3.1	História - De Huang Ti a Korotkoff	19
3.2	Métodos Indiretos	21
3.2.1	Esfigmomanômetro de Mercúrio	22
3.2.2	Métodos Indiretos Automáticos	23
3.3	Métodos Diretos	25
3.3.1	Sensores Extravasculares	25
3.3.2	Sensores Intravasculares	26
3.3.3	Transdutores Implantáveis	26
3.4	Erros introduzidos pelo posicionamento do sensor	28
3.5	Conclusão	29
4	Sensor e Método de Leitura	30
4.1	Introdução	30
4.2	Sensor	31
4.2.1	Membrana	32
4.2.2	Escolha do material da membrana	33
4.2.3	Poli-Cis-Isopreno	35
4.2.4	Teste de deformação e acomodação	36
4.2.5	Testes em solução salina	37
4.2.6	Encapsulamento	37
4.2.7	Circuito LC	38
4.3	Métodos de Leitura	39
4.3.1	Oscilador Colpitts	40
4.3.2	Detector de Frequência com Varredura Inteligente	40
4.3.3	Conjunto de bobinas de excitação e leitura	42

4.4	Consideração Médica	43
4.5	Conclusão	44
5	Testes e Resultados	45
5.1	Introdução	45
5.2	Posição relativa do núcleo de ferrite <i>versus</i> frequência de ressonância	45
5.3	Avaliação da <i>fo versus</i> pressão	48
5.3.1	Testes telemétricos em solução salina	51
5.3.2	Indutor em dupla camada	52
5.4	Resposta Dinâmica	54
5.5	Teste <i>in vitro</i>	57
5.6	Conclusão	57
6	Discussão e Conclusões	59
6.1	Análise dos Resultados	59
6.1.1	Membrana de poli-cis-isopreno	59
6.1.2	Conjunto LC	59
6.1.3	Elemento Sensor e Técnicas de Leitura	60
6.2	Conclusões	60
6.3	Trabalhos Futuros	60
	Referências Bibliográficas	62
A	Máxima Transferência de Energia	66
A.1	Equacionamento para maximização de I_2	66
A.2	Procedimentos Experimentais	68
A.3	Conclusão	70

Lista de Figuras

2.1	Estrutura anatômica do coração	5
2.2	Condução do impulso cardíaco pelo coração: originado no nódulo sinoatrial que se despolariza, o impulso cardíaco é em seguida propagado pelo átrio alcançando o nódulo atrioventricular (a), feixe de His (b) e as fibras de Purkinje e os ventrículos (c)	6
2.3	Circulação sangüínea	6
2.4	Relação entre o ciclo cardíaco e o complexo QRS	7
2.5	Distribuição da E_C e E_P durante a sístole ventricular	10
2.6	Distribuição da E_C e E_P durante a diástole ventricular	10
2.7	Pressões sangüíneas nas diferentes porções do sistema circulatório sistêmico	11
2.8	Variação da pressão sistólica, diastólica e média com a idade	12
2.9	Representação gráfica das pressões: sistólica, diastólica, de pulso e média	12
2.10	Efeitos da gravidade sobre a pressão arterial e venosa. Por exemplo, para uma pressão média arterial medida na altura do joelho haverá um incremento de aproximadamente 50 mmHg em relação à pressão na altura do coração	13
2.11	Gráfico de atuação dos sistemas de controle	14
2.12	Contornos anormais dos pulsos de pressão	16
3.1	Ilustração da ação do manguito sobre a artéria braquial e curva da pressão em função do tempo	22
3.2	Determinação da pressão sangüínea utilizando método de ultrassom	24
3.3	Curvas observadas pelo método oscilométrico	25
3.4	Determinação da pressão sangüínea utilizando sistema cateter-transdutor	26

3.5	Medidas da pressão na presença de fluxos ilustrando o efeito da energia cinética do fluido	29
4.1	Esquema gráfico do sensor proposto por Abatti, Pichorim, e Enders (1997).	31
4.2	Esquema gráfico do sensor proposto.	31
4.3	Deflexão sofrida pelo diafragma sob diferença de pressão ΔP .	32
4.4	Teste realizado utilizando kitassato e manômetro de mercúrio para avaliar o deslocamento de diferentes materiais quando submetidos a uma variação de pressão.	34
4.5	Curva de pressão <i>versus</i> deslocamento para os três materiais testados. Aproximação da reta para o poli-cis-isopreno = $0,84\Delta P - 1,533$ e coeficiente de correlação 0,984.	34
4.6	Estrutura química espacial em equilíbrio do isopreno líquido e a formação do isômero poli-cis-isopreno	35
4.7	Ilustração do processo de fixação da membrana no vidro.	38
4.8	Esquemático do circuito oscilador utilizado.	40
4.9	Diagrama de blocos do DFVI - método de leitura utilizado para o sensor de pressão	41
4.10	Diagrama de blocos do teste realizado com DFVI e ilustração da distância d do sensor (simulado pelo indutor e núcleo de móvel de ferrite) em relação a bobina de excitação e leitura. . .	42
5.1	Representação esquemática do teste para verificação do posicionamento ótimo do núcleo de ferrite no interior do indutor.	46
5.2	Gráfico do posicionamento do núcleo de ferrite e sua respectiva f_0	47
5.3	Resposta do conjunto LC quando submetido ao teste do DFVI com três posições do núcleo móvel.	47
5.4	Variação da f_0 em relação ao posicionamento do núcleo de ferrite.	48
5.5	Gráfico relacionando a frequência de oscilação do Colpitts com a pressão produzida no êmbolo, $f_0 = -0,1482 P + 428,37$ e coeficiente de correlação de 0,9839.	49
5.6	Representação gráfica do experimento realizado, mostrando o sensor na seringa e o manômetro.	50
5.7	Gráfico relacionando a frequência de ressonância medida pelo DFVI com a pressão produzida no êmbolo, $f_0 = -0,1532P + 417,52$ e coeficiente de correlação de 0,9556.	50

5.8	Gráfico relacionando a frequência de ressonância medida pelo DFVI com a pressão na solução salina, $f_0 = -0,1476 P + 421,15$ e coeficiente de correlação de 0,9896.	51
5.9	Curva da frequência de ressonância <i>versus</i> pressão para a bobina de camada dupla. Linha de tendência $f_0 = -0,26993 P + 406,256$ obtida com o DFVI e coeficiente de correlação 0,9872.	53
5.10	Gráfico mostrando a varredura do DFVI para quatro ressonâncias diferentes do sensor com bobina com dupla camada de espiras.	53
5.11	Diagrama de blocos para verificar experimentalmente a resposta ao degrau do sensor.	54
5.12	Tela do osciloscópio digital apresentando a resposta dinâmica do sensor quando este é submetido a um degrau de 290 mmHg. Em (A), y_1 corresponde a 35 mV, y_2 a 20 mV e T a 25 ms e a seringa foi preenchida com ar. Já em (B), y_1 corresponde a 40 mV, y_2 a 30 mV e T 33 ms e a seringa foi preenchida com solução salina.	55
5.13	Gráfico da sensibilidade <i>versus</i> frequência para o sensor preenchido com salina (A) e preenchido com solução ar (B), indicando a faixa do sinal de pressão arterial (PA).	56
5.14	Gráfico representado o resultado <i>in vitro</i> do sensor, comparando o resultado obtido no DFVI e no esfigmomanômetro de mercúrio. Fator de correlação de 0,992 para o Teste 1 e de 0,989 para o Teste 2.	57
A.1	Circuito utilizado para equacionamento da máxima transferência de I_2	66
A.2	Disposição das bobinas e arranjo utilizado para o experimento da determinação da máxima transferência de energia.	68
A.3	Curvas teórica e prática da mútua indutância para o conjunto de bobinas de 14 mm e 20 mm de diâmetro.	69
A.4	Representação da corrente máxima sob a bobina sensora.	69

Lista de Tabelas

4.1	Comparativo entre os materiais testados e a relação $f_0/\Delta P$	34
4.2	Teste com tiras de poli-cis-isopreno submetidas a tração constante com esferas de 8,87 g.	36
5.1	Características da bobina obtidas na f_0 utilizada na primeira etapa dos testes do sensor.	45
5.2	Comparação entre a f_0 do oscilador Colpitts e do DFVI e a diferença absoluta e relativa encontrada.	46
5.3	Características elétricas e mecânicas da bobina.	52

Lista de Abreviaturas e Siglas

A/D	- Analógico para Digital
a.C	- antes de Cristo
AWG	- <i>American Wire Gage</i>
DC	- <i>Direct Current</i>
DDS	- <i>Direct Digital Synthesis</i>
DFVI	- Detector de Frequência com Varredura Inteligente
LC	- refere-se a um circuito Indutivo-Capacitivo
L_{EX}	- Bobina de Excitação
L_{Ra}	- Bobina de Leitura
L_{Rb}	- Bobina de Compensação
M	- Indutância Mútua
mmHg	- Milímetros de Mercúrio
P	- Energia Total associada à Pressão
P_s	- Energia associada à pressão estática
RLC	- circuito formado por um resistor, um indutor e um capacitor
SiGeB	- composto químico formado por Bóro-Germânio-Silício
SMD	- <i>Surface Mounting Device</i>
t	- Espessura
Ve	- Esfera de Vidro
	- Deslocamento
ΔP	- Variação de Pressão
μ	- Permeabilidade Magnética
	- Constante de Poisson
	- Massa Específica
	- Velocidade do Fluido

Resumo

Esta dissertação apresenta o desenvolvimento e os testes de desempenho de um sensor biotelemétrico passivo para medição de pressão arterial. O sensor é composto basicamente de uma parte mecânica: um tubo de vidro fechado de um lado com resina adesiva biocompatível e do outro coberto com uma membrana de poli-cis-isopreno, comercialmente disponível como preservativos, com um núcleo de ferrite preso a ela. Além da parte mecânica, o sensor apresenta uma parte elétrica: um circuito LC ressonante, que possui sua frequência de ressonância modificada de acordo com o deslocamento do núcleo de ferrite, devido à pressão exercida sobre a membrana. A potência transferida ao sensor e a correspondente transmissão do sinal de resposta é efetuada usando-se três bobinas (excitação, leitura e de compensação). A caracterização dos materiais empregados, assim como os resultados dos testes estático e dinâmico do sensor são apresentados e discutidos em detalhes. Por exemplo, o sensor apresentou dimensões finais de 5 x 17 mm, sensibilidade de 0,269 kHz/mmHg e tempo de resposta ao degrau de pressão de 0,005 s, indicando que possui as características necessárias para se medir dinamicamente de forma direta a pressão sanguínea arterial.

Abstract

This dissertation presents the development and performance tests of a passive biotelemetric sensor to measure arterial blood pressure. The sensor is basically composed of a mechanical part: a glass tube closed at one side with biocompatible resinous adhesive and at the other covered with a poli-cys-isoprene membrane, available commercially as condoms, with a ferrite core attached to it. Besides the mechanical part, the sensor presents a electrical part: a LC resonant circuit, which has its resonance frequency modified according to the ferrite core displacement, due to the pressure exerted on the membrane. The power is transferred to the sensor and the corresponding response signal transmission is done using three coils (excitation, reading and compensation). The characterization of the employed materials, as well as, the results of static and dynamic tests of the sensor are presented and discussed in details. For instance, the sensor has shown final dimension of 5 x 17 mm, sensibility of 0.269 kHz/mmHg and response time to a step in pressure of 0.005 s, indicating that it has the necessary characteristics to measure dynamically and in a direct form the arterial blood pressure.

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivações

A medicina vem evoluindo buscando proporcionar ao paciente métodos mais eficientes e menos traumáticos, seja em diagnóstico, tratamento, monitoração ou análise. Neste processo a medicina tem se beneficiado da engenharia biomédica: sub-área da engenharia que de maneira interdisciplinar procura congrega os conhecimentos de engenharia, matemática, computação, física e química na solução de problemas relacionados à saúde.

Dentre as diversas possibilidades, a busca pelo desenvolvimento de sistemas de monitoração de parâmetros que são considerados essenciais para a determinação do quadro clínico do paciente de forma segura, confiável e econômica, é sempre prioritária.

Assim, a escolha da variável pressão arterial para ser monitorada justifica-se pelo fato desta fazer parte da rotina da clínica médica e ser considerada uma das variáveis fisiológicas mais importantes, visto que fornece informações cruciais para avaliação do sistema cardiovascular.

A pressão arterial tem origem na ação do sistema de bombeamento do coração e relaciona o débito cardíaco (volume bombeado por unidade de tempo) e a resistência periférica sendo que seu descontrole pode causar sérias complicações para o próprio coração e artérias, podendo levar o paciente ao óbito (Webster, 1999).

Sua monitoração pode ser feita de forma direta ou indireta. Evidentemente os métodos de medida direta da pressão fornecem resultados mais confiáveis. No entanto, para que a medida seja efetuada, necessita-se colocar o equipamento, ou parte dele, em contato direto com a corrente sanguínea, o que os torna menos seguros. Assim, os métodos diretos acabam

sendo usados apenas em pacientes que estão em Unidades ou Centros de Terapia Intensiva onde normalmente estes pacientes já estão cateterizados por outros motivos (Webster, 1999).

Alternativamente, para minimizar os riscos da avaliação direta da pressão arterial pode-se utilizar técnicas de biotelemetria. Nestes sistemas um sensor é implantado no paciente sendo a informação transmitida para uma unidade de leitura externa. Evidentemente, para que a unidade implantável interfira o mínimo possível no processo fisiológico, a mesma deve ser construída com as menores dimensões possíveis. Ainda, para se maximizar seu tempo de vida útil e se reduzir a possibilidade de contaminações químicas, o uso de baterias para alimentá-las deve ser evitado. Lembrando-se que os ambientes biológicos, devido a sua composição iônica, possuem uma resistividade relativamente baixa (Bronzino, 1992), recomenda-se o uso de acoplamento magnético (bobinas) no processo de transferência de energia e comunicação.

Assim, devido a necessidade de se ter na unidade implantável um indutor e da mesma possuir dimensões mínimas, o desenvolvimento de sensores empregando circuitos ressonantes vem sendo pesquisado ao longo dos anos (Bronzino, 1992; Mackay, 1998). Neste tipo de sensor, um transdutor indutivo ou capacitivo pode ser usado para modificar a sua frequência de ressonância de acordo com a variável fisiológica a ser estudada, neste caso, a pressão arterial. Obviamente, a unidade externa deve ser projetada de tal forma que possa medir esta frequência de ressonância de maneira remota completando o sistema.

1.2 Objetivos

O presente trabalho tem por objetivo estudar a viabilidade da utilização das técnicas de biotelemetria na construção de um sensor passivo para a monitoração da pressão arterial de forma direta.

O sensor proposto é formado por um indutor com núcleo de ar, dentro do qual um ferrite móvel preso a uma membrana de poli-cis-isopreno movimenta-se a medida que o meio externo sofre uma variação de pressão. Um capacitor é utilizado para ajustar a frequência de ressonância dentro da faixa inicial a ser trabalhada. Desta forma, o deslocamento do núcleo de ferrite faz com que ocorra uma variação na frequência de ressonância do sensor que é então medida de forma remota pela unidade externa, permitindo que, através da curva de calibração do sistema, esta informação

possa ser correlacionada com a pressão arterial.

1.3 Estrutura da dissertação

Para a realização do presente trabalho, foi necessário um estudo sobre a anatomia e fisiologia do sistema circulatório propiciando entender os seus mecanismos de atuação, controle e patologias relacionadas. O Capítulo 2 traz esta introdução teórica.

Sabe-se que desde a antigüidade o homem buscou descobrir meios de monitorar e mensurar a pressão. O Capítulo 3 traz um breve histórico desta busca e apresenta outros métodos, direto e indireto, utilizados na monitoração da pressão arterial.

No Capítulo 4 descreve-se em detalhes as partes constituintes do sensor e os testes realizados para a determinação dos materiais utilizados.

Os resultados estáticos e dinâmicos obtidos para o sistema são apresentados no Capítulo 5. Este capítulo traz também resultados *in vitro* para o sensor desenvolvido.

Finalizando, o Capítulo 6 traz as conclusões gerais do trabalho e apresenta sugestões para melhoria e continuidade do projeto.

Capítulo 2

Sistema Cardiovascular

2.1 Introdução

Neste capítulo serão apresentadas, de maneira breve, a anatomia e a fisiologia do sistema circulatório bem como características da pressão arterial e patologias relacionadas.

2.2 Anatomia Funcional

Formado pelo coração, artérias, veias, capilares e vênulas, o sistema circulatório atua em conjunto com os sistemas endócrino e nervoso, compondo o centro de coordenação e integração do corpo humano, sendo responsável pelo transporte e distribuição de substâncias essenciais aos tecidos, remoção de produtos finais do metabolismo e manutenção dos líquidos teciduais num ambiente apropriado à sobrevivência e função das células (Berne, 1999; Guyton, 2006).

O coração está localizado no mediastino, região entre os pulmões, que vai do esterno até a coluna vertebral. É um músculo com formato de cone, de ponta arredondada, do tamanho aproximado de uma mão fechada, revestido por três camadas (epicárdio, miocárdio e endocárdio), formado por duas bombas distintas e dividido em quatro câmaras, sendo duas atriais e duas ventriculares (Berne, 1999; Guyton, 2006).

Através da contração periódica do coração, o sangue é impulsionado para realizar a circulação sistêmica. O fluxo unidirecional é garantido pela disposição de quatro válvulas: as atrioventriculares (tricúspide e bicúspide ou mitral) e as semilunares (pulmonar e aorta) (Gray, 2000; Tortora, 2000; Ganong, 2005). A figura 2.1 apresenta a estrutura anatômica cardíaca.

A excitação periódica e o ritmo cardíaco são garantidos por três

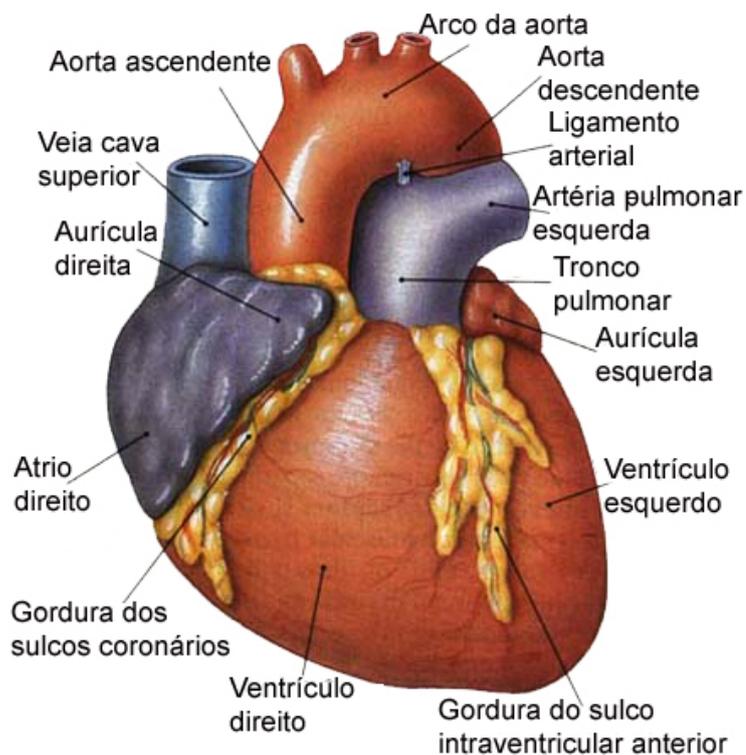


Figura 2.1: Estrutura anatômica do coração
(modificada de Sobotta (2001)).

sistemas de controle formado pelo nódulo sinoatrial, nódulo atrioventricular e fibras de Purkinje (Berne, 1999). A figura 2.2 mostra a propagação do impulso cardíaco e a atuação dos três sistemas de excitação apresentados.

O nódulo sinoatrial inicia um potencial de ação que se espalha pelos átrios fazendo com que estes se contraiam, propagando-se rapidamente do nódulo sinoatrial para o nódulo atrioventricular, onde este potencial desacelera dando tempo aos átrios para transferirem seu conteúdo sanguíneo para os ventrículos e terminarem sua contração. Do nódulo atrioventricular, o potencial passa para o feixe de His que, através dos ramos direito e esquerdo, alcançam as fibras de Purkinje responsáveis pela estimulação da contração ventricular e distribuição do potencial por todas as células do miocárdio (Tortora, 2000).

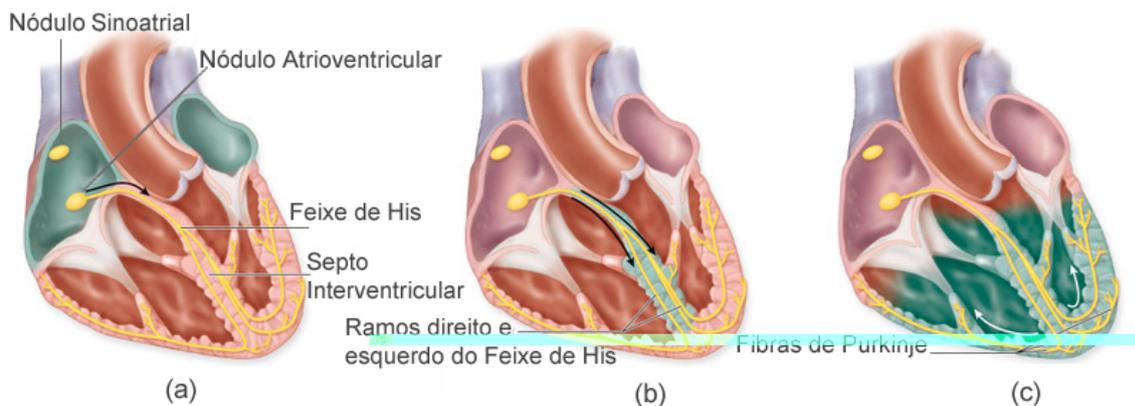


Figura 2.2: Condução do impulso cardíaco pelo coração: originado no nódulo sinoatrial que se despolariza, o impulso cardíaco é em seguida propagado pelo átrio alcançando o nódulo atrioventricular (a), feixe de His (b) e as fibras de Purkinje e os ventrículos (c) (modificada de Tortora (2000)).

A passagem de sangue através do coração e dos vasos sanguíneos é chamada de circulação sanguínea (figura 2.3). O sistema de vasos que leva o sangue até o coração é chamado de venoso e aquele que conduz o sangue para os tecidos e órgãos é o arterial. Assim, o retorno do sangue ao coração ocorre pela veia cava superior, veia cava inferior e seio coronário (Gray, 2000; Tortora, 2000; Guyton, 2006).

Figura 2.3: Circulação sanguínea (modificada de Tortora (2000)).

O sangue penetra no átrio direito, é impulsionado para o ventrículo direito e bombeado para os capilares dos pulmões através das artérias pulmonares para que o dióxido de carbono seja eliminado e ocorra a absorção de oxigênio. Em seguida, o sangue retorna ao átrio esquerdo através das veias pulmonares, passa para o ventrículo esquerdo e é bombeado para a aorta, artérias sistêmicas e capilares retornando ao coração através das veias (Gray, 2000; Tortora, 2000; Guyton, 2006).

O ciclo cardíaco pode ser dividido em três fases: (1) sístole atrial, (2) sístole ventricular e (3) diástole ventricular. A figura 2.4 ilustra essas fases do ciclo e, em seguida, é apresentada uma breve descrição de cada uma delas.

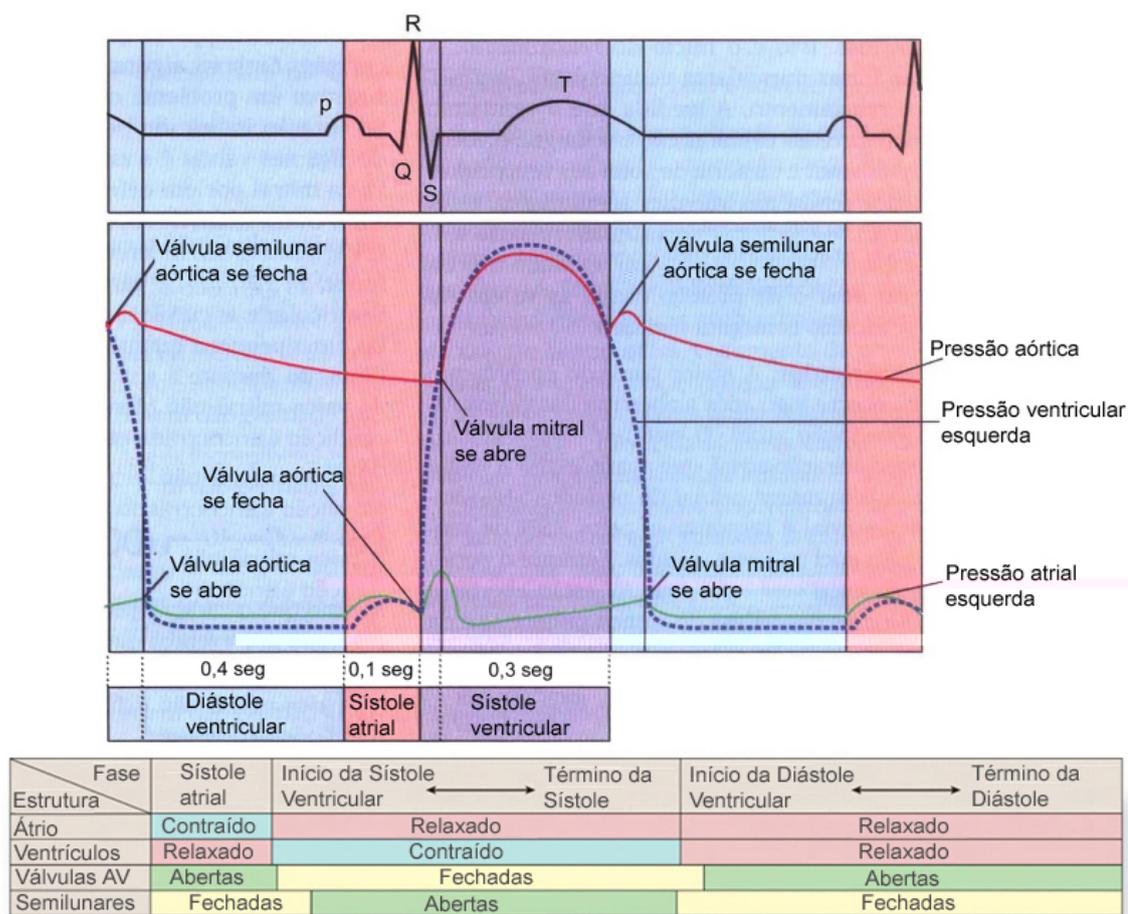


Figura 2.4: Relação entre o ciclo cardíaco e o complexo QRS (modificada de Tortora (2000)).

2.2.1 Sístole Atrial

O ciclo cardíaco tem início com o impulso no nódulo sinoatrial, responsável pela contração cardíaca.

Neste período ocorre contração atrial originando um impulso adicional ao enchimento ventricular. Há um estímulo do nódulo sinoatrial que resulta em despolarização atrial correspondendo ao pico da onda P do eletrocardiograma que ocorre imediatamente antes do início da subida da onda de pressão atrial (Berne, 1999; Tortora, 2000; Guyton, 2006).

2.2.2 Sístole Ventricular

Aproximadamente 0,16 s após o início da onda P, o impulso elétrico conclui sua passagem pelos átrios, nódulo atrioventricular e feixe de His, propagando-se rapidamente pelos ventrículos. O início da contração ventricular ocorre no pico do complexo QRS (ponto R da onda) (Berne, 1999; Tortora, 2000; Guyton, 2006).

Durante a sístole ventricular, grandes quantidades de sangue acumulam-se nos átrios pois as válvulas atrioventriculares encontram-se fechadas. Este período é caracterizado por uma contração isovolumétrica na qual o volume do ventrículo é mantido constante. Em seguida, tem início a fase de ejeção caracterizada pelo aumento da pressão ventricular acima de 80 mmHg e da pressão ventricular direita acima de 8 mmHg. Isso faz com que as válvulas semilunares se abram e o ventrículo se esvazie (Berne, 1999; Tortora, 2000; Guyton, 2006).

A sístole ventricular termina com a protodiástole. Neste período há pouco fluxo de sangue dos ventrículos para as grandes artérias, porém a musculatura ventricular permanece contraída. A pressão arterial cai, uma vez que, grandes quantidades de sangue estão fluindo das artérias para os vasos periféricos (Berne, 1999).

2.2.3 Diástole Ventricular

Corresponde a fase de relaxamento muscular ou recuperação do músculo cardíaco, iniciado quando os íons são retransportados para restabelecer o repouso das fibras musculares produzindo a onda T do eletrocardiograma (Berne, 1999; Tortora, 2000; Guyton, 2006).

A diástole ventricular tem início com o relaxamento isovolumétrico. No fim da sístole ventricular, inicia-se o relaxamento ventricular fazendo com que as pressões intraventriculares caiam com rapidez. Devido à elevada

pressão das artérias que faz com que o sangue retorne em direção aos ventrículos, as válvulas aórtica e pulmonar se fecham. Os ventrículos continuam seu período de relaxamento até que as válvulas atrioventriculares se abram e um novo ciclo de bombeamento ventricular é iniciado. Em seguida inicia-se um período denominado enchimento rápido, no qual, devido a abertura das válvulas e a alta pressão atrial, o sangue flui rapidamente para os ventrículos (Berne, 1999; Tortora, 2000; Guyton, 2006).

Encerrando esta fase, tem-se um período denominado diástase, no qual somente o sangue proveniente das veias passa pelos átrios e é levado para os ventrículos (Guyton, 2006).

Após o relaxamento completo dos ventrículos, não ocorre nenhuma contração até que ocorra a geração de um novo impulso elétrico originado pelo nódulo sinoatrial (Berne, 1999; Tortora, 2000).

2.3 Modelagem Hidráulica do Sistema Circulatório

Fisiologicamente, o coração é comparado a um conjunto de bombas e as artérias e veias a um sistema de vasos condutores que podem ser modelados por um circuito hidráulico simples, uma vez que estão presentes no aparelho circulatório componentes de energia cinética (E_C) e energia potencial (E_P) devido a pressão, energia gravitacional (E_G) relativa à posição do indivíduo (podendo ser negligenciada quando este encontra-se na posição horizontal) e energia dissipativa (E_D) devido à viscosidade do sangue (Heneine, 2002).

No estado estacionário a componente E_C não pode diminuir, por isso a E_P repõe o valor perdido no desgaste sofrido para vencer E_D (Heneine, 2002).

A complacência dos reservatórios arterial e venoso são considerados independentes do volume e representados por cilindros que mantêm a relação pressão-volume linear (Levy, 1979; Keurs e Tyberg, 1996).

2.3.1 Biofísica da Sístole Ventricular

Na figura 2.5 pode-se observar o ventrículo esquerdo instantes antes da sístole e no momento da contração ventricular quando a massa sangüínea é lançada. A energia que compõe o momento divide-se em uma componente da E_C que é responsável pela aceleração do sangue e dilatação da artéria e uma componente da E_P que é armazenada na artéria (Heneine, 2002).



Figura 2.5: Distribuição da E_C e E_P durante a sístole ventricular (modificada de H n in (2002)).

2.3.2 Biofísica da Diástole Ventricular

Na diástole ventricular a válvula aórtica se fecha e a energia potencial E_P , armazenada na artéria, é transformada E_C , de maneira a manter a corrente sangüínea. A figura 2.6 ilustra a distribuição da energia durante a diástole (Heneine, 2002).

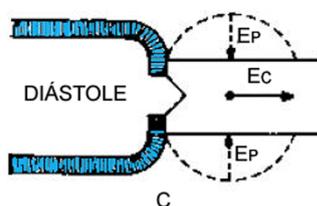


Figura 2.6: Distribuição da E_C e E_P durante a diástole ventricular (modificada de H n in (2002)).

2.4 Pressão Sangüínea

Define-se pressão sangüínea como sendo a relação entre a força exercida pelo sangue contra qualquer área unitária da parede vascular, sendo pressão arterial sistólica o limite superior e diastólica o limite inferior de oscilações em torno da pressão média (Berne, 1999; Guyton, 2006).

Durante a história da Fisiologia Médica, utilizou-se o manômetro de mercúrio como referência para medidas de pressão arterial, por isso, o padrão de unidade indicativa tornou-se milímetros de mercúrio (mmHg). Para pressões venosas, utiliza-se com freqüência centímetros ou milímetros de água

(Cobbold, 1974; Guyton, 2006).

2.4.1 Pressão Arterial

Ao longo do sistema circulatório, a pressão sofre variações que dependem de fatores físicos relacionados ao volume de sangue e complacência dos vasos, e fisiológicos, relacionados ao débito cardíaco e à resistência periférica. A figura 2.7 ilustra a variação das pressões arterial e venosa ao longo do sistema circulatório (Berne, 1999; Guyton, 2006).

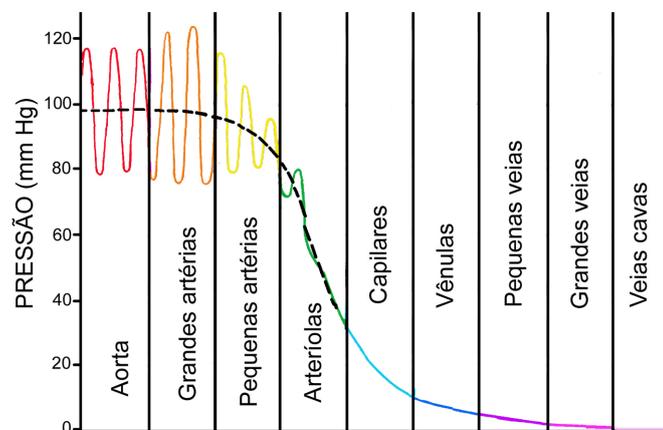


Figura 2.7: Pressões sanguíneas nas diferentes porções do sistema circulatório sistêmico (modificada de Guyton (2006)).

2.4.2 Pressão Arterial Média

A pressão arterial média representa a média da pressão em todo o ciclo cardíaco sofrendo variações com a idade e sexo. Apresenta-se menor nas mulheres do que nos homens, característica esta que é apontada como um dos principais fatores que favorecem a longevidade feminina (Ganong, 2005; Guyton, 2006). A figura 2.8 representa alterações das pressões sistólica, diastólica e média com a idade, sendo que as regiões sombreadas ilustram a variação normal.

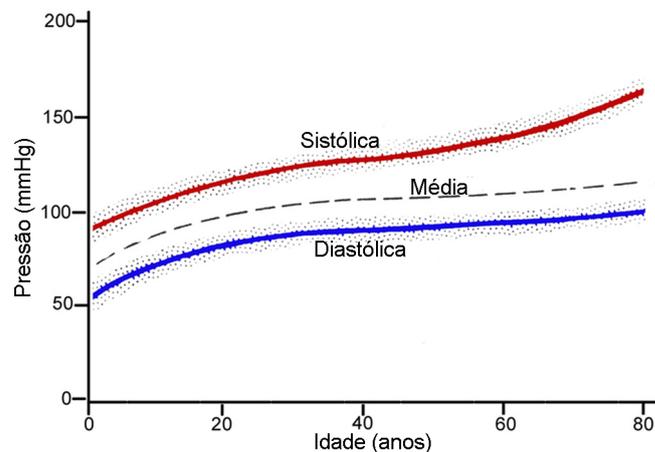


Figura 2.8: Variação da pressão sistólica, diastólica e média com a idade (modificada de Guyton (2006)).

2.4.3 Pressão de Pulso

A pressão de pulso corresponde à diferença entre pressão sistólica e diastólica e é uma função principal do débito sistólico e da complacência arterial (Berne, 1999). A figura 2.9 ilustra um esquema representando as pressões mencionadas.

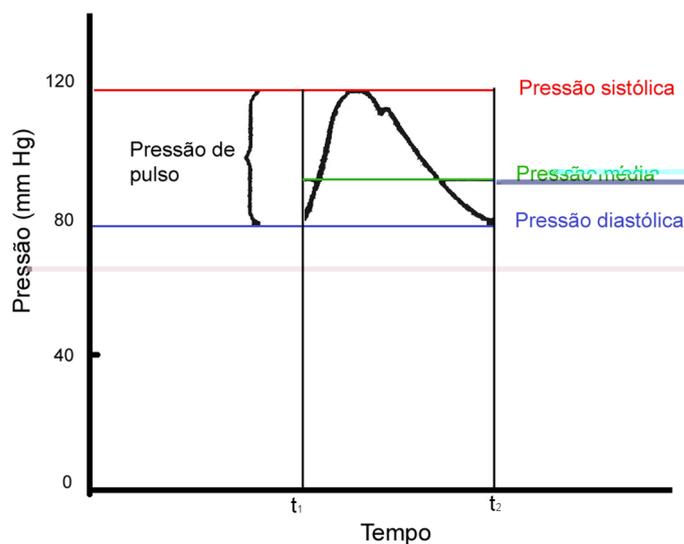


Figura 2.9: Representação gráfica das pressões: sistólica, diastólica, de pulso e média (modificada de Berne (1999)).

2.4.4 Campo Gravitacional e sua influência na circulação

Numa pessoa em posição ortostática, o vetor do campo gravitacional opõe-se à subida do sangue e favorece sua descida. Na figura 2.10 observa-se que acima do coração, a força gravitacional atua contra a circulação arterial e a favor da circulação venosa. Abaixo do coração, inverte-se a relação e a contribuição quantitativa da gravidade, para cada centímetro de altura, é de 0,78 mmHg (Ganong, 2005).

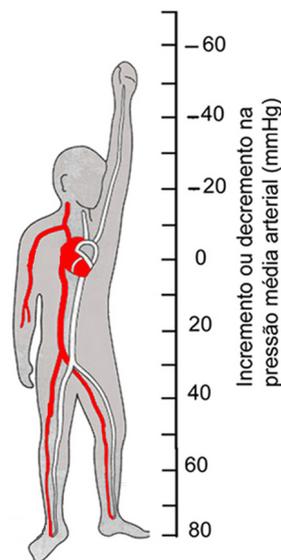


Figura 2.10: Efeitos da gravidade sobre a pressão arterial e venosa. Por exemplo, para uma pressão média arterial medida na altura do joelho haverá um incremento de aproximadamente 50 mmHg em relação à pressão na altura do coração (modificada de Ganong (2005)).

2.5 Regulação da Pressão Arterial

A regulação da pressão arterial é feita por diversos sistemas que estão inter-relacionados, porém, cada um executa uma tarefa específica, podendo exercer uma ação imediata ou tardia. A figura 2.11 mostra a ação de seis sistemas de controle.

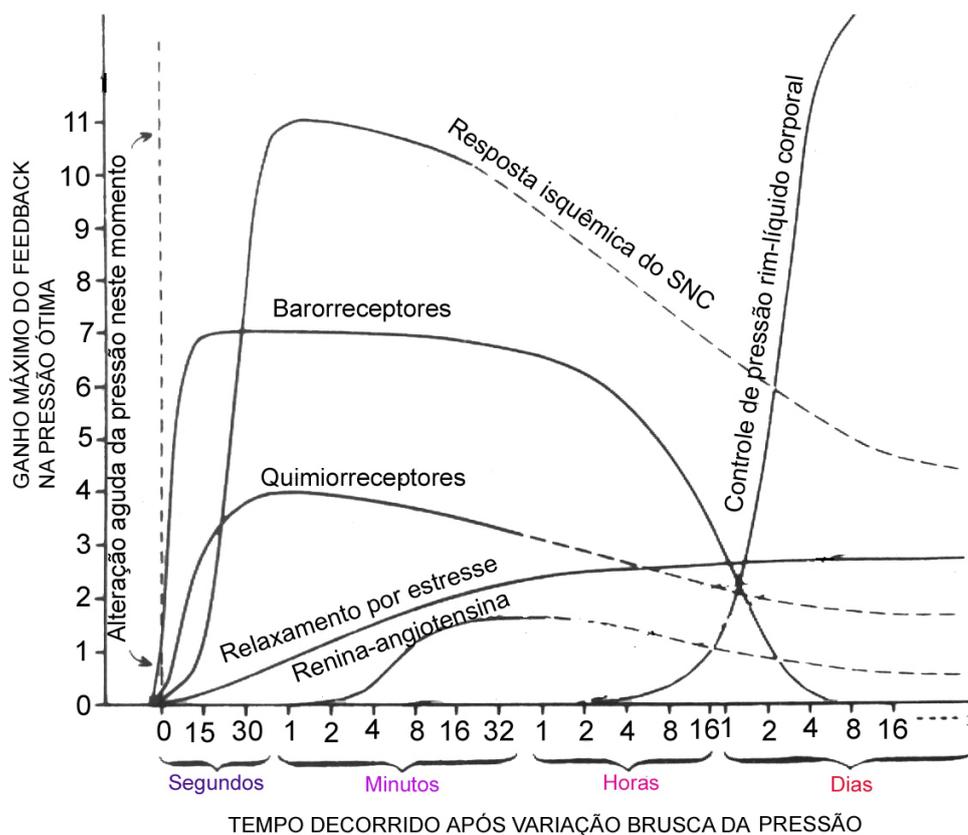


Figura 2.11: Gráfico de atuação dos sistemas de controle (modificada de Guyton (2006)).

2.5.1 Barorreceptores

São terminações nervosas ramificadas localizadas na parede das artérias carótidas internas (arco aórtico) que, com elevação da pressão, sofrem distensão transmitindo sinais específicos ao sistema nervoso central. Este controle atua através de vasodilatação do sistema circulatório periférico, redução da frequência cardíaca e da força de contração (Berne, 1999; Guyton, 2006).

2.5.2 Quimiorreceptores

São células quimiossensíveis localizadas em pequenos órgãos que atuam quando a pressão arterial cai abaixo de 80 mmHg. Sua estimulação ocorre pela ausência de oxigênio, acúmulo excessivo de dióxido de carbono e íons hidrogênio. Os sinais de excitação são transmitidos para o centro vasomotor para que este promova como ato reflexo aumento da pressão

arterial (Berne, 1999; Guyton, 2006).

2.5.3 Relaxamento por estresse

São receptores de estiramento localizados na parede das artérias pulmonar e átrios, que atuam em baixa pressão de forma semelhante aos barorreceptores (Berne, 1999; Guyton, 2006).

2.5.4 Controle pelo centro vasomotor

É uma resposta isquêmica do Sistema Nervoso de Controle que atua em resposta à diminuição do fluxo sanguíneo cerebral. Sua atuação está relacionada a níveis de pressão abaixo de 50 mmHg (Berne, 1999; Guyton, 2006).

2.5.5 Sistema Venoso

Neste sistema, as veias sofrem constrição em resposta ao estímulo simpático, diminuindo sua capacidade ao aumentar a eficácia de bombeamento (Berne, 1999; Guyton, 2006).

2.5.6 Nervos e Músculos Esqueléticos

Sua ação ocorre através de reflexo da compressão abdominal e enchimento sistêmico causado pela contração do músculo esquelético durante atividade física para aumentar a pressão arterial (Berne, 1999; Guyton, 2006).

2.5.7 Mecanismos Hormonais

Norepinefrina-epinefrina

É liberada no sangue para atuar em locais onde não há inervação simpática, como nas metarteríolas e vasculatura cutânea (Berne, 1999; Guyton, 2006).

Renina-angiotensina

Aparecem na circulação quando a pressão cai abaixo de 40 mmHg, através de um mecanismo envolvendo os rins e liberação da enzima renina. A angiotensina age em constrição das arteríolas e veias, diminui a excreção de água e sal pelos rins e estimula a secreção de aldosterona pelo córtex supra-renal (Berne, 1999; Guyton, 2006).

Vasopressina

Substância excretada pelo hipotálamo, age diretamente sobre os vasos sanguíneos aumentando a resistência periférica total e a pressão média de enchimento circulatório (Berne, 1999; Guyton, 2006).

2.6 Patologias Relacionadas

2.6.1 Hipertensão de origem vascular

Relacionada com casos de arteriosclerose em que a complacência arterial fica diminuída e há ocorrência de regurgitação aórtica (Guyton, 2006), sendo esta uma consequência da hipertensão vascular. A figura 2.12 ilustra os contornos anormais dos pulsos de pressão.

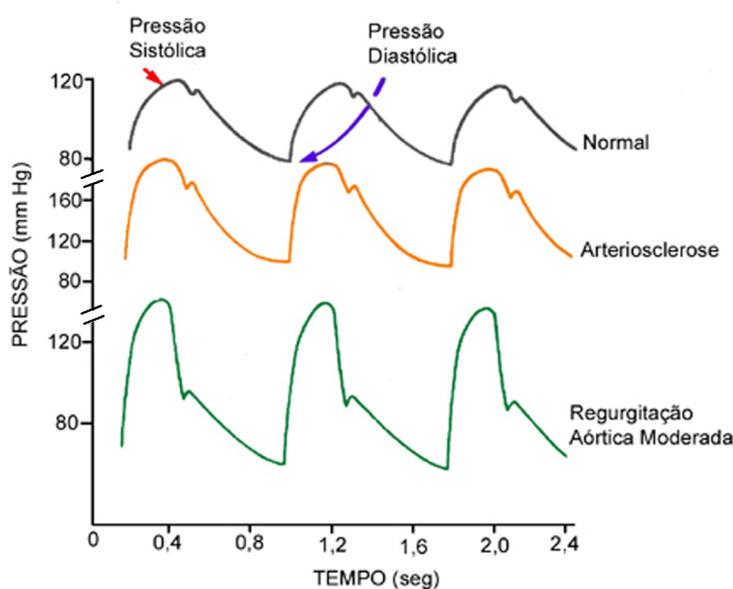


Figura 2.12: Contornos anormais dos pulsos de pressão (modificada de Guyton (2006)).

2.6.2 Hipertensão por sobrecarga de volume

Este tipo de hipertensão ocorre em pacientes com comprometimento renal, pois possuem dificuldades em manter a relação de estabilidade entre o nível de água ingerido e a quantidade excretada pelo rim. A retenção de líquidos pelo organismo eleva o volume sanguíneo que aumenta o débito cardíaco refletindo diretamente na pressão (Guyton, 2006).

2.6.3 Hipertensão de Goldblatt

A hipertensão de Goldblatt está relacionada com a deficiência renal, quando uma constrição e conseqüente redução na pressão da artéria renal provocam aumento na pressão geral (Guyton, 2006).

2.6.4 Hipertensão na Toxemia da Gravidez

A hipertensão na toxemia da gravidez ocorre devido ao espessamento das membranas glomerulares, que reduz a filtração para os túbulos renais. O nível de pressão na curva do débito urinário fica elevado e o nível de pressão arterial a longo prazo torna-se correspondentemente elevado (Guyton, 2006).

2.6.5 Hipertensão Neurogênica Temporária

A hipertensão neurogênica temporária é causada pela estimulação simpática dos vasos sangüíneos que aumentam a resistência vascular em todo o corpo (Guyton, 2006).

2.6.6 Hipertensão Neurogênica Permanente

Neste tipo de hipertensão as arteríolas sofrem constrição continuamente devido à estimulação simpática durante vários dias, causando aumento dos limites da pressão na curva do débito urinário. Isto traz como conseqüência uma ação do mecanismo renal de controle para manter a pressão num nível elevado enquanto durar a estimulação simpática (Guyton, 2006).

2.6.7 Hipertensão causada pelo Aldosteronismo Primário

A hipertensão causada pelo aldosteronismo primário pode ser causada por pequenos tumores que secretam grande quantidade de aldosterona. Como a aldosterona aumenta a absorção de sal e água nos túbulos distais dos rins, reduzindo muito a excreção dessas substâncias, isto induz a uma hipertensão de leve a moderada (Guyton, 2006).

2.6.8 Hipertensão Essencial

Cerca de 90% dos portadores de hipertensão são do tipo essencial que agrupam todas as hipertensões de origem desconhecida (Guyton, 2006).

2.7 Efeitos da Hipertensão sobre o Corpo

A hipertensão arterial pode causar sobrecarga de trabalho do coração levando à hipertrofia do músculo. Como o ventrículo esquerdo precisa vencer um gradiente de pressão maior do que o normal, ocorre aumento de peso de duas a três vezes, porém este aumento de tamanho não é acompanhado pelo aumento no suprimento sangüíneo causando isquemia, *angina pectoris* e propiciando o desenvolvimento de arteriosclerose coronária (Berne, 1999; Ganong, 2005).

Outro efeito causado pela hipertensão é a esclerose coronária nas artérias caracterizada pelo desenvolvimento de coágulos sangüíneos nos vasos e enfraquecimento das estruturas (Guyton, 2006).

Por fim, os tipos de lesão que ocorrem na hipertensão são: hemorragia cerebral, hemorragia de vasos renais internos e hemorragia coronariana (Berne, 1999; Ganong, 2005; Guyton, 2006).

2.8 Conclusão

A pressão arterial é uma referência para a medicina como primeiro recurso para avaliação do sistema circulatório, sendo um exame de rotina em ambulatórios e indispensável em Unidades e Centros de Terapia Intensiva onde alguns pacientes necessitam da monitoração constante deste parâmetro fisiológico.

Conforme apresentado, muitos são os fatores que alteram a pressão sangüínea, e tantos outros que atuam para a sua regularização, sendo que um descompasso deste sistema pode levar a complicações graves, incluindo o óbito do paciente.

No capítulo seguinte, serão descritos alguns dos métodos mais usuais de avaliação da pressão arterial.

Capítulo 3

Técnicas de Medição da Pressão Arterial

3.1 História - De Huang Ti a Korotkoff

Quando se desenvolve um trabalho, é interessante estudar o modo como a história apresenta a evolução deste conhecimento e como a vida e a obra dos cientistas se entrelaçam para desvendar aquilo que ainda lhes era oculto.

Um dos primeiros tratados de medicina que abordam o sistema circulatório é datado de 425 a.C. e atribuídos a Huang Ti descrevendo um mecanismo misterioso que impulsiona de forma cíclica um líquido vital presente em vasos fechados (Merz, 2000).

Herófilo (300 a.C. apud Fresquet (2006)), descreve a pulsação como sendo um fenômeno que ocorre dentro dos vasos sanguíneos e correlaciona a sístole e a diástole com sons musicais. Erasistrato (310 a.C. apud Fresquet (2006)), considera que o “coração dá origem ao espírito vital que é levado pelas artérias a todas as partes do corpo”.

Na Idade Antiga, os avanços na medicina estavam relacionados ao estudo da anatomia humana, uma vez que, para entender os princípios de fisiologia eram necessários certos conhecimentos que ainda não estavam dominados como, por exemplo, o princípio da conservação de massas necessário para o entendimento do mecanismo da circulação (Singer, 1968).

Na Idade Moderna, a aplicação de algumas teorias físicas impulsionaram invenções científicas que auxiliaram o esclarecimento de fatores fisiológicos. Sanctorius de Pádua (1561-1636) foi o inventor do *pulsilogium*, aparelho utilizado no registro da frequência e variação do pulso. Galileu Galilei (1564-1642) estabeleceu resultados quantitativos relacionando

o comprimento do pêndulo com a sincronização da batida cardíaca, e William Harvey (1578-1657), seu discípulo, em 1615 estabeleceu de maneira teórica o conceito da circulação cardíaca empregando os princípios de medição propostos por Galileu (1640 apud Bortolotto e Safar (2006)).

Marcello Malpighi (1628-1694) propôs a existência dos capilares e Descartes (1596-1650) foi o responsável por iniciar os estudos do sistema fisiológico do ponto de vista mecânico empregando ferramentas matemáticas. Borelli (1608-1679) teve seu trabalho publicado no *De Motu Animalium* (1680) onde discutia, entre outros assuntos, o movimento do coração e do intestino (Naqvi e Blaufox, 1998; Bortolotto e Safar, 2006).

Stephen Hales (1700 apud Bortolotto e Safar (2006)) foi o responsável pela primeira medida da pressão arterial em um animal. No experimento, Hales introduziu um tubo de vidro conectado a um outro de cobre na artéria femoral de um cavalo (*Equus caballus s.p.*). O sangue, ao atingir o limite máximo no tubo, provocava variações que eram observadas a cada pulsação. Através de eliminação do sangue, pode-se observar a pressão de jorramento e associá-la à capacidade do ventrículo esquerdo do animal calculando de maneira ainda imprecisa o valor da pressão sistólica. Os experimentos foram repetidos com outros animais da espécie para demonstrar a variação da pressão da veia jugular na situação de repouso e movimento.

Euler (1743 apud Naqvi e Blaufox (1998)), descreveu a propagação de ondas nas artérias utilizando como modelo um tubo elástico percorrido por fluido não-viscoso e incompressível e Thomas Young (1823 apud Naqvi e Blaufox (1998)) obteve a velocidade de propagação do pulso de pressão para o mesmo modelo e a perda de pressão considerando fluidos viscosos.

Jean Poiseuille (1860 apud Bortolotto e Safar (2006)), dando continuidade ao trabalho de Young, foi o responsável por aperfeiçoar o manômetro de Hales transformando-o num manômetro de mercúrio, substituindo o tubo de vidro por um tubo em formato de “U” parcialmente cheio de mercúrio, conectado a uma cânula contendo anti-coagulante para medir a pressão do sangue de maneira invasiva. Poiseuille ainda realizou experiências demonstrando a viscosidade sangüínea, a resistência do sistema cardiovascular e a pressão nas pequenas artérias.

A necessidade de se avaliar a pressão arterial, fez com que esta área tivesse uma evolução acentuadamente rápida. Por volta de 1834, J. Hérrison e P. Gernier (1834 apud Bortolotto e Safar (2006)), médico e engenheiro, respectivamente, adaptando a idéia do termômetro, desenvolveram um

aparelho que ao ser colocado sobre o pulso, o peso do mercúrio comprimia a artéria de forma que a pulsação movimentava o mercúrio dentro da coluna. A este aparelho, deram o nome de esfigmomanômetro (do grego *sphygmos* = pulso).

Em 1856, o cirurgião J. Faivre (1856 apud Bortolotto e Safar (2006)) fez a primeira medição da pressão arterial em um homem durante uma cirurgia em que a artéria femoral foi ligada ao manômetro detectando 120 mmHg.

Em dezembro de 1896, Scipione Riva-Rocci (1863-1937) descreveu em duas publicações sucessivas “um novo esfigmomanômetro”. O novo instrumento possuía características que levavam em conta aspectos clínicos, como o grau de resistência das paredes dos vasos e dos tecidos próximos, e aspectos técnicos de acurácia e praticidade, uma vez que o aparelho era portátil. Era constituído de duas partes: uma destinada a exercer compressão sobre a artéria, e outra que permitia medir a pressão, formado por um manguito de 4 a 5 cm de largura que envolvia toda a circunferência do braço e, inflado por uma dupla bola de Richardson, entre as quais estava interposto um manômetro de coluna de mercúrio. O manguito era inflado até o desaparecimento total do pulso radial, seguindo-se a desinflação, até o seu

método indireto do esfigmomanômetro. Entretanto, caso exista necessidade da observação da forma de onda da pressão arterial, o método indireto não é eficaz (Cobbold, 1974; Berne, 1999).

3.2.1 Esfigmomanômetro de Mercúrio

O esfigmomanômetro é um equipamento pneumático ligado a uma coluna de mercúrio normalmente graduada de 0 a 300 mmHg. Consiste de um manguito inextensível contendo uma bolsa inflável que é colocado em torno de um membro, em geral o braço ou a coxa, de modo que a bolsa

identificar os sons de Korotkoff permitindo medir a pressão sistólica e diastólica (Berne, 1999).

Na figura 3.1, o ponto B representa pressões acima de 120 mmHg e o ponto C pressões abaixo de 80 mmHg. Enquanto a pressão no manguito exceder a pressão arterial sistólica, não há fluxo sanguíneo pelo segmento arterial e nenhum som pode ser detectado. Quando a pressão no manguito cai abaixo da pressão diastólica arterial, o fluxo sanguíneo passa a ser contínuo e nenhum som é ouvido novamente. Na faixa de pressões compreendida entre 120 mmHg e 80 mmHg, jatos de sangue passam pelo segmento da artéria sob o manguito a cada batimento cardíaco e os sons de Korotkoff são ouvidos (Berne, 1999).

O manguito deve ter tamanho adequado de acordo com o diâmetro do braço do paciente, pois tamanhos inadequados inserem erros nas medidas realizadas. Recomenda-se que a câmara seja 20% mais larga do que o diâmetro do braço do paciente e o manguito tenha no máximo 2/3 do comprimento do braço (Cobbold, 1974; Berne, 1999).

3.2.2 Métodos Indiretos Automáticos

Essa técnica é utilizada para o monitoramento de pacientes durante testes, como por exemplo, de esforço. Apresentam como vantagem a eliminação de erros do operador que ocorrem no método por ausculta.

Em 1941, Weiss e Gilson, inventaram separadamente o que seria o primeiro instrumento automático para medir a pressão arterial de forma indireta. Os equipamentos consistiam de um processo automático para inflar e desinflar o manguito, efetuar a leitura e o armazenamento dos dados de pressão medidos e um pequeno microfone para detectar e identificar os sons de Korotkoff. A diferença entre os aparelhos está na forma como os dados eram apresentados ao usuário. No de Weiss, os sons e a pressão apareciam sobrepostos, já no equipamento de Gilson, eles eram apresentados separadamente (Cobbold, 1974).

Outros pesquisadores introduziram melhorias nos equipamentos desenvolvidos, principalmente relacionados à interpretação dos resultados e armazenamento dos dados (Cobbold, 1974; Webster, 1999).

Uma das desvantagens do método indireto automático consiste na dificuldade de se obter a pressão sistólica e diastólica em pacientes hipotensos e crianças. Além disso, artefatos de ruído ou movimentação do paciente produzem formas de onda que dificultavam a distinção entre os sons de Korotkoff que identifica a pressão sistólica e a diastólica (Cobbold, 1974;

Webster, 1998).

Stegall, Kardon, e Kemmerer (1968), propuseram a utilização do sinal de Doppler para avaliação da pressão arterial de forma indireta. A figura 3.2 demonstra o princípio e a disposição do aparelho que utiliza dois cristais piezoelétricos colocados entre o braço do paciente e uma bolsa inflável. Um dos cristais é responsável por gerar a onda de ultrassom que é refletida ao encontrar a parede do vaso, enquanto o outro faz a detecção do sinal refletido, sendo que a mudança de velocidade, associada a uma frequência, determina o estado da artéria (Stegall, Kardon, e Kemmerer, 1968; Cobbold, 1974; Webster, 1998).

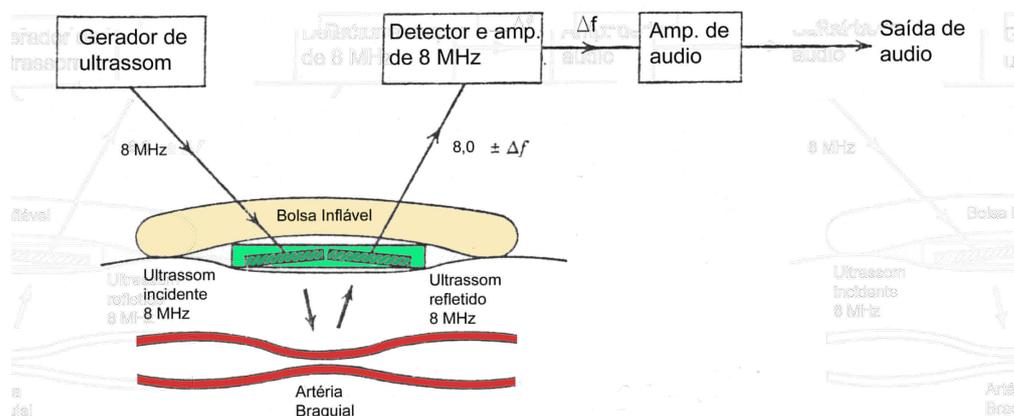


Figura 3.2: Determinação da pressão sanguínea utilizando método de ultrassom (modificada de Cobbold (1974)).

Atualmente, emprega-se o método oscilométrico para a avaliação da pressão arterial principalmente em testes ergométricos. A figura 3.3 mostra uma curva de pressão obtida a partir deste método. Para que a monitoração seja realizada, é feita a compressão da artéria até uma pressão acima da sistólica. A partir deste ponto, a pressão é lentamente diminuída até que a pressão sistólica é identificada através de oscilações de pequena amplitude (ponto 1 da figura). Ocorre, então, um aumento das oscilações até um ponto máximo (ponto 2 da figura) caracterizando a pressão média arterial. O método não identifica de forma direta a pressão diastólica; porém, possui um algoritmo capaz de calcular, a partir da pressão sistólica, a pressão do paciente.

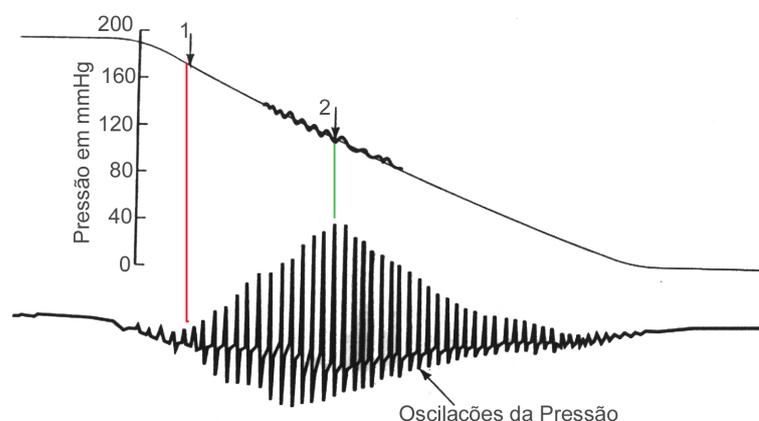


Figura 3.3: Curvas observadas pelo método oscilométrico (modificada de Webster, 1998).

3.3 Métodos Diretos

Durante intervenções cirúrgicas, a monitoração da pressão sistólica e diastólica torna-se particularmente importante, uma vez que fornecem as condições imediatas de parâmetros circulatórios do paciente. Nas unidades de terapia intensiva de hospitais, agulhas ou cateteres são introduzidos em artérias periféricas permitindo a medida direta da pressão arterial por meio de transdutores.

O método de avaliação da pressão arterial de forma direta é dividido de forma geral em duas categorias de acordo com a localização do elemento sensor: (1) sensor externo (extravasculares) ou (2) sensor dentro do sistema vascular (intravasculares) (Cobbold, 1974; Webster, 1998).

3.3.1 Sensores Extravasculares

Neste método, um sistema cateter-sensor heparinizado, para que não ocorra coagulação do sangue, é introduzido no paciente através de intervenção cirúrgica e exposição da veia ou artéria. Alternativamente, pode-se fazer uma inserção percutânea com o auxílio de agulha especial ou sonda-guia. O diafragma é acoplado a uma das extremidades do cateter que é preenchido pelo fluido e a pressão é detectada através de deflexão da membrana conforme ilustrado na figura 3.4 (Cobbold, 1974; Webster, 1998).

Figura 3.4: Determinação da pressão sanguínea utilizando sistema cateter-transdutor (modificada de Cobbold (1974)).

Os sensores de pressão que utilizam transdução elástica, como os diafragmas, utilizam a transdução primária onde a pressão hidráulica é convertida em deslocamento e a secundária que produz uma saída elétrica proporcional ao deslocamento. Além dos diafragmas, utiliza-se com frequência tubos de Bourbon e tubos de foles (Cobbold, 1974).

3.3.2 Sensores Intravasculares

Sensores de Ponta

A vantagem dos sensores intravascular sobre os extravascular consiste da eliminação da conexão hidráulica, com isso o elemento sensor fica em contato direto com o fluido analisado. Isso possibilita uma alta resposta em frequência, eliminando o atraso decorrente da transmissão do pulso de pressão pelo sistema cateter-sensor e as variações da pressão são analisadas praticamente em tempo real (Cobbold, 1974; Webster, 1998).

Transdutores Ópticos

Alguns sensores de ponta utilizam fibras ópticas para medir o deslocamento do diafragma através da variação da reflexão de luz. O custo reduzido é uma das vantagens apresentadas pelos transdutores ópticos além da maior velocidade de resposta e menor risco de micro-choque (Cobbold, 1974; Webster, 1998).

3.3.3 Transdutores Implantáveis

Os sensores implantáveis, são construídos de maneira tal que suas dimensões reduzidas possibilitem a sua colocação junto ao sistema

circulatório para medir a pressão de forma direta. Alguns transdutores utilizam diafragma e *strain gauges* dispostos em camadas, outros utilizam o efeito de *stress* sobre transdutor de silício. Frequentemente utilizam-se sensores indutivos, passivos ou ativos, de forma que o deslocamento provocado pela variação da pressão cause alteração na frequência de ressonância do circuito devido à alteração do valor de sua indutância (Cobbold, 1974; Webster, 1998).

Por exemplo, Casadei, Gerold, e Baldinger (1972), descrevem um sistema telemétrico para monitoração da pressão arterial em animais. Um transmissor implantável possui um transdutor acoplado que consiste de quatro resistores de silício, montados na configuração de *strain-gauges* sob um diafragma de titânio com espessura de 13 μm e conectados em forma de ponte de Wheastone. A modulação do sinal é feita com uma taxa de amostragem com cerca do dobro da frequência máxima do sinal. O sinal recebido passa por uma filtragem de modo que as interferências sejam reduzidas tendo como resultado final o sinal proveniente do sensor.

Um sistema de três canais utilizando telemetria foi desenvolvido por Pitsillides, Symons, e Longhurst (1992). Neste equipamento, um micrômetro ultrasônico de dois canais monitora os movimentos da parede do ventrículo esquerdo. O terceiro canal é responsável pela monitoração da pressão arterial também no ventrículo esquerdo. O sistema telemétrico possui um conversor dc-dc de alta tensão para melhoria do sinal ultrasônico e um conversor de tensão no tempo imune às variações de frequência de sincronização capaz de fazer a recepção do sinal proveniente do sensor.

Abatti, Pichorim, e Enders (1997), propuseram um sistema biotelemétrico ressonante passivo injetável para pressão, sendo que sua frequência de ressonância é proporcional ao deslocamento de um núcleo de ferrite móvel apresentando sensibilidade de 88 Hz/mmHg. O sensor baseia-se num capacitor SMD (*Surface Mounting Device*), núcleo de ferrite e um indutor com núcleo de ar enrolado com fio 43 AWG.

Chatzandroulis, Tsoukalas, e Neukomm (2000), propuseram um sistema para monitoração da pressão utilizando biotelemetria passiva para transferir os dados do *transponder* para a unidade remota. O sensoriamento é realizado por um sensor capacitivo baseado num diafragma de SiGeB.

3.4 Erros introduzidos pelo posicionamento do sensor

Apenas na ausência de fluxo pode-se dizer que a pressão medida por um sensor em um determinado ponto é a mesma em todas as direções, pois o fluxo faz com que, dependendo do posicionamento do sensor alguns erros sejam introduzidos na medida devido à presença da energia cinética do meio. Desta forma, é importante levantar esses erros, uma vez que no caso da pressão arterial o meio no qual o sensor estará efetuando a leitura conta com a presença do fluxo sanguíneo de forma contínua.

Assim, utilizando a equação de Bernoulli, equação 3.1, proveniente da dinâmica dos fluidos, que descreve o comportamento de um fluido que se move ao longo de um tubo, têm-se que a energia total (P) do fluido por unidade de volume:

$$P = P_s + gh + \frac{1}{2} v^2 \quad (3.1)$$

onde P_s é a energia por volume associada à pressão estática do fluido, ρ é a massa específica, g é a aceleração da gravidade, h é a altura do fluido em relação a uma referência de P_s e v é a velocidade do fluido.

Na equação 3.1, conforme mencionado anteriormente, o primeiro termo representa a energia associada à pressão estática, o segundo termo representa a energia potencial por unidade de volume e o terceiro termo a energia cinética por unidade de volume.

A figura 3.5 mostra o posicionamento do cateter em três casos específicos na qual é analisada a contribuição da energia cinética sobre a pressão, considerando desta forma, a parcela gh igual a zero. Para o posicionamento mostrado na figura 3.5 (1) o sensor encontra-se contra o fluxo e neste caso a pressão medida equivale a soma da energia associada à pressão estática à componente de energia cinética. Já para o caso mostrado em (2), onde o sensor se encontra posicionado a favor do fluxo, a pressão medida refere-se à diferença entre a energia associada à pressão estática e a contribuição da energia cinética. Apenas em (3), onde o sensor se encontra posicionado paralelo ao fluxo, é que a energia total é equivalente à energia associada à pressão estática.

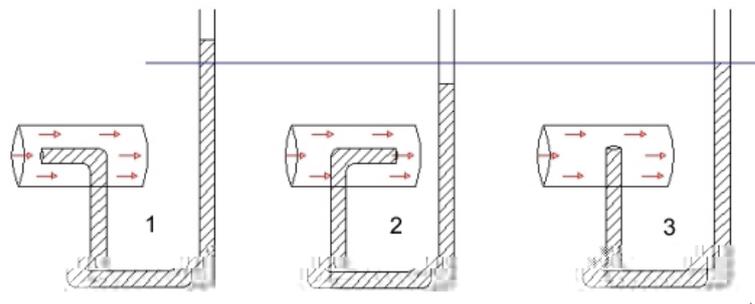


Figura 3.5: Medidas da pressão na presença de fluxos ilustrando o efeito da energia cinética do fluido

(modificada de Cobbold (1974)).

Diante disto, pode-se observar a importância que existe no posicionamento correto do sensor, uma vez que esses erros atribuídos à energia cinética em cada medida podem chegar a 13% sobre o valor real (Cobbold, 1974).

3.5 Conclusão

Conforme apresentado neste capítulo, existem várias formas de monitoramento da pressão arterial, sendo que cada uma apresenta suas vantagens e desvantagens.

No capítulo seguinte serão apresentadas as características físicas e elétricas do sensor biotelemétrico passivo desenvolvido para o monitoramento direto da pressão arterial.

Capítulo 4

Sensor e Método de Leitura

4.1 Introdução

Neste capítulo serão descritas de forma detalhada as partes constituintes do sensor de pressão projetado e construído, bem como alguns testes que caracterizam os materiais utilizados.

Trabalhos anteriores têm demonstrado a viabilidade da utilização da biotelemetria no monitoramento de parâmetros biológicos, como, por exemplo, Pichorim (1995) que descreve uma cápsula ingerível para medir a temperatura central do corpo. Abatti, Pichorim, e Enders (1997) propuseram um sensor de pressão arterial e Pichorim e Abatti (2006) descrevem um sistema para medir a força de tendões em animais.

Para estabelecer uma comparação entre o sensor de pressão proposto por Abatti, Pichorim, e Enders (1997), com o desenvolvido no presente trabalho, a figura 4.1 mostra esquematicamente o sensor por eles apresentado, que possui encapsulamento em tubo de hematócrito, sendo que uma das extremidades é fechada pelo próprio vidro e a outra extremidade possui uma esfera de vidro móvel (V) que, quando em contato com o sangue, empurra o núcleo de ferrite (Fe) em direção à bobina modulando a frequência de ressonância. Com relação à sensibilidade, o sensor apresentado por Abatti, Pichorim, e Enders (1997) apresentou 88 Hz/mmHg, enquanto o sensor aqui proposto apresentou uma melhora significativa em relação a este valor (ver item 5.3).

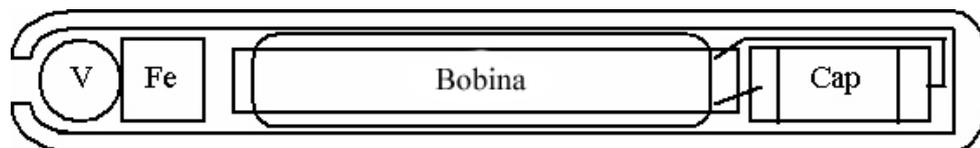


Figura 4.1: Esquema gráfico do sensor proposto por Abatti, Pichorim, e Enders (1997).

Além da menor sensibilidade, o sensor apresentava problemas decorrentes da inércia da esfera de vidro, possibilitando a monitoração apenas de pressões médias. Outro problema estava associado à ausência de separação física entre o interior do sensor e o meio biológico. Com isso, por capilaridade, a umidade proveniente do sangue poderia causar oxidação das partes elétricas, comprometendo o desempenho do sistema. Assim, devido a esses problemas apresentados, o projeto foi abandonado.

4.2 Sensor

A figura 4.2 mostra esquematicamente o sensor projetado e desenvolvido.

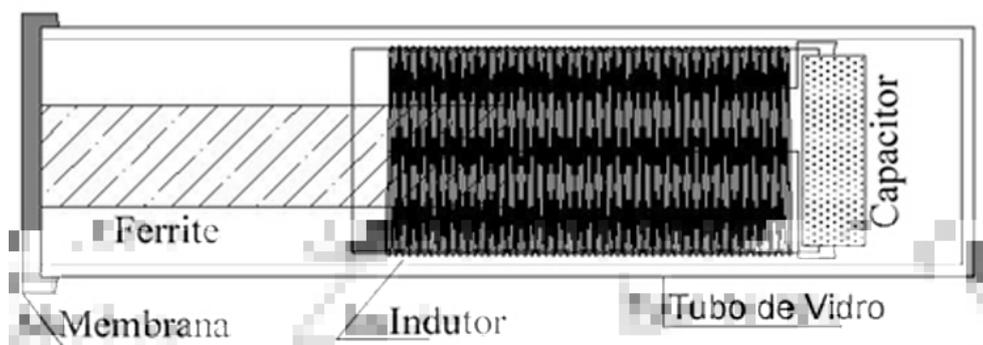


Figura 4.2: Esquema gráfico do sensor proposto.

Conforme apresentado na figura 4.2 o sensor é constituído basicamente por um tubo de vidro que acomoda em seu interior um núcleo de ferrite, uma bobina e um capacitor. As extremidades do tubo são vedadas para que o meio interno fique isolado do meio externo. Desta forma, de um lado têm-se uma membrana de poli-cis-isopreno e do outro uma resina acrílica biocompatível.

De acordo com o modo de funcionamento do sensor, este pode ser dividido em duas partes: a primeira que converte pressão em deslocamento -

membrana de poli-cis-isopreno - e a segunda que modula a frequência de ressonância, f_0 , do conjunto indutivo-capacitivo (LC) ressonante.

Quando há uma variação na pressão externa, a membrana de poli-cis-isopreno sofre deflexão fazendo com que o núcleo de ferrite se desloque em direção ao indutor. A presença do núcleo de ferrite em uma nova posição dentro do indutor faz com que este sofra uma mudança da indutância e com isso uma nova f_0 é estabelecida.

A seguir, serão descritas de maneira mais detalhada as partes constituintes do sensor, bem como, os testes que levaram à escolha de cada um dos materiais utilizados.

4.2.1 Membrana

Uma membrana elástica que separa dois meios distintos pode trabalhar como diafragma uma vez que converte variação de pressão em deslocamento. De forma geral, esta deflexão é transmitida para um conjunto elétrico ou eletromagnético no qual o deslocamento é convertido num sinal capaz de ser detectado, processado e analisado.

A figura 4.3 mostra a deflexão sofrida por uma membrana quando esta é submetida a uma diferença de pressão ΔP (Ashby, 1996).

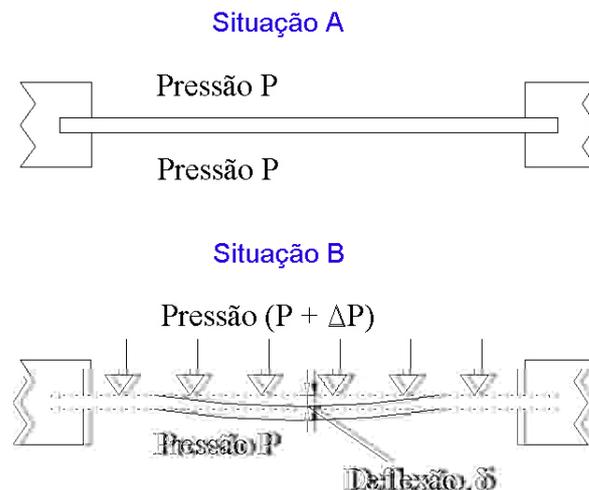


Figura 4.3: Deflexão sofrida pelo diafragma sob diferença de pressão ΔP

A deflexão máxima que ocorre no centro da membrana é dada pela equação 4.1:

$$= \frac{C_1 \cdot \Delta P \cdot a^4 \cdot (1 - \nu^2)}{E \cdot t^3} \quad (4.1)$$

onde o valor de C_1 depende se a membrana está com as bordas presas (3/16), ou seja, fixas na borda do tubo, ou soltas (9/8) que, neste caso, são fixadas em torno da parede do tubo, permitindo maior área de deslocamento para a membrana; a corresponde ao raio do diafragma, t é a espessura do material utilizado, E é o módulo de Young (razão entre a tensão e a deformação dentro do limite elástico em que a deformação é totalmente reversível e proporcional à tensão) e ν a constante de Poisson do material (relação entre a deformação transversal e longitudinal do material dentro do limite elástico) (Mano, 2003).

Como pode ser observado, analisando a equação 4.1, alguns fatores são limitantes para a escolha do material como a espessura, o raio da membrana e as características elásticas do material. Como o raio do sensor é limitado uma vez que o sensor é implantável, procurou-se escolher um material fino e resistente para tentar contornar este problema.

4.2.2 Escolha do material da membrana

Com o objetivo de escolher o material mais adequado foram testados três tipos de materiais, sendo que estes foram escolhidos de acordo com sua disponibilidade no mercado: membranas de poli-cis-isopreno e dois tipos de látex usados comercialmente em balões e luvas cirúrgicas. O primeiro teste buscou obter uma relação do deslocamento sofrido pelo material e a diferença de pressão entre os lados da mesma (Maeoka, Pichorim, e Abatti, 2006).

A figura 4.4 ilustra o procedimento prático utilizado para se determinar a relação ΔP versus Δx . Basicamente este arranjo consiste de um kitassato, vedado com o material a ser avaliado, onde a pressão interna, monitorada por um manômetro, pode ser aumentada usando-se uma pera e o deslocamento da membrana medido com a ajuda de um guia e um paquímetro digital.

A figura 4.5 mostra o gráfico da diferença de pressão versus deslocamento para os materiais analisados, juntamente com a reta de regressão linear para o poli-cis-isopreno. Deste gráfico, é possível obter a relação ΔP por Δx para cada um dos materiais. Obviamente a exatidão desta relação depende da correlação entre os pontos práticos e a curva de regressão linear traçada.

A tabela 4.1 mostra a relação $\Delta x / \Delta P$ e o coeficiente de correlação entre a regressão linear e os pontos práticos para os materiais analisados (Maeoka, Pichorim, e Abatti, 2006).

Figura 4.4: Teste realizado utilizando kitassato e manômetro de mercúrio para avaliar o deslocamento de diferentes materiais quando submetidos a uma variação de pressão.

Figura 4.5: Curva de pressão *versus* deslocamento para os três materiais testados. Aproximação da reta para o poli-cis-isopreno $= 0,84\Delta P - 1,533$ e coeficiente de correlação 0,984.

Tabela 4.1: Comparativo entre os materiais testados e a relação $\Delta L / \Delta P$.

Material	Relação $\Delta L / \Delta P$ (mm/mmHg)	Coefficiente de correlação
balão	0,029	0,963
luva cirúrgica	0,04	0,970
poli-cis-isopreno	1,1526	0,984

Desta tabela, pode-se concluir que o poli-cis-isopreno é o material que apresenta a maior deflexão (ΔP) e, portanto, foi escolhido para construir a versão inicial do sensor.

A partir da equação 4.1, onde as variáveis C_1 , a e t são conhecidas, e com a relação ΔP obtida experimentalmente, foi possível caracterizar o material obtendo um valor para a equação 4.2

$$\frac{(1 - \nu^2)}{E}. \quad (4.2)$$

Para o poli-cis-isopreno foi obtido $54,59 \cdot 10^{-9} \text{ mmHg}^{-1}$ e este valor será utilizado posteriormente quando o diâmetro do sensor for definido e assim a partir da equação 4.1 uma previsão da sensibilidade final do sensor poderá ser feita (Maeoka, Pichorim, e Abatti, 2006).

4.2.3 Poli-Cis-Isopreno

O poli-cis-isopreno é uma borracha natural vulcanizada encontrada facilmente no mercado a um custo acessível, pois é utilizada na fabricação de preservativos. É um polímero em configuração isomérica *cis*, ou seja, a cadeia cresce no mesmo sentido da dupla ligação, composta por muitas unidades de repetição, meros, unidas entre si por ligação covalente carbono-carbono reativas que geram cadeias poliméricas flexíveis (Canevarolo, 2002; Callister, 2002). A figura 4.6 apresenta a estrutura química do isopreno e o processo de formação do poli-cis-isopreno.

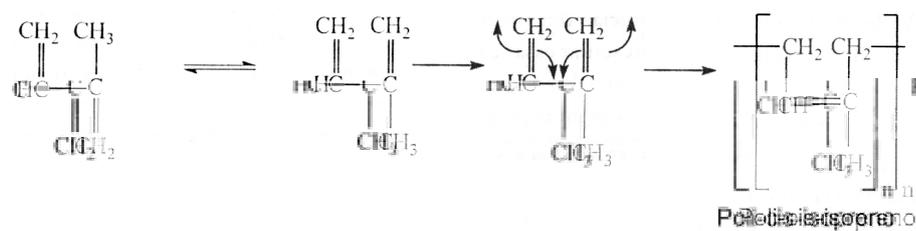


Figura 4.6: Estrutura química espacial em equilíbrio do isopreno líquido e a formação do isômero poli-cis-isopreno

(modificada de Canevarolo (2002)).

Dentre as características dos elastômeros, destaca-se a propriedade de que quando em temperatura ambiente, o material pode deformar-se no mínimo duas vezes do seu comprimento inicial, e após retirado o esforço, retornar ao comprimento original rapidamente, resistindo à fratura, sendo que normalmente essa característica é avaliada através de ensaios de tensão

versus deformação (Canevarolo, 2002; Callister, 2002; Mano, 2003).

A deformação elástica ocorre, pois ao aplicar uma carga, as cadeias passam pelo processo de desenrolar, distorcer e retificar-se parcialmente tendo como resultado o alongamento na direção da tensão. A deformação é uma função linear da tensão aplicada e o resultado total da aplicação de várias tensões corresponde a soma dos efeitos gerados quando se aplica cada uma separadamente (Garcia, Spim, e Santos, 2000; Canevarolo, 2002; Callister, 2002).

4.2.4 Teste de deformação e acomodação

Conforme citado anteriormente, para avaliar esta capacidade de deformação e acomodação do material, pode-se utilizar os métodos de determinação de resistência à tração (Mano, 2003).

A técnica aplicada consistiu em cortar tiras com 1 cm de largura por 5 cm de comprimento e fixá-las verticalmente. Esferas de 8,87 g foram utilizadas para tensionar o material durante 5 dias, sendo que a cada 24 h cada uma das amostras foi medida para verificar a deformação permanente sofrida. Os testes foram realizados nas condições de temperatura e pressão ambiente. A tabela 4.2 apresenta o resultado para os intervalos avaliados (Maeoka, Pichorim, e Abatti, 2006).

Tabela 4.2: Teste com tiras de poli-cis-isopreno submetidas a tração constante com esferas de 8,87 g.

Tempo (h)	Comprimento (cm)
24	5,00
48	5,00
72	5,00
96	5,05
120	5,50
144	6,05

O resultado obtido aponta para a possibilidade de utilização do poli-cis-isopreno por até 96 h quando submetido a uma força de 0,087 N, uma vez que, a partir deste período as cadeias começam a perder sua conformação e a deformação passa a ser irreversível.

Como o objetivo final do presente trabalho é a monitoração da pressão arterial de forma direta, o tempo de utilização do sensor será

limitado pelo período em que a membrana entra na deformação elástica, assim, conforme os resultados obtidos experimentalmente este período não deverá ultrapassar as 96 h.

4.2.5 Testes em solução salina

As duplas ligações residuais fazem com que o polímero tenha uma baixa estabilidade térmica devido a possibilidade de ocorrer reação com o oxigênio ou com o ozônio (Canevarolo, 2002). O meio fisiológico apresenta pH levemente básico e temperatura em torno de 37°C, sendo que em estados patológicos estes parâmetros podem apresentar-se alterados. Para testar o comportamento do material quando submetido a este meio, o poli-cis-isopreno foi mergulhado em solução salina com pH controlado em 7,45 e incubado à 37°C durante 24 h. Após este intervalo, foram analisados os aspectos ópticos da membrana observando que esta tornou-se opaca, o que poderia indicar uma nova ordenação molecular ou a existência de tensões sob deformação. Por este motivo, os testes de tração foram repetidos e comparados com os realizados anteriormente. Como os resultados não apresentaram alterações, não caracterizando alterações na ordenação molecular do material, pode-se concluir que mesmo no meio biológico o sensor pode ser utilizado por cerca de 96 h.

4.2.6 Encapsulamento

Os vidros são substâncias inorgânicas consideradas líquidos super-resfriados; são misturas estáveis, extremamente viscosas, compostas de óxidos metálicos, geralmente de silício, sódio e cálcio, que se comportam como sólidos à temperatura ambiente. A sílica é o principal componente do vidro, sendo que os vidros comuns são do tipo sílica-cal-soda, com pequena quantidade de alumina, conferindo-lhe como característica o amolecimento a temperaturas mais baixas do que a sílica, pois a continuidade da rede é interrompida pela presença de átomos adicionais de oxigênio e dos vários metais incorporados como óxidos. Devido à inclusão de alumina, os vidros ácidos de boro-silicato (Pyrex) apresentam maior resistência ao calor e a reagentes químicos, além de menor expansão térmica quando comparados aos vidros comuns (Mano, 2003).

O vidro é um material atóxico e pouco traumático ao sangue especialmente quando siliconizado (Souza e Elias, 2006), além de não ser um material condutivo ou sujeito à magnetização (Pichorim, 1995). Associando essas características à disponibilidade do material no mercado, o conjunto

sensor foi encapsulado em tubo de vidro. Numa primeira versão, utilizou-se tubo com 6,6 mm de diâmetro externo e 5,5 mm de diâmetro interno; na segunda versão foi utilizado tubo de vidro Pyrex com 5 mm de diâmetro externo e 3,5 mm de diâmetro interno, sendo que as duas versões possuíam 11 mm de comprimento final.

Com os diâmetros estipulados e utilizando a equação 4.1 foi possível estimar a deflexão δ para a membrana. Para o primeiro tubo, a relação ficou em 0,044 mm/mmHg e para o segundo tubo 0,014 mm/mmHg, indicando que, para uma variação de 100 mmHg, a membrana sofreria um deslocamento de 4 mm para o primeiro caso e 1,4 mm para o segundo.

Após definir o material a ser utilizado como diafragma e o material no qual o sensor será encapsulado, foi estudada uma maneira de fazer a fixação dos mesmos. A figura 4.7 representa o esquema da metodologia utilizada: com o auxílio de um vazador de 6 mm de diâmetro a membrana de poli-cis-isopreno foi cortada e fixada à superfície do vidro com adesivo de cianoacrilato (LOCTITE®, 2004).

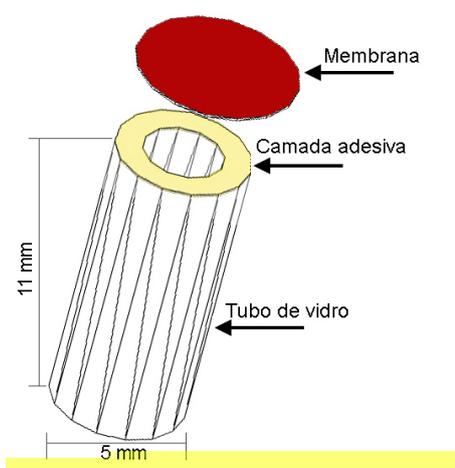


Figura 4.7: Ilustração do processo de fixação da membrana no vidro.

4.2.7 Circuito LC

O sensor possui um núcleo de ferrite móvel com 1,65 mm de diâmetro e 7,5 mm de comprimento acoplado ao centro da membrana (ver figura 4.2). Esta fixação foi feita com a prévia marcação do ponto central e cianoacrilato como adesivo (LOCTITE®, 2004).

Mecanicamente, com a variação da pressão externa a membrana

sofre deflexão fazendo com que o ferrite se desloque em direção a um indutor de núcleo de ar. Magneticamente, o deslocamento do ferrite faz com que ocorra um aumento na concentração das linhas de campo na bobina, uma vez que a permeabilidade magnética, μ , do ferrite é muito maior do que do ar, fazendo com que ocorra variação da indutância e, por conseguinte, da f_0 do conjunto LC.

Faz-se necessário citar que os indutores utilizados experimentalmente foram construídos com núcleo de ar e diâmetro maior do que o núcleo de ferrite, para que este pudesse deslocar-se em seu interior sem que ocorresse atrito mecânico entre as partes. Na construção dos indutores foi utilizado fio 38 μm de raio (40 AWG) e as espiras foram enroladas sobre papel gramatura 75 g/m^2 ; a resistência interna elevada do indutor, causada pela escolha do fio mais fino, não se torna relevante nesta situação já que informação será transmitida através de f_0 .

O valor da indutância está relacionado diretamente com o número de espiras do indutor, sendo que quanto mais camadas, maior será seu diâmetro final, limitado pelo diâmetro interno do encapsulamento utilizado. Para indutores com mais de uma camada, estas devem ser preferencialmente em números pares para que o início e o fim do enrolamento ocorram do mesmo lado do indutor.

A partir da indutância obtida e posicionamento de repouso do núcleo de ferrite, a f_0 inicial do circuito LC é sintonizada utilizando um valor adequado de capacitor.

4.3 Métodos de Leitura

Diante da variação da f_0 faz-se necessário que esta informação seja detectada e de alguma forma interpretada. Neste ponto reside a importância do método de leitura empregado. Deste modo foram testados duas configurações distintas: conjunto LC na configuração de oscilador Colpitts e o Detector de Frequência com Varredura Inteligente (DFVI).

O primeiro método foi utilizado nos testes iniciais verificando a variação da f_0 para cada posicionamento do núcleo de ferrite, além de ter sido utilizado nos testes referentes ao levantamento da resposta dinâmica do sensor. Já o segundo foi empregado como técnica final de leitura, uma vez que emprega a telemetria permitindo o monitoramento dos dados a distância.

4.3.1 Oscilador Colpitts

Optou-se pela configuração do oscilador Colpitts, pois este apresenta como vantagem o fato da tensão de realimentação, necessária para as oscilações, ser feita através de derivação capacitiva e não indutiva como, por exemplo, no oscilador Hartley.

O circuito LC do oscilador fica em paralelo entre o coletor e a base com uma fração da tensão do circuito sintonizado usada para alimentar o emissor; esta tensão é obtida da realimentação através do divisor capacitivo e ganho de malha igual a 1 (Sedra e Smith, 2000). A figura 4.8 mostra o diagrama elétrico do circuito utilizado.

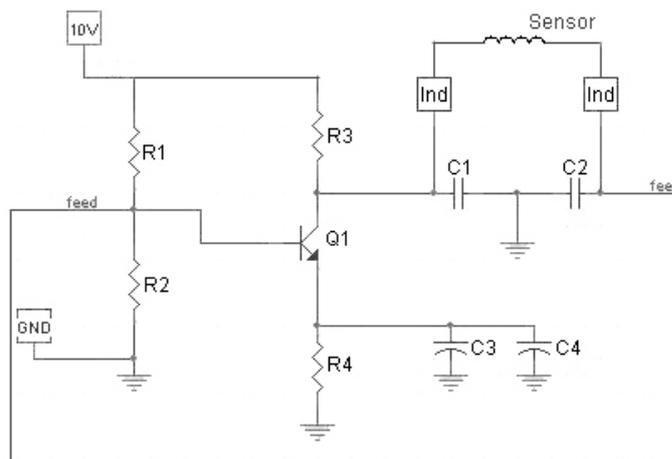


Figura 4.8: Esquemático do circuito oscilador utilizado.

O oscilador foi projetado para gerar um sinal de 445 kHz. Para que o tamanho da placa fosse reduzido, o circuito montado utilizou capacitores e transistor SMD, obtendo dimensões finais de 4,8 mm de largura por 9 mm de comprimento.

4.3.2 Detector de Frequência com Varredura Inteligente

O Detector de Frequência com Varredura Inteligente (DFVI), cujo diagrama de blocos está representado na figura 4.9, foi utilizado como método de leitura para o sensor de pressão.

O DFVI utiliza técnicas digitais para fazer uma varredura em frequência de 200 kHz a 600 kHz, onde o sinal de excitação tem sua frequência ajustada de maneira que monitora a f_0 através da determinação

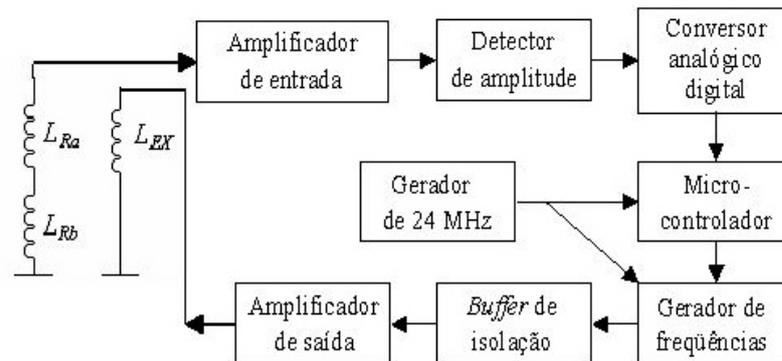


Figura 4.9: Diagrama de blocos do DFVI - método de leitura utilizado para o sensor de pressão (modificada de Oliveira (2005)).

do ponto de maior amplitude de sinal. Formado basicamente por um *hardware* que se comunica com o computador, o *software* que faz todo o processamento do dado obtido e um conjunto de três bobinas (excitação, leitura e compensação) responsáveis pela formação do acoplamento magnético com o sensor em análise (Oliveira, Pichorim, e Abatti, 2004).

O sistema trabalha de forma telemétrica, assim a bobina de excitação (L_{EX}) é responsável pela energia transmitida ao elemento sensor, a de leitura (L_{Ra}) recebe o sinal do elemento sensor e uma bobina de compensação (L_{Rb}) que cancela o efeito da corrente induzida pela bobina de excitação sobre a bobina de leitura (Pichorim e Abatti, 2004).

De acordo com o diagrama de blocos apresentado na figura 4.9 os principais componentes do detector são um conversor A/D (analógico/digital) de alta velocidade (ADC0820), um microcontrolador (AT89C52), trabalhando a 24 MHz e um gerador de frequências (AD9831) baseado em técnicas DDS (*Direct Digital Synthesis*). Um amplificador com elevado *slew-rate* recebe o sinal das bobinas de entrada L_{Ra} e L_{Rb} (transmitido pelo circuito RLC remoto) e o envia ao detector de amplitude que faz a detecção do nível de tensão mais alto do sinal recebido que é então repassado ao conversor A/D. O conversor A/D codifica o nível de tensão recebido para uma palavra hexadecimal, enviando-o ao microcontrolador onde um algoritmo analisa o valor hexadecimal recebido e decide como programar o gerador de frequências para gerar uma frequência específica que é encaminhada ao circuito de saída. Este circuito é composto por um amplificador conectado à bobina L_{EX} , que emite a frequência gerada ao circuito RLC remoto, fechando a conexão do acoplamento indutivo. As

informações obtidas do circuito sensor são apresentadas na tela de um PC (*Personal Computer*) através de um aplicativo que está conectado via interface serial ao detector desenvolvido (Oliveira e Abatti).

O DFVI foi utilizado a fim de comprovar e comparar a variação da f_0 , verificando também a viabilidade em utilizá-lo como técnica para leitura do sensor.

Para o DFVI a distância máxima d alcançada foi de 0,5 cm, ou seja, a partir deste ponto não existe mais uma interação suficientemente eficiente entre o fluxo magnético gerado pela bobina de excitação e devolvida pelo sensor à bobina de leitura. Isto já era esperado, uma vez que uma das características de limitação desses sistemas é o baixo alcance do sinal.

A f_0 do conjunto sensor foi sintonizada em 445 kHz e a figura 4.10 apresenta um esquema do teste realizado com o núcleo de ferrite deslocado 2 mm dentro do indutor, simulando o sensor de pressão.

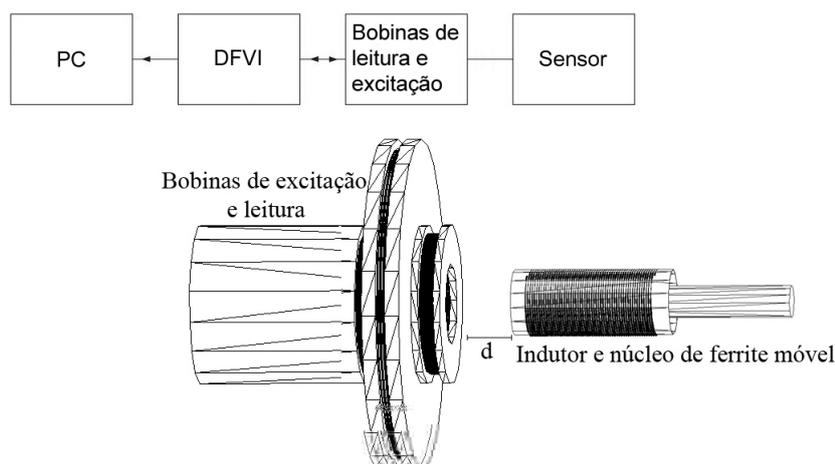


Figura 4.10: Diagrama de blocos do teste realizado com DFVI e ilustração da distância d do sensor (simulado pelo indutor e núcleo de móvel de ferrite) em relação a bobina de excitação e leitura.

4.3.3 Conjunto de bobinas de excitação e leitura

Defini-se como indutor um componente capaz de armazenar energia sob a forma de campo magnético, sendo que a indutância é o parâmetro que relaciona a corrente elétrica com o fluxo magnético gerado, dependente das dimensões físicas e de fatores como número de espiras e material do núcleo, sendo que o equacionamento para os diferentes tipos de geometria são encontrados na literatura (Terman, 1943; Silvester, 1968; Ida, 2003).

A indutância mútua é um outro fator que exerce influência sobre o

acoplamento magnético, uma vez que relaciona o acoplamento entre dois indutores dependente da distância de separação entre as bobinas e de suas indutâncias (Terman, 1943).

Encontra-se na literatura diversos estudos sobre a eficiência na transferência de energia entre circuitos indutivamente acoplados. Pichorim e Abatti (2004) descrevem um conjunto de equações desenvolvidas para a determinação da máxima indutância mútua entre as bobinas.

Intuitivamente, imagina-se que quanto mais próximo o sensor estiver da bobina de excitação, melhor será esta transferência. No entanto experimentos realizados (Jeutter, 1982) apontam para a existência de uma distância ótima de separação entre a bobina e o sensor. Diante disso, buscou-se desenvolver uma equação matemática que demonstrasse este fenômeno. O Apêndice A demonstra o desenvolvimento matemático das equações aqui citadas e os resultados de alguns testes realizados para verificar o efeito da máxima transferência de energia obtida através da máxima corrente.

4.4 Consideração Médica

A introdução de um corpo estranho dentro do organismo requer uma análise cuidadosa dos processos que podem ser desencadeados no caso de um acidente, de modo que, os riscos ao paciente sejam avaliados para poderem ser minimizados.

De acordo com a Lei de Henry, enunciada como o produto entre a pressão parcial do gás e o seu coeficiente de solubilidade ser igual ao volume do gás dissolvido num líquido, caso ocorra uma embolia, haverá um aumento de gás dissolvido no plasma, sendo que algum destes gases são insolúveis, ou seja, a interação do sangue com o ar levará a formação de bolhas, uma vez que é desencadeado um processo de agregação de plaquetas, hemácias e glóbulos de gordura às bolhas de ar (Heckmann et al., 2000; Figueiredo e Neto, 2001).

Esta interação promove a obstrução de vasos pulmonares com conseqüente aumento da resistência vascular, redução da complacência pulmonar e hipoxemia grave, assim como instabilidade hemodinâmica concomitante, relacionada à hipertensão pulmonar aguda. Isto se deve principalmente à reação do nitrogênio, uma vez que este apresenta um baixo coeficiente de solubilidade quando comparado aos demais gases atmosféricos (Heckmann et al., 2000; Figueiredo e Neto, 2001).

Por embolia, entende-se a ocorrência de qualquer elemento estranho (êmbolo) na corrente circulatória, transportado até eventualmente se deter em um vaso de menor calibre. A embolia depende da natureza do embolo, de sua localização e de seu volume (Heckmann et al., 2000).

Os êmbolos oriundos de artérias ou do lado esquerdo do coração seguem em direção aos capilares de maneira que os danos provocados provavelmente atingirão o cérebro, as extremidades, baço e rins. Já as oriundas de veias ou do lado direito do coração seguirão para os pulmões levando à embolia pulmonar podendo, ainda, levar o paciente a insuficiência súbita do coração e até morte por hipóxia sistêmica (Heckmann et al., 2000; Figueiredo e Neto, 2001).

Com relação à quantidade de ar estimada para produzir o quadro de embolia gasosa significativa é entre 300 e 500 ml, numa taxa de 100 ml/s. Porém, quantidades menores podem ser fatais em pacientes gravemente enfermos e com reserva cardiopulmonar limitada (Figueiredo e Neto, 2001).

O sensor aqui proposto apresenta seu interior preenchido por ar caracterizando um ambiente com diferentes substâncias gasosas que, caso haja o rompimento do diafragma, o sistema circulatório do paciente entrará em contato com os gases. De acordo com as dimensões utilizadas, esta quantidade de ar (0,1058 ml) não deve causar nenhum problema ao paciente. Porém, por medidas de segurança, propõe-se que o interior do sensor, numa versão final, seja preenchida por um gás com alto coeficiente de solubilidade como, por exemplo, o gás carbônico.

4.5 Conclusão

Neste capítulo foram apresentadas as partes constituintes do sensor e os materiais utilizados para a construção do mesmo.

Nos capítulos seguintes serão mostrados os resultados dos testes realizados e a análise destes de tal maneira que seja levantada a curva de calibração do sensor.

Capítulo 5

Testes e Resultados

5.1 Introdução

Neste capítulo serão apresentados os resultados dos testes realizados para calibração do sensor e resultados dos testes de avaliação realizados *in vitro*.

Inicialmente, os testes utilizaram uma bobina em única camada e diâmetro de 4,5 mm. Após esta etapa, uma nova bobina foi construída em dupla camada e 2,5 mm de diâmetro.

É importante ressaltar que nos primeiros testes foi utilizado como método de leitura o oscilador Colpitts, sendo substituído em seguida pelo DFVI.

5.2 Posição relativa do núcleo de ferrite *versus* frequência de ressonância

Para os testes realizados para levantar a posição relativa do núcleo de ferrite e a f_0 , foi utilizado uma bobina enrolada em camada única com diâmetro interno de 4,5 mm e 11 mm de comprimento. As características elétricas e construtivas desta bobina são apresentadas na tabela 5.1.

Tabela 5.1: Características da bobina obtidas na f_0 utilizada na primeira etapa dos testes do sensor.

Número de Espiras	$ Z $	Fase	Indutância
85	47,1 Ω	86,1°	18,69 μH

Numa primeira etapa os testes foram realizados somente com a

bobina e o núcleo de ferrite para dentro da bobina, ou seja, sem o encapsulamento de vidro e a membrana de poli-cis-isopreno, conforme figura 5.1. O teste constituiu do deslocamento do núcleo de ferrite, de milímetro em milímetro, registrando em seguida a f_0 obtida.

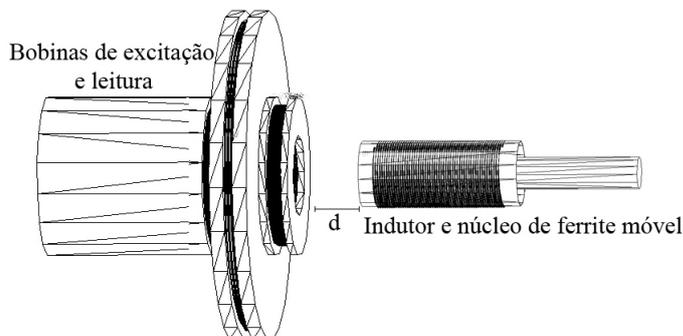


Figura 5.1: Representação esquemática do teste para verificação do posicionamento ótimo do núcleo de ferrite no interior do indutor.

A tabela 5.2 compara os resultados das leituras utilizando o oscilador Colpitts e o DFVI. A partir dos resultados obtidos, calculou-se diferença relativa e a diferença absoluta das leituras do DFVI em relação ao Colpitts. Obteve-se uma diferença relativa de no máximo 5,1 % comprovando a possibilidade da utilização do DFVI, sendo que esta diferença apresentada se deve a diferença de topologia entre os dois métodos empregados.

Tabela 5.2: Comparação entre a f_0 do oscilador Colpitts e do DFVI e a diferença absoluta e relativa encontrada.

Distância (mm)	Colpitts (kHz)	DFVI (kHz)	Diferença Absoluta (kHz)	Diferença Relativa (%)
0	445,140	445,001	0,139	0,031
1	419,329	416,592	2,737	0,657
2	386,500	367,605	18,895	5,140
3	330,610	323,328	7,282	2,252
4	288,790	281,041	7,749	2,757
5	258,870	249,318	9,552	3,831
6	227,800	219,509	8,291	3,777
7	207,840	201,159	6,681	3,321

A figura 5.2 ilustra a variação da f_0 de acordo com o posicionamento

do núcleo de ferrite dentro do indutor. O oscilador Colpitts e o DFVI apresentaram coeficiente de correlação de 0,993. A variação para o oscilador Colpitts ficou em torno de 36,23 kHz/mm e o DFVI 36,78 kHz/mm

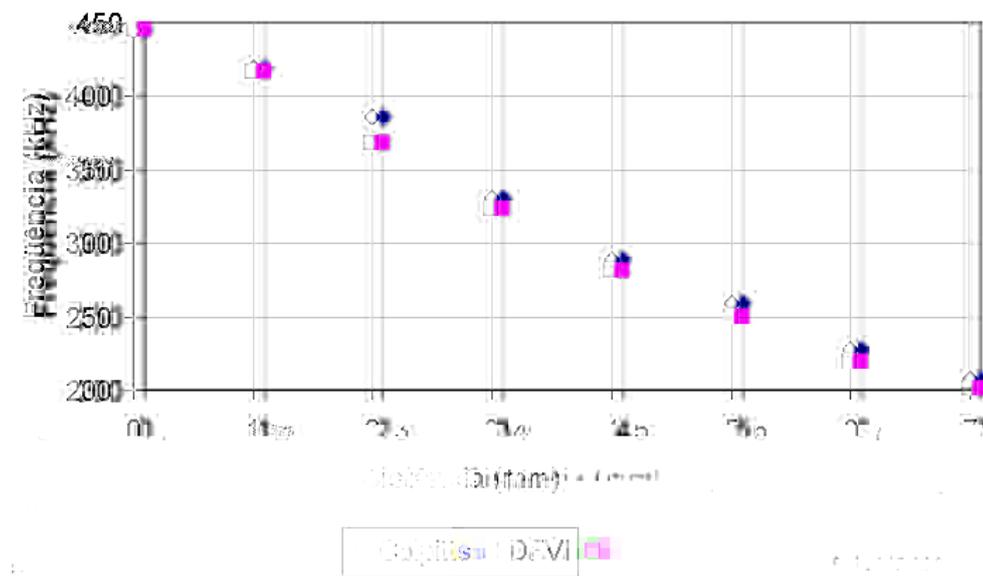


Figura 5.2: Gráfico do posicionamento do núcleo de ferrite e sua respectiva f_0 .

Para ilustrar a variação da f_0 em relação ao posicionamento do núcleo de ferrite, na figura 5.3 são apresentadas as curvas de resposta para o indutor sem núcleo de ferrite e com o núcleo posicionado em 3 mm e 6 mm dentro do indutor, levantadas utilizando o DFVI.

Figura 5.3: Resposta do conjunto LC quando submetido ao teste do DFVI com três posições do núcleo móvel.

Tendo como base a média da variação da frequência de ressonância medida pelo DFVI e o valor obtido na equação 4.1 de 0,044 mm/mmHg, pode-se estimar uma sensibilidade para o sensor de 195,5 Hz/mmHg, indicando uma melhora nos resultados quando comparado com o trabalho apresentado anteriormente, onde a sensibilidade estimada foi de 88 Hz/mmHg (Abatti, Pichorim, e Enders, 1997).

Estes testes também serviram de base para avaliar qual seria a melhor posição inicial para o núcleo móvel de ferrite. Baseado na figura 5.4, pode-se observar que a região que apresenta uma maior sensibilidade está compreendida entre 2 mm e 4 mm e desta forma, determinou-se como posição inicial de repouso do núcleo 2 mm dentro do indutor (Maeoka, Pichorim, e Abatti, 2006).

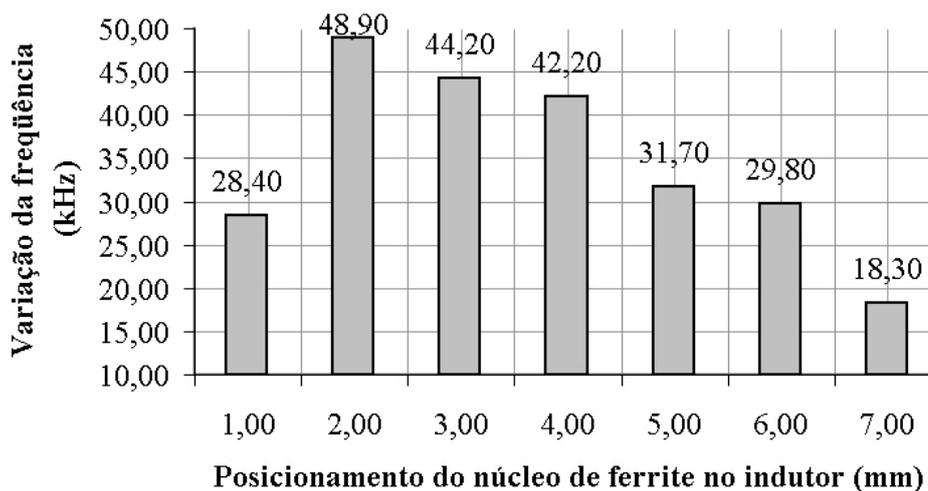


Figura 5.4: Variação da f_0 em relação ao posicionamento do núcleo de ferrite.

5.3 A aliação da f_0 versus pressão

Após os testes iniciais para verificar a sensibilidade do indutor com núcleo de ar em relação ao deslocamento do núcleo de ferrite, a etapa seguinte consistiu na integração do conjunto LC, núcleo de ferrite móvel e membrana de poli-cis-isopreno. Novamente, foram utilizadas as duas técnicas como métodos de leitura da f_0 do sensor.

Para os testes com o oscilador Colpitts, o sensor foi colocado dentro do êmbolo da seringa e sua frequência de ressonância inicialmente ajustada em 433 kHz. O gráfico apresentado na figura 5.5, mostra a variação da

freqüência do oscilador em função da pressão exercida no êmbolo. A linha de tendência plotada sobre os pontos medidos na prática apresenta coeficiente de correlação de 0,9839 e a sensibilidade, dada pelo coeficiente angular da reta, de 148,2 Hz/mmHg.

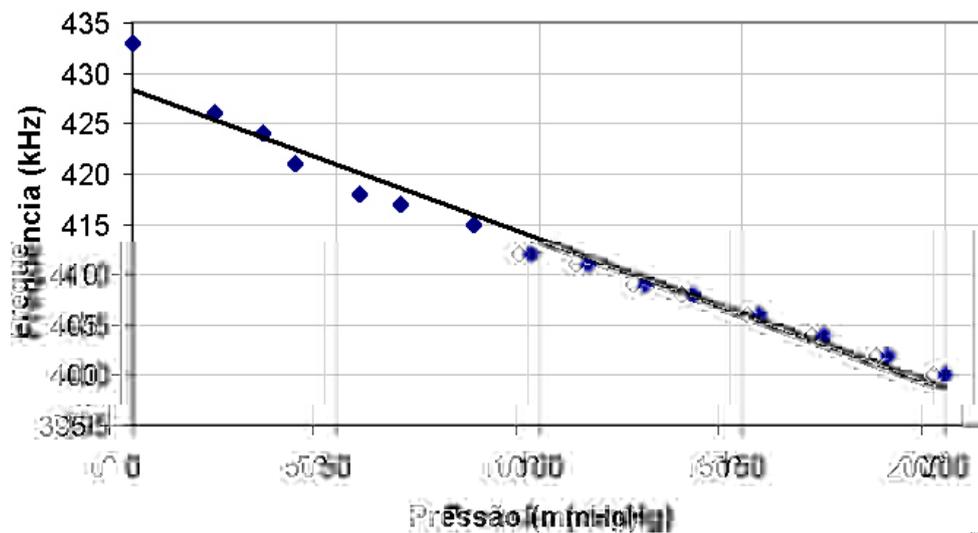


Figura 5.5: Gráfico relacionando a freqüência de oscilação do Colpitts com a pressão produzida no êmbolo, $f_o = -0,1482 P + 428,37$ e coeficiente de correlação de 0,9839.

Para o arranjo experimental, utilizou-se uma seringa de 20 ml com um manômetro de mercúrio acoplado para registrar a pressão produzida ao se pressionar o êmbolo. O sensor foi fixado de modo que a seringa representasse um segmento de vaso, porém, preenchido internamente por ar e a variação da f_o é registrada pelo DFVI. A figura 5.6 apresenta um diagrama de blocos do experimento e ilustra o experimento realizado.

Os resultados do teste com o DFVI são apresentados na figura 5.7. Como pode ser observado através do coeficiente angular da linha de tendência, obteve-se uma sensibilidade de 153,2 Hz/mmHg.

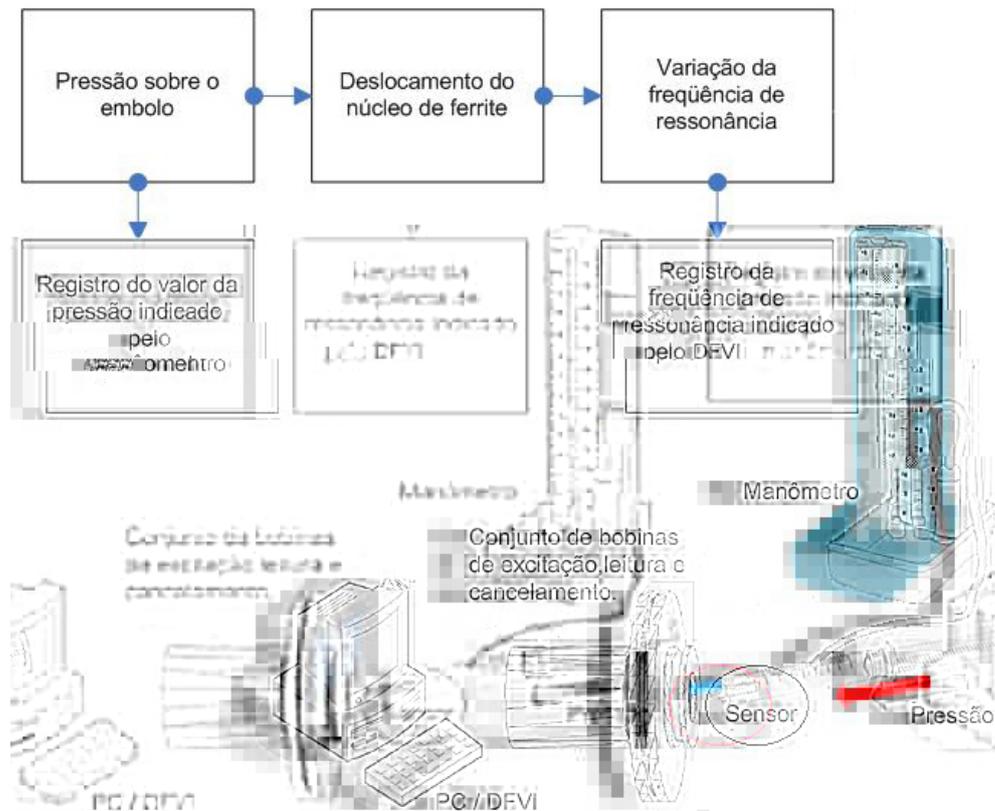


Figura 5.6: Representação gráfica do experimento realizado, mostrando o sensor na seringa e o manômetro.

Figura 5.7: Gráfico relacionando a frequência de ressonância medida pelo DFVI com a pressão produzida no êmbolo, $f_0 = -0,1532P + 417,52$ e coeficiente de correlação de 0,9556.

Diante destes valores, 148,2 Hz/mmHg para o Colpitts e 153,2 Hz/mmHg para o DFVI, confirmou-se a viabilidade da utilização da técnica de telemetria e do DFVI para leitura da f_o do sensor. A partir deste ponto, o DFVI tornou-se o método de leitura empregado e o oscilador Colpitts foi utilizado somente na avaliação da resposta dinâmica do sistema quando submetido a um degrau de pressão.

5.3.1 Testes telemétricos em solução salina

Os primeiros testes foram realizados com o sensor dentro da seringa preenchida com ar. Como se pretende aplicar o sensor para monitorar a pressão arterial, foi necessário estimar o comportamento deste em meio líquido que simulasse as características fisiológicas, optando assim por repetir os testes anteriores com o sensor mergulhado em uma solução salina.

Para o teste, o sensor foi mantido fixo e a seringa foi preenchida com 10 ml de solução salina. Os resultados obtidos com este experimento são apresentados na figura 5.8.

Figura 5.8: Gráfico relacionando a frequência de ressonância medida pelo DFVI com a pressão na solução salina, $f_o = -0,1476 P + 421,15$ e coeficiente de correlação de 0,9896.

Do experimento descrito, pode-se concluir que a frequência de ressonância em função da pressão sofre uma pequena variação em meio líquido quando comparada com o sensor imerso em ar, sendo esta de aproximadamente 4%, podendo dizer que a sensibilidade quase não sofre alteração.

Aproveitando o sensor imerso em solução salina, avaliou-se a

resistência da membrana à infiltração de umidade. Para isso o sensor permaneceu durante três dias dentro da solução submetido a uma pressão de 120 mmHg. Após este período, os testes elétricos foram repetidos e não houve variações significativas nos valores obtidos, de tal forma que se pode concluir que o interior do sensor não sofreu infiltrações mantendo a sua funcionalidade.

5.3.2 Indutor em dupla camada

Buscando a miniaturização do sensor, o diâmetro da bobina foi reduzido para 2,5 mm e seu comprimento mantido em 11 mm, o que causaria de imediato uma redução no valor da indutância e conseqüentemente o acoplamento magnético seria prejudicado pois diminui-se a indutância mútua. A fim de compensar esta situação, optou-se por enrolar um indutor com duas camadas de espiras. As características elétricas e de construção são apresentadas na tabela 5.3.

Tabela 5.3: Características elétricas e mecânicas da bobina.

Número de Espiras	$ Z $	Fase	Resistência	Q	Indutância
200	82,8 Ω	79,7°	14,7 Ω	5,5	25,9 μH

O conjunto LC foi sintonizado em 470 kHz. Na figura 5.9 está o gráfico correspondente da pressão *versus* freqüência de ressonância. O valor inicial da freqüência com o núcleo posicionado 2 mm dentro do indutor ficou em 403 kHz, e a sensibilidade obtida para o novo conjunto sensor foi de 269,93 Hz/mmHg.

Para ilustrar o deslocamento da freqüência de ressonância com a variação da pressão, a figura 5.10 compara as curvas em quatro pressões diferentes obtidas em varreduras feitas pelo DFVI.

Com a figura 5.10, observa-se que conforme o núcleo de ferrite se desloca para dentro do indutor, há um aumento no nível de tensão, que corresponde ao sinal recebido do sensor devido à concentração das linhas de campo provocadas pela presença do ferrite. De outra forma, pode-se explicar que o aumento da indutância causa um aumento da indutância mútua, elevando assim o acoplamento magnético e o nível do sinal.

Os resultados dos testes apontaram para uma melhora na sensibilidade do sistema decorrente do aumento da indutância, apesar da redução significativa do raio do indutor. Além desta melhora, pode-se

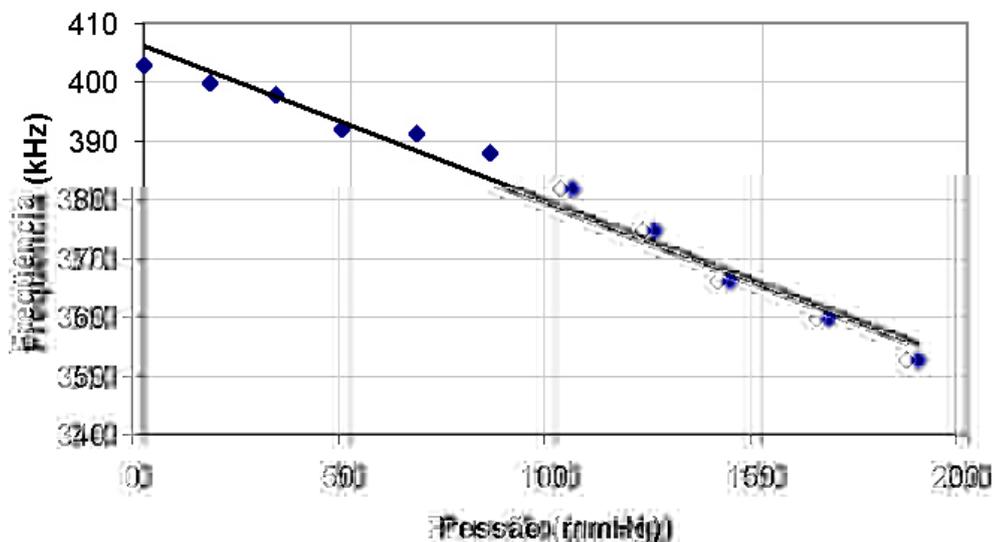


Figura 5.9: Curva da frequência de ressonância *versus* pressão para a bobina de camada dupla. Linha de tendência $f_0 = -0,26993 P + 406,256$ obtida com o DFVI e coeficiente de correlação 0,9872.

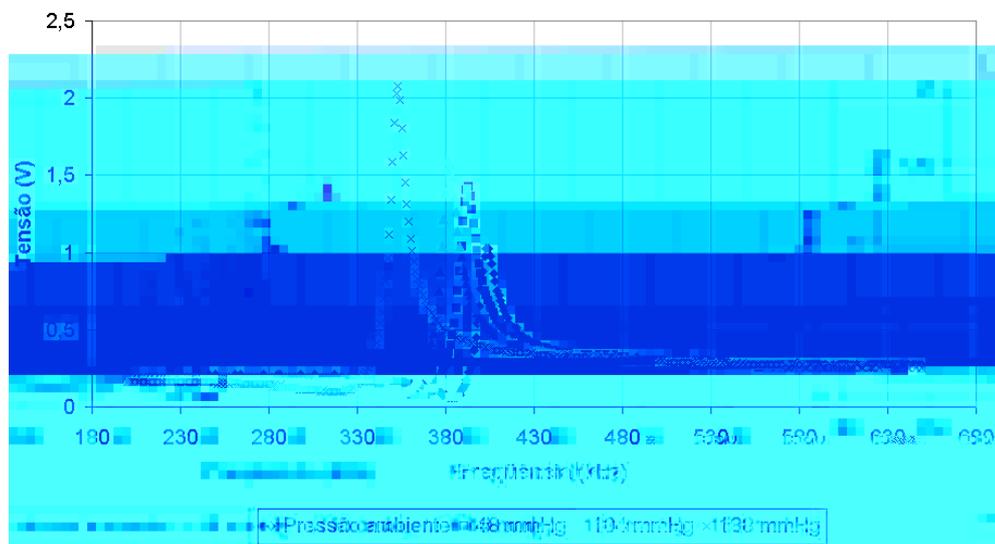


Figura 5.10: Gráfico mostrando a varredura do DFVI para quatro ressonâncias diferentes do sensor com bobina com dupla camada de espiras.

observar que houve um aumento da amplitude de tensão detectada pelo DFVI. Este resultado pode ser observado comparando o eixo vertical do gráficos apresentados nas figuras 5.3 e 5.10, sendo que quanto maior a amplitude do sinal, mais precisa se torna a leitura da f_0 realizada pelo DFVI.

5.4 Resposta Dinâmica

Ao projetar um sistema, uma das características que se necessita determinar é a sua resposta dinâmica. Para isto, costuma-se utilizar um sinal que provoque mudanças nas condições iniciais e então avaliar a capacidade do sistema em responder a esta mudança (Ogata, 2000).

A velocidade de resposta do sistema de pressão estudado está relacionada ao tempo de resposta da membrana à variação de pressão, uma vez que esta envolve uma série de energias associadas e a resposta não ocorre de forma instantânea, ou seja, existe um transitório sempre que o diafragma é submetido a uma variação.

Desta forma, para avaliar a resposta dinâmica do conjunto sensor/membrana foi aplicada uma pressão de 290 mmHg. O teste consistiu em pressionar o êmbolo da seringa até 290 mmHg registrado pelo manômetro de mercúrio; então a pressão foi abruptamente liberada e a resposta registrada num osciloscópio digital (Webster, 1998). Para este teste o sensor foi conectado ao oscilador Colpitts. Um filtro passa-baixa foi utilizado para converter a variação da frequência para uma modulação em amplitude, de forma a ser visível na tela do osciloscópio o transitório da resposta do sensor. A figura 5.11 mostra o diagrama de blocos do experimento realizado.

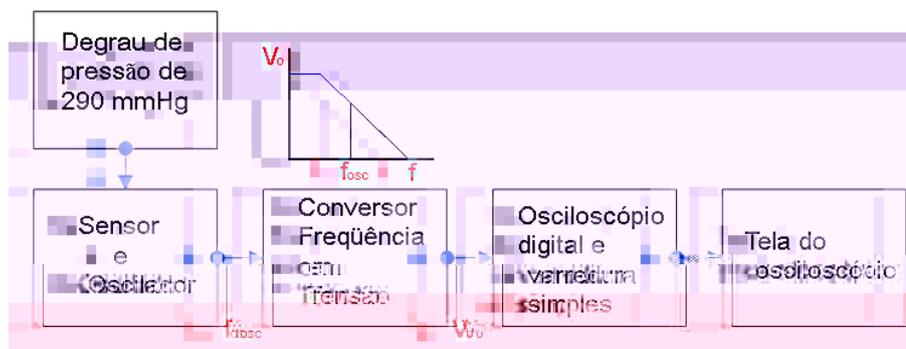


Figura 5.11: Diagrama de blocos para verificar experimentalmente a resposta ao degrau do sensor.

Este teste foi realizado em duas situações: a primeira, cujo resultado está apresentado na figura 5.12 (A), que mostra a resposta quando o sensor está dentro de uma seringa de 20 ml com ar, e a segunda, figura 5.12 (B), tendo como meio a solução salina.

Conforme a resposta obtida na prática e apresentada na figura 5.12, o sistema pode ser aproximado ao comportamento de um sistema de segunda ordem.

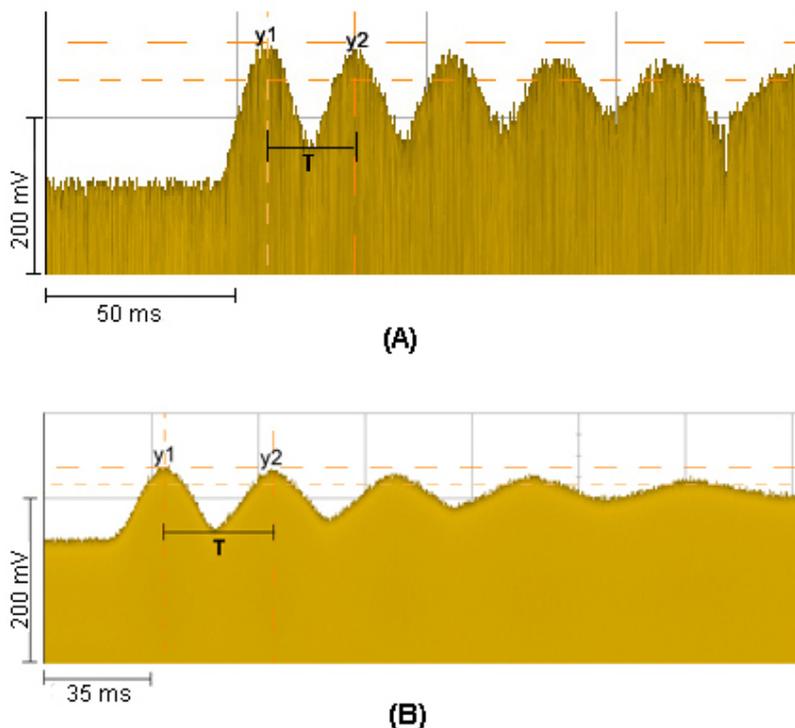


Figura 5.12: Tela do osciloscópio digital apresentando a resposta dinâmica do sensor quando este é submetido a um degrau de 290 mmHg. Em (A), $y1$ corresponde a 35 mV, $y2$ a 20 mV e T a 25 ms e a seringa foi preenchida com ar. Já em (B), $y1$ corresponde a 40 mV, $y2$ a 30 mV e T 33 ms e a seringa foi preenchida com solução salina.

Na prática, a resposta transitória de um sistema freqüentemente apresenta oscilações amortecidas antes de alcançar o regime estacionário. De acordo com Webster (1998), para calcular a freqüência de ressonância de um conjunto de segunda ordem, pode-se utilizar a equação 5.1:

$$\ln \frac{y_n}{y_{n+1}} = \frac{2}{\sqrt{1 - \zeta^2}} \quad (5.1)$$

onde y_n corresponde ao n -ésimo pico positivo, y_{n+1} corresponde ao pico subsequente e ζ o coeficiente de amortecimento do sistema.

Utilizando os valores de escala do osciloscópio digital, e substituindo na equação 5.1, foi calculado o valor de ζ para o caso do sensor imerso em ar, encontrando como resultado 0,08872 que corresponde a um sistema subamortecido. Para valores menores que 0,3 utiliza-se a equação 5.2 para encontrar o valor de n :

$$n = \frac{2}{T(1 - \zeta^2)^{\frac{1}{2}}} \quad (5.2)$$

onde T é a distância entre dois picos positivos (y_1 e y_2) (Webster, 1998).

Utilizando a equação 5.3 foi calculada a frequência de ressonância mecânica do sensor como sendo de 239,8 Hz.

$$\omega_n = 2 \pi f_n \quad (5.3)$$

Para o sensor imerso em solução salina, figura 5.12 (B), e utilizando a equação 5.1 têm-se ζ igual a 0,064 e uma frequência de ressonância de 196,5 Hz. Esta redução da frequência de ressonância mecânica do sensor pode ser explicada pela inércia do líquido.

A partir dos dados práticos obtidos e utilizando a função de transferência da frequência, dada pela equação 5.4 (Webster, 1998), pode-se plotar a sensibilidade *versus* a frequência, apresentada na figura 5.13.

$$S = \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)} = \frac{K}{\sqrt{[1 - (\omega/\omega_n)^2]^2 + 4\zeta^2(\omega/\omega_n)^2}} \quad (5.4)$$

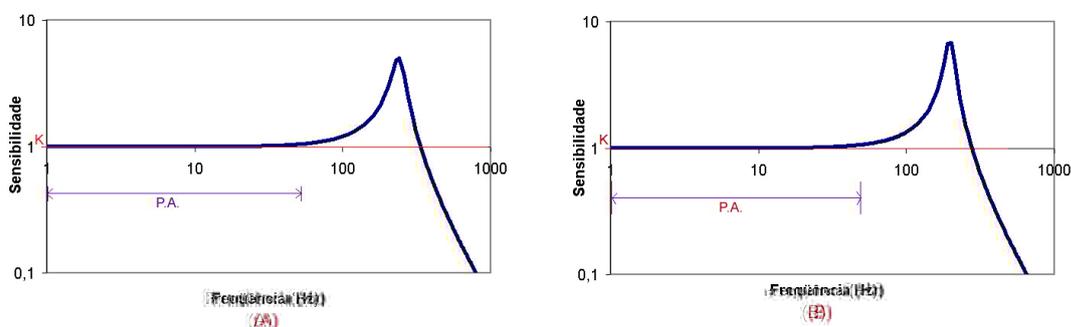


Figura 5.13: Gráfico da sensibilidade *versus* frequência para o sensor preenchido com salina (A) e preenchido com solução ar (B), indicando a faixa do sinal de pressão arterial (PA).

Os sensores devem responder dentro de determinadas faixas de frequência para que possam ter aplicação na leitura de parâmetros fisiológicos. No caso da medida da pressão arterial de forma direta, está deve compreender a faixa de 0 (dc) a 60 Hz (Webster, 1998).

De acordo com os resultados apresentados na figura 5.13, o sensor responde dentro da faixa exigida, ou seja, este atua como um filtro passa-baixa com sensibilidade constante dentro dos valores exigidos de frequência para a medição dinâmica do pulso de pressão arterial.

5.5 Teste *in vitro*

Com o objetivo de comparar os valores de pressão obtidos pelo DFVI a partir da conversão da f_o e um método de leitura clássico na medicina, esfigmomanometria, foram realizados testes *in vitro*, utilizando o arranjo apresentado na figura 5.6. Dois resultados da pressão medida pelo DFVI comparada com a pressão do esfigmomanômetro são apresentados na figura 5.14.

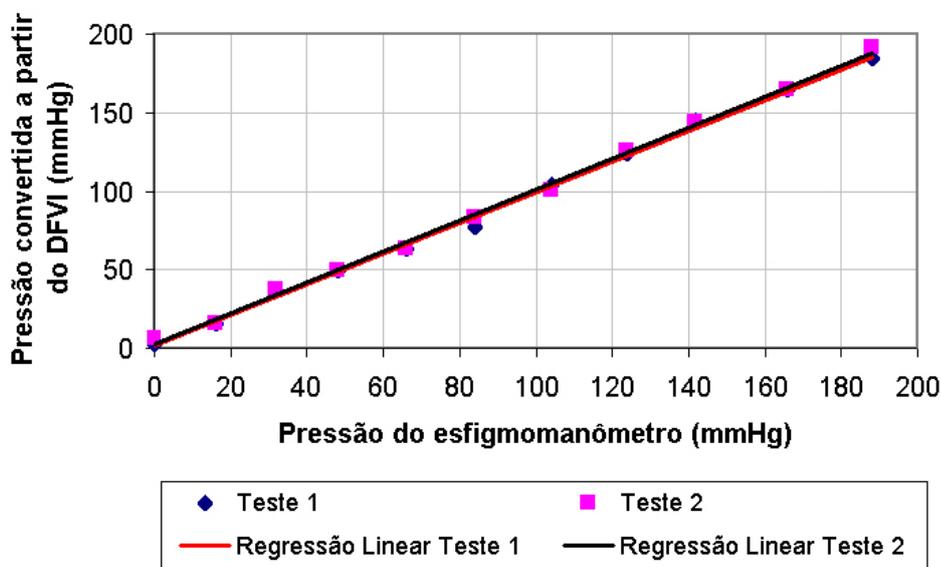


Figura 5.14: Gráfico representado o resultado *in vitro* do sensor, comparando o resultado obtido no DFVI e no esfigmomanômetro de mercúrio. Fator de correlação de 0,992 para o Teste 1 e de 0,989 para o Teste 2.

A partir de pressões conhecidas e registradas pelo esfigmomanômetro, a frequência de ressonância foi medida pelo DFVI. Então, utilizando a reta de calibração obtida, equação 5.5 através de regressão linear e apresentada na figura 5.8 foi realizada a conversão da frequência registrada para pressão.

$$P = \frac{421,15 - f_{DFVI}}{147,6} \quad (5.5)$$

5.6 Conclusão

De acordo com os testes realizados, o sensor em dupla camada de espiras apresentou sensibilidade de 269,93 Hz/mmHg e a resposta dinâmica mostrou que este trabalha dentro da faixa de frequência exigida para se obter

uma resposta da pressão arterial.

Assim, os resultados apresentados indicam que o sensor proposto e desenvolvido possui um desempenho adequado para a monitoração direta da pressão arterial quando avaliado em testes *in vitro*.

Capítulo

Discussão e Conclusões

6.1 Análise dos Resultados

6.1.1 Membrana de poli-cis-isopreno

Conforme os resultados apresentados, a membrana de poli-cis-isopreno apresenta um desempenho adequado quando utilizada como diafragma. Devido as suas propriedades elásticas, como coeficiente de Poisson e módulo de Young, sua deformação é suficiente mesmo quando submetida a pequenas variações de pressão.

Apresentou-se também eficiente em relação à conformação das cadeias mantendo sua elasticidade por um período suficiente para a aplicação desejada, assim como, isolou de forma satisfatória o meio líquido (solução salina) do meio interno (ar) do sensor impedindo a propagação da umidade para o seu interior.

Com relação ao seu período de utilização, esta pode ficar estirada por um período de até 96 h sem que seja alcançada sua deformação plástica. A membrana também não apresentou mudanças perceptíveis quando em

6.1.3 Elemento Sensor e Técnicas de Leitura

Após o encapsulamento do conjunto LC em tubo de vidro, com o núcleo de ferrite e a membrana, os testes práticos indicaram uma sensibilidade de 269 Hz/mmHg, sendo superior a sensibilidade apresentada pelo sensor anteriormente desenvolvido.

A resposta dinâmica realizada mostrou que o sensor atua dentro da faixa de frequência exigida para que possa ser realizada a monitoração da pressão arterial de forma direta. Sendo o sensor capaz de avaliar uma pressão que sofre variação rápida, pois temos um movimento de sístole e diástole num período de 0,75 s, este também pode ser aplicado para monitoração das pressões em outras partes do sistema fisiológico, como por exemplo, pressão da bexiga, estômago e intra-craniana uma vez que apresentam uma variação mais lenta ao longo do período.

O DFVI apresentou-se como sendo o método mais eficiente para a leitura da variação de frequência em função da variação da pressão do meio em análise, principalmente por empregar técnicas de telemetria dispensando a necessidade de fios, mesmo apresentando um alcance máximo de 0,5 cm de separação entre a bobina de leitura e o sensor.

Em relação ao desempenho do sensor, conforme apresentado na figura 5.14, apresenta uma boa correlação entre a pressão registrada pelo esfigmomanômetro e pelo DFVI, uma vez que o erro máximo entre as medidas foram inferiores a 8% e o erro médio inferior a 1%.

6.2 Conclusões

Diante dos resultados obtidos *in vitro* foi possível concluir sobre a viabilidade na utilização da técnica para avaliação da pressão de forma direta.

A resposta dinâmica do sistema mostrou que o sensor atua dentro da faixa de frequência exigida para avaliação da pressão arterial. Além disso, este sensor apresentou uma sensibilidade melhor quando comparado ao trabalho anterior apresentado por Abatti, Pichorim, e Enders (1997).

6.3 Trabalhos Futuros

A continuidade deste trabalho aponta para a necessidade da realização de teste *in vivo* e para isso faz-se necessário o projeto de alças para fixação do sensor no vaso em análise. Para os testes, sugere-se a aplicação do sensor para monitoração da pressão arterial de uma cobaia,

como por exemplo, um cachorro através da inserção do sensor em uma de suas artérias.

Conforme apresentado, a distância máxima de separação entre o conjunto de bobinas e o sensor foi de 0,5 cm, pois as bobinas utilizadas não foram projetadas para as dimensões do sensor aqui desenvolvido. Então, para que um alcance maior seja obtido, faz-se necessário um novo projeto de bobinas (Pichorim e Abatti, 2004), sugerindo o estudo de uma outra configuração, como por exemplo, a de Helmholtz, onde existe a possibilidade de se obter um campo mais uniforme na região de interesse.

Além disso, propõe-se a elaboração de um programa específico para realizar a conversão direta da frequência de ressonância em pressão a partir da leitura realizada no DFVI, sendo esta pressão amostrada diretamente na tela de um microcomputador.

Referências Bibliográficas

- ABATTI, P. J., PICHORIM, S. F., E ENDERS, T. **Injectable passive resonant circuit for pressure biotelemetry.** In *Proceedings of the Biotelemetry XIV*, pp. 131–136, Marburg, Abr. 1997.
- ASHBY, M. F. *Materials Selection in Mechanical Design.* Elsevier, 1996.
- BERNE, R. M. *Principles of Physiology.* C.V. Mosby, 3 edição, 1999.
- BORTOLOTTI, L. A., E SAFAR, M. E. **Perfil da pressão arterial ao longo da árvore arterial e genética da hipertensão.** *Scielo Brazil - Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 67(3), Mar. 2006.
- BRONZINO, J. D. *The Biomedical Engineering Handbook*, volume 1. Butterworth-Heinemann, 1992.
- CALLISTER, W. D. *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução.* 2002.
- CANEVAROLO, S. V. *Ciência dos Polímeros.* UFSC, 2002.
- CASADEI, F. W., GEROLD, M., E BALDINGER, E. **Implantable blood pressure telemetry.** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-19(5), 1972.
- CHATZANDROULIS, S., TSOUKALAS, D., E NEUKOMM, P. A. **A miniature pressure system with a capacitive sensor and a passive telemetry link for use in implantable applications.** *Journal of Microelectromechanical Systems*, 9 (1), 2000.
- COBBOLD, R. S. C. *Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Application.* Krieger Pub Co, Jan. 1974.
- FIGUEIREDO, L. F. P., E NETO, A. C. **Como identificar, tratar e prevenir a embolia gasosa relacionada a cateteres venosos centrais.** *Revista da Associação Médica Brasileira*, 47(3), Set. 2001.
- FRESQUET, J. L. **Historia de la medicina**, nov 2006. URL <http://www.historiadelmedicin.org/>.

-
- GANONG, W. F. *Review of Medical Physiology*. McGraw-Hill Medical, 22 edição, 2005.
- GARCIA, A., SPIM, J. A., E SANTOS, C. A. *Ensaio dos Materiais*. LTC - Livros Técnicos e Científicos, 2000.
- GRAY, H. *Anatomy of the Human Body*. Lea Febiger, 2000.
- GUYTON, A. C. *Fisiologia Medica*. Elsevier, 11 edição, 2006.
- HECKMANN, J. G., LANG, C. J., KINDLER, K., HUK, W., ERBGUTH, F. J., E HEUN-DORFER, H. Neurologic manifestations of cerebral air embolism as a complication of central venous catheterization. *Crit Care Med*, Mai 2000.
- HENEINE, I. F. *Biofísica Básica*. Atheneu, 2002.
- IDA, N. *Engineering Electromagnetics*. Springer-Verlag, New York, 2003.
- JEUTTER, D. C. A transcutaneous implanted battery recharging and biotelemetry power switching system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-29(5), Mai 1982.
- KEURS, H. E. D. J., E TYBERG, J. V. *Comprehensive Human Physiology*, volume 2. Springer-Verlag, Berlin, 1996.
- LEVY, M. N. The cardiac and vascular factors that determine systemic blood flow. *Circulation Research - An official journal of the American Heart Association*, 44(6):739–747, Jun 1979.
- LOCTITE®. 414 super bonder® plastic and vinyl instant adhesive 1, product description sheet. Relatório técnico, Nov. 2004.
- MACKAY, R. S. *Bio-Medical Telemetry Sensing and Transmitting Biological Information from Animals and Man*. Wiley-IEEE Press, 1998.
- MAEOKA, G. K., PICHORIM, S. F., E ABATTI, P. J. Desenvolvimento de sensor biotelemétrico passivo para avaliação da pressão arterial. *XX Congresso de Engenharia Biomédica*, 2006.
- MANO, E. B. *Polímeros Como Materiais de Engenharia*. Eloisa Biasotto Mano, São Paulo - Brazil, 2003.
- MCCUTXHEON, E. P., E RUSHMER, R. F. Korotkoff sounds: An experimental critique. *An Official Journal of the American Heart Association*, pp. 149–161, 1967.

- MERZ, J. T. *A History of European Thought in the Nineteenth Century*. Dover, Nova York, NY, Estados Unidos, 2000.
- NAQVI, N., E BLAUFIX, M. D. *Blood Pressure Measurement*. Taylor Francis, 1998.
- OGATA, K. *Engenharia de Controle Moderno*. Prentice-Hall Inc, 2000.
- OLIVEIRA, R. J. F. *Sistema de Leitura para Micro Sensor Passivo Injetável*. Tese de Doutorado, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, 2005.
- OLIVEIRA, R. J. F., E ABATTI, P. J. Detector de frequência de ressonância e fator de qualidade para circuito ressonante passivo remoto. *XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 1184–1187.
- OLIVEIRA, R. J. F., PICHORIM, S. F., E ABATTI, P. J. Resonance frequency detector system with intelligent sweeping for injectable passive resonant circuit. In *Advances in Medical Diagnostic Techniques and Procedures*, pp. 78–81, Chennai, India, 2004. Anamaya Publishers 2004.
- PICHORIM, S. F. Sistema biotelemétrico não invasivo para medição da temperatura central do corpo utilizando cápsula sensora ingerível. Dissertação de Mestrado, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, 1995.
- PICHORIM, S. F., E ABATTI, P. J. Design of coils for - millimeter and submillimeter - sized biotelemetry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 1487–1489, 2004.
- PICHORIM, S. F., E ABATTI, P. J. Biotelemetric passive sensor injected within tendon for strain and elasticity measurement. *IEEE - Transaction on Biomedical Engineering*, 54:921–925, Mai 2006.
- PITSILLIDES, K. F., SYMONS, J. D., E LONGHURST, J. C. Biotelemetry of cardiovascular hemodynamic measurements in miniswine. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 39(9), 1992.
- RIVA-ROCCI, S. Un nuovo sfigmomanometro. *Gazzetta Medica di Torino*, 47: 981–996, 1896 a.
- RIVA-ROCCI, S. Un nuovo sfigmomanometro. *Gazzetta Medica di Torino*, 47: 1001–1017, 1896 b.
- SEDRA, A. S., E SMITH, K. C. *Microeletrônica*. Makron Books, 2000.

- SILVESTER, P. *Moderns Eletromagnetic Fields*. Prentice-Hall Inc, Englewoods Cliffs, NJ, 1968.
- SINGER, C. J. *A Short History of Scientific Ideas to 1900*. Oxford University Press, 1968.
- SOBOTTA, J. *Atlas Of Human Anatomy*. Lippincott Williams Wilkins, 2001.
- SOUZA, M. H. L., E ELIAS, D. O. *Fundamentos da Circulação Extracorpórea*. Publicação Eletrônica, 2006.
- STEGALL, H. F., KARDON, M. B., E KEMMERER, W. T. Indirect measurment of arterial blood pressure by Doppler ultrasonic sphygmomanometry. *J Appl Physiol*, 25(6):793–798, 1968.
- TERMAN, F. E. *Radio Engineering Handbook*. McGraw-Hill, New York, 1943.
- TORTORA, G. J. *Corpo Humano: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia*. John Wiley Sons, Porto Alegre, 4 edição, 2000.
- WEBSTER, J. G. *Medical Instrumentation*. John Wiley Sons, Inc, 3 edição, 1998.
- WEBSTER, J. G. *The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook*. CRC Press LLC and Springer-Verlag GmbH Co, 1999.

Apêndice A

Máxima Transferência de Energia

A.1 Equacionamento para maximização de I_2

Através deste equacionamento, busca-se encontrar uma relação para um ponto onde há a máxima transferência de energia da bobina de excitação para o sensor.

Trabalhos anteriores têm demonstrado a maximização da indutância mútua (Pichorim e Abatti, 2004). Neste caso, procura-se obter um ponto de indutância mútua ótima localizada em um ponto diferente da indutância mútua máxima. A figura A.1 foi utilizada para o equacionamento, onde V_g corresponde ao gerador de funções de onda senoidal, r_g à resistência interna do gerador, C_1 capacitor de sintonia para a bobina de excitação (L_1) e C_2 o capacitor de sintonia para a bobina sensora (L_2), R_{c1} e R_{c2} são as resistências intrínsecas dos capacitores, respectivamente.

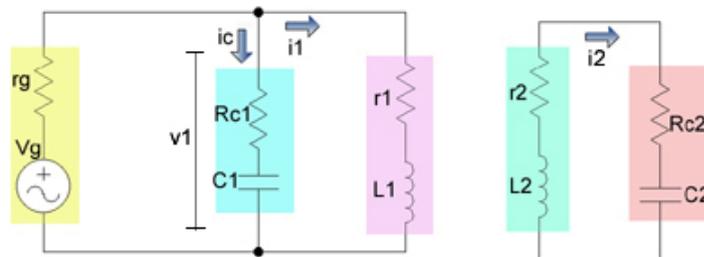


Figura A.1: Circuito utilizado para equacionamento da máxima transferência de I

Quando dois circuitos elétricos indutivos são colocados um próximo ao outro, como na figura acima, uma mudança na corrente de um deles induzirá uma diferença de potencial, ddp, no outro. De acordo com a lei de

Faraday, tem-se:

$$v_1 = L_1 \frac{di_1}{dt} \pm M \frac{di_2}{dt} \quad (\text{A.1})$$

e

$$v_2 = L_2 \frac{di_2}{dt} \pm M \frac{di_1}{dt} \quad (\text{A.2})$$

onde L_1 e L_2 são as indutâncias e M é a indutância mútua entre elas.

Iniciando a análise do circuito com o objetivo de se determinar uma relação entre i_2 e M , tem-se:

$$v_g = v_1 + r_g \cdot (i_1 + i_c). \quad (\text{A.3})$$

A corrente i_c é dada pela equação A.4

$$i_c = \frac{v_1}{(X_{c1} + R_{c1})}, \quad (\text{A.4})$$

substituindo (A.4) em (A.3)

$$v_g = v_1 \cdot \left(1 + \frac{r_g}{(X_{c1} + R_{c1})} + r_g i_1\right). \quad (\text{A.5})$$

A equação que relaciona v_1 com i_1 é A.6:

$$v_1 = i_1 \cdot (r_1 + j L_1) \pm j M i_2 \quad (\text{A.6})$$

onde i_2 é dada por

$$i_2 = \pm \frac{j M i_1}{(r_2 + R_{c2})}. \quad (\text{A.7})$$

Deste modo, para se obter uma relação de i_2 , isolando i_1 da equação A.5 e substituindo na equação A.7, tem-se

$$i_2 = \pm j v_g \cdot \frac{M}{(r_2 + R_{c2}) \left[(r_1 + j L_1 + \frac{\omega^2 M^2}{r_2 + R_{c2}}) \cdot \left(1 + \frac{r_g}{(X_{c1} + R_{c1})}\right) + r_g \right]} \quad (\text{A.8})$$

Derivando a equação A.8 em relação a M e igualando a zero, pode-se obter o ponto da indutância mútua ótima, ou seja, o valor correspondente desta para que a corrente i_2 seja maximizada. Deste modo, tem-se:

$$(r_2 + R_{c2}) \left[(r_1 + j L_1 + \frac{2M\sigma^2}{(r_2 + R_{c2})}) \left(1 + \frac{r_g}{(X_{c1} + R_{c1})} + r_g\right) - 2M^2 \left(1 + \frac{r_g}{(X_{c1} + R_{c1})}\right) \right] = 0 \quad (\text{A.9})$$

Rearranjando a equação A.9, o valor de M ótimo é dado por

$$M_o = \sqrt{\sqrt{\left(r_1(r_2 + Rc_2) + \frac{r_g(r_2 + Rc_2)}{1 + \frac{r_g}{X_c}}\right)^2 + \left(\frac{L_1(r_2 + Rc_2)r_1}{2)1 + \frac{r_g}{X_c}}\right)^2}} \quad (\text{A.10})$$

A equação indica o valor da indutância mútua para uma máxima transferência de corrente i_2 . A seguir serão apresentados os resultados práticos que indicaram este ponto em uma configuração específica de bobinas.

A.2 Procedimentos Experimentais

Para verificar experimentalmente a existência da distância ótima para máxima transferência de energia, foram realizados testes com bobinas de diferentes diâmetros. Os experimentos consistiram da excitação de uma bobina (excitação) utilizando gerador de funções em 445 kHz e multímetro para monitoração da tensão sobre a bobina (sensora), conforme figura A.2. Para que fosse possível medir esta corrente um resistor de baixo valor ($R = 0,25 \Omega$) foi conectado em série à bobina sensora e utilizando a lei de Ohm calculou-se a corrente existente no circuito.

Figura A.2: Disposição das bobinas e arranjo utilizado para o experimento da determinação da máxima transferência de energia.

As figuras A.3 e A.4 apresentam as curvas teórica e prática para um

conjunto de bobinas de 14 mm e 20 mm de diâmetro, sendo a primeira utilizada como sensora e a segunda como excitação.

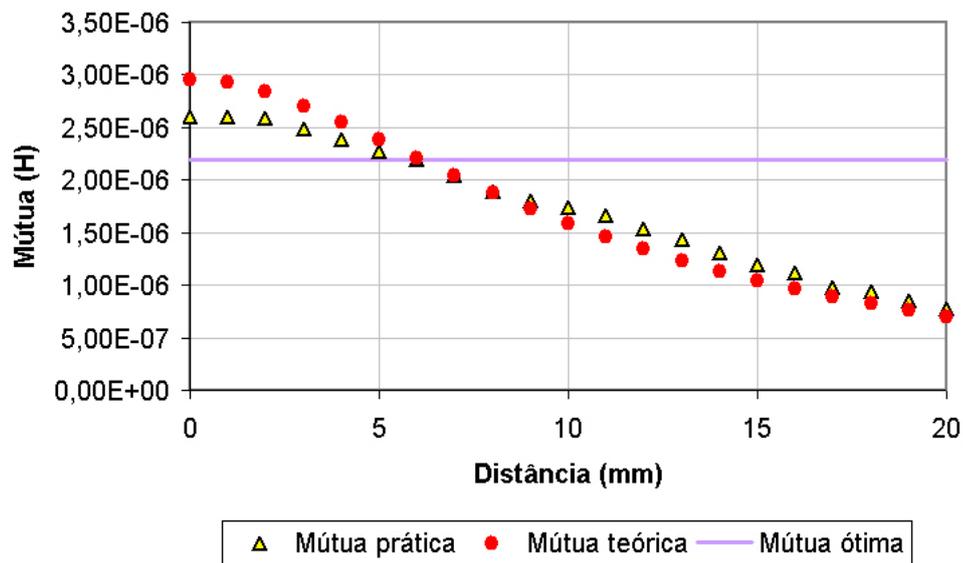


Figura A.3: Curvas teórica e prática da mútua indutância para o conjunto de bobinas de 14 mm e 20 mm de diâmetro.

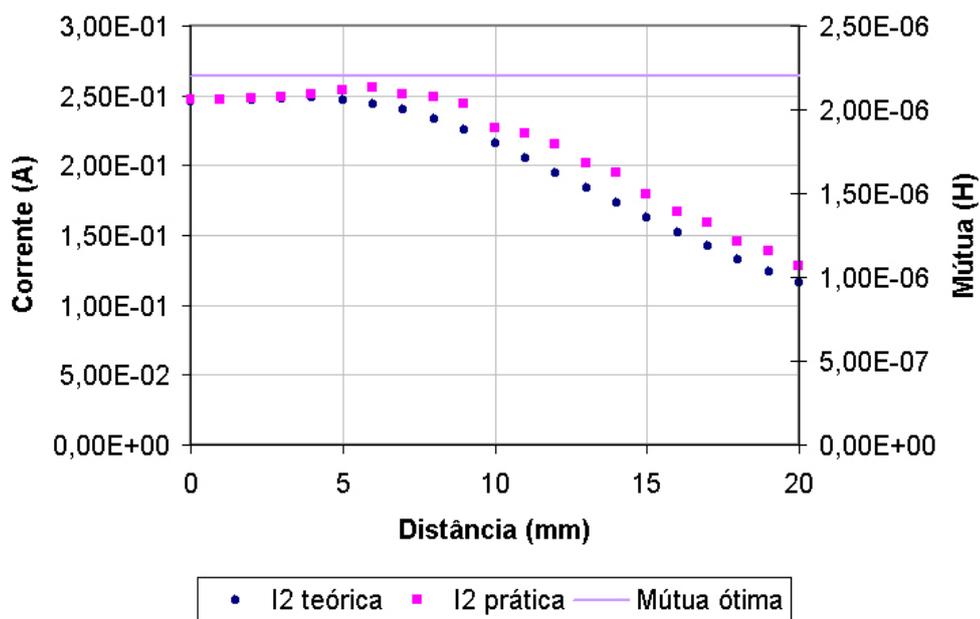


Figura A.4: Representação da corrente máxima sob a bobina sensora.

Como pode ser observado na figura A.4, existe um ponto de máxima

corrente transferida a uma distância de 6 mm de separação entre a bobina sensora e a excitação e como é indicado pelo gráfico, figura A.4, este ponto não ocorre no ponto de máxima indutância mútua, mas sim exatamente onde o M é igual ao M ótimo.

Os testes experimentais apontaram ainda para a existência de uma relação entre o diâmetro das bobinas de excitação e a bobina sensora, pois, em alguns casos, apesar deste ponto ótimo existir, o fator de acoplamento, k , não permite que ele seja alcançado.

A.3 Conclusão

Conforme apresentado na figura A.3 existe uma indutância mútua ótima próxima dos 6 mm, obtida a partir da equação A.1, que não coincide com a indutância mútua máxima. Observando a figura A.4, pode-se observar a presença de uma corrente máxima quando a distância de separação entre a bobina de excitação e a bobina sensora está próxima dos 6 mm, comprovando assim a idéia proposta.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)