

Boletim Técnico da Escola Politécnica da USP

Departamento de Engenharia Eletrônica

ISSN 1413-2206

BT/PEE/9612

**Marcapasso Cardíaco
Temporário Microcontrolado
de Demanda e Baixo Consumo**

**Flavio Antonio Menegola
José Carlos Teixeira de Barros Moraes**

São Paulo - 1996

O presente trabalho é um resumo da dissertação de mestrado apresentada por Flavio Antonio Menegola, sob orientação do Prof. Dr. José Carlos Teixeira de Barros Moraes: "Marcapasso Cardíaco Temporário Microcontrolado de Demanda e Baixo Consumo", defendida em 16/04/96, na Escola Politécnica.

A íntegra da dissertação encontra-se à disposição com o autor e na biblioteca de Engenharia de Eletricidade da Escola Politécnica/USP.

Menegola, Flavio Antonio

Marcapasso cardíaco temporário microcontrolado de demanda e baixo consumo / F.A. Menegola, J.C.T. de B. Moraes. -- São Paulo : EPUSP, 1996.

20p. -- (Boletim Técnico da Escola Politécnica da USP, Departamento de Engenharia Eletrônica, BT/PEE/9612)

1. Marcapasso cardíaco I. Moraes, José Carlos Teixeira de Barros II. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Eletrônica III. Título IV. Série

ISSN 1413-2206

CDD 617.4120645

MARCAPASSO CARDÍACO TEMPORÁRIO MICROCONTROLADO DE DEMANDA E BAIXO CONSUMO

Flavio Antonio Menegola

José Carlos Teixeira de Barros Moraes

RESUMO

O presente trabalho destinou-se à pesquisa, ao desenvolvimento e à avaliação de um marcapasso cardíaco temporário de demanda usando microcontrolador e componentes de baixo consumo. O marcapasso é composto por um circuito de detecção no estágio de entrada para detecção do eletrograma ventricular, um estágio de controle dos parâmetros de detecção e estimulação e, por fim, um estágio gerador de pulsos. Além disso possui um estágio monitor com funções importantes, tais como a monitoração do eletrograma ventricular, para detecção de taquicardias, a monitoração dos estímulos de saída, para detecção e troca imediata do modo de operação para assíncrono caso ocorram disparos da frequência, o controle no acionamento dos LEDs de sinalização, para economia de energia, e a detecção do fim de vida das baterias.

O estudo preocupou-se com a segurança, o baixo consumo e a otimização do *hardware*, mantendo a ampla faixa de programação dos parâmetros e sinalização dos eventos.

A verificação da funcionalidade do dispositivo proposto foi realizada tanto em ensaios de bancada como em avaliação com cães.

TEMPORARY DEMAND CARDIAC PACEMAKER, MICROCONTROLLER AND LOW POWER

ABSTRACT

The aims of this study were the examination, development and evaluation of an temporary demand cardiac pacemaker that was built with a microcontroller and low power components. The pacemaker comprises (1) an input stage with a sensitive circuit for the detection of ventricular electrogram, (2) a stage for the control of detection and stimulation parameters and (3) a final stage for pulse generation. Furthermore, there is a monitoring stage that performs essential functions such as the monitoring of ventricular electrogram, the monitoring of the output stimuli for detection and immediate shift in the operation mode to asynchronous when runaways are revealed, the control of signaling LEDs operation for power saving and the detection of batteries end of life.

This study was designed security, low power consumption and hardware optimization, as the large range of parameters programming and signaling of events.

The validation of the proposed device functionality has been performed by way of both testing procedure in simulation device and also trials on dogs.

1 INTRODUÇÃO

O trabalho de pesquisa teve como meta o projeto, a implementação e a avaliação em bancada e *in vivo* de um marcapasso cardíaco temporário ou provisório de demanda usando microcontrolador e componentes discretos em SMD de baixo consumo. O objetivo principal foi obter níveis de consumo da ordem de algumas dezenas de microamperes. Para tanto foram tomados alguns cuidados especiais (polarizações, *clock*, número e tipos de componentes) na confecção do *hardware* e no desenvolvimento de um algoritmo de controle eficaz e minimizado. Inicialmente idealizou-se os estágios básicos (entrada, controle e saída) e implementou-se um protótipo para a avaliação. Pretendeu-se dessa forma desenvolver uma tecnologia capaz de proporcionar a estrutura básica necessária para seguir uma linha de pesquisa atualizada em estimulação cardíaca artificial.

2 TÓPICOS BÁSICOS

A Figura 2.1 apresenta a disposição das fibras do músculo cardíaco. Observe-se que o músculo cardíaco é estriado, do mesmo modo que o músculo esquelético. Como a membrana que separa uma célula cardíaca de outra é bastante permeável à condução iônica, a resistência oferecida à passagem do estímulo elétrico é baixa. Dessa forma, quando uma célula se torna excitada ou é excitada, o estímulo vai passando de célula em célula e se dissemina por todas as interconexões do miocárdio. A essa formação do músculo cardíaco dá-se o nome de "sincício".

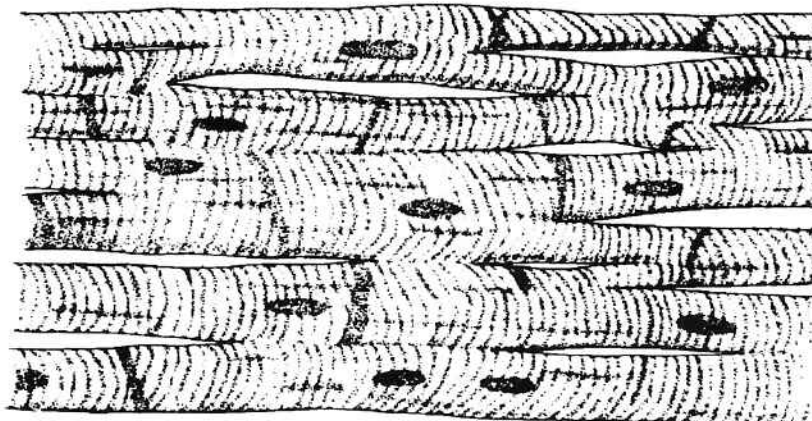


Figura 2.1 - Fibras cardíacas (GUYTON, 1992)

A característica sincicial do músculo cardíaco permite que se estimule artificialmente o coração. Caso ocorra alguma falha no sistema de excitação ou condução das fibras especializadas, um estímulo artificial em um local específico irá substituir o estímulo natural.

A ritmicidade e a coordenação das contrações se devem basicamente aos sistemas de excitação e condução elétricos do coração. Na Figura 2.2 estão ilustradas partes destes sistemas, onde pode-se identificar o marcapasso natural ou nó sinusal, as vias internodais que conduzem o sinal até o nó átrio-ventricular (AV), o feixe AV ou feixe de His, com seus ramos que conduzem o sinal para os ventrículos esquerdo e direito, e a ampla rede das fibras de Purkinje, que distribuem rapidamente o sinal pelo miocárdio.

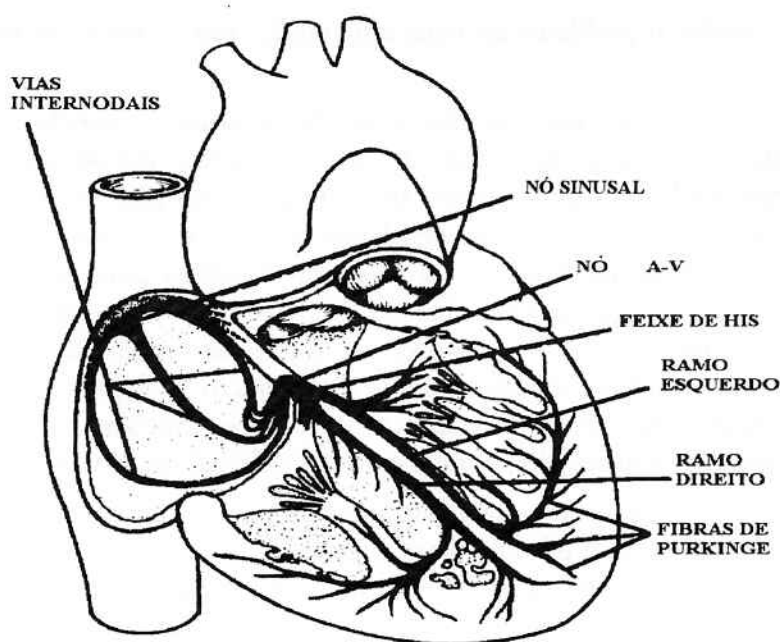


Figura 2.2 - Sistemas de excitação e condução do coração (GUYTON, 1992)

O nó sinusal é também chamado marcapasso natural do coração, pois possui uma frequência rítmica intrínseca de autoexcitação maior do que outras fibras especializadas que também possuem esta característica. Enquanto o nó sinusal oscila normalmente em uma frequência de 70 a 80 bpm, as fibras do nó AV e de Purkinje oscilam entre 40 a 60 bpm e 15 a 40 bpm, respectivamente. O nó AV tem por função principal atrasar a passagem do estímulo oriundo do nó SA. O atraso dado pelo nó AV ao estímulo está em torno de 100 ms. Dessa forma o conteúdo de sangue dos átrios pode ser bombeado para os ventrículos antes que estes se contraíam.

2.1 Marcapasso artificial

Desde o século XVIII já se sabia que um estímulo elétrico aplicado a grupos musculares (esquelético, liso ou cardíaco) originava uma contração. Porém, somente em 1932 foi desenvolvido um estimulador elétrico para o coração com finalidade terapêutica. Este aparelho foi criado por A. A. Hyman que o denominou "marcapasso artificial". Consistia de um magneto-gerador com autonomia para 6 minutos que induzia pequenos "choques" numa faixa de frequências de 60 a 120 bpm (GEDDES, 1990). Com o advento do transistor, em meados dos anos 50, tornou-se possível o desenvolvimento de um dispositivo implantável. Isso ocorreu em maio de 1958, quando Greatbatch-Chardack e equipe implantaram o primeiro marcapasso em um cão. O marcapasso era de frequência fixa, cujo circuito eletrônico era formado por um oscilador e um amplificador, energizados por baterias de mercúrio. O primeiro marcapasso implantado em um ser humano foi realizado na Suécia por Elmqvist e Senning em 1959, usando baterias recarregáveis, porém o sucesso clínico só foi obtido três anos depois. Nesse meio tempo, Greatbatch et al. nos Estados Unidos conseguiram o primeiro implante com sucesso em um ser humano. Em 1964/65 Lamber-Berkovits e equipe desenvolveram o primeiro Marcapasso de Demanda inibido que incorporava um circuito de sensibilidade. O monitoramento era feito pelo ECG, isto é, caso não ocorresse um batimento, o marcapasso operava em frequência fixa. O primeiro marcapasso inibido pela onda R foi relatado por Parsonnet-Myers em 1966. Este modelo já usava o mesmo eletrodo para sentir e estimular o coração. Este marcapasso é o mais popular até hoje,

pois resolve o problema da competitividade com o estímulo natural (GREATBATCH, 1991)

No começo dos anos 70 emergiu a tecnologia em baterias de longa duração, pois até então a média de vida das baterias era de dois anos. As baterias usando energia nuclear surgiram como alternativa, porém não se tornaram populares devido a toxicidade e a problemas de regulamentação. Baterias recarregáveis, apesar de serem bem sucedidas inicialmente, tornaram-se obsoletas com o surgimento das baterias de lítio. A substituição das baterias de zinco/mercúrio por lítio/iodo proporcionou aumento da vida útil pela maior densidade de carga, hermeticidade e alta confiabilidade. Hoje praticamente todos os marcapassos estão sendo energizados por baterias de lítio/iodo-PVP (polivinilpiridina). O primeiro Marcapasso Implantável energizado por bateria de lítio/iodo foi implantado na Itália em 1972 (GREATBATCH, 1991).

O desenvolvimento de circuitos impressos, híbridos e integrados nos anos 80, possibilitou a confecção de marcapassos de tamanho reduzido e com ampla gama de características (GREATBATCH, 1991). A telemetria, primeiro unidirecional (1978) e depois bidirecional (1982), tornou possível a programação e a verificação externas de parâmetros como a pressão e o eletrograma endocavitários. Em 1980 surgiram os Marcapassos de Dupla Câmara. No ano seguinte foram desenvolvidos marcapassos que poderiam estimular e sentir ambas as câmaras (átrio/ventrículo).

No Brasil, Korman et al. apresentaram resultados de implantes com Marcapassos de Frequência Fixa fabricados no Instituto de Cardiologia do Estado de São Paulo em 1966/67. Em 1968 começaram as pesquisas destes dispositivos no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, com a criação do Centro Experimental de Pesquisas em Bioengenharia (CEPEB). Nesse Centro foram produzidos 667 Marcapassos Implantáveis de frequência fixa (60 bpm) (TSUZUKI, 1975) de 1969 a 1975.

2.1.1 Classificação de marcapassos artificiais

Os marcapassos artificiais podem ser classificados em **Marcapassos Temporários** (transtorácico ou venoso) para estimulação temporária e os **Marcapassos Implantáveis**, para uso definitivo. Na ausência do circuito de detecção, o marcapasso é considerado assíncrono. O marcapasso é considerado de **demanda**, quando respeita a atividade elétrica cardíaca e emite estímulos artificiais, conforme frequência programada, isto é quando essa atividade se deprime e torna-se inferior aos limites pré-estabelecidos. O Marcapasso pode ser **deflagrado** quando emite estímulos sinalizados por algum parâmetro elétrico intracavitário, como ocorre no Sistema Atrioventricular que monitora a atividade sinusal, proporciona atraso conveniente e deflagra o estímulo ventricular, se necessário.

O marcapasso artificial pode operar com eletrodos do tipo unipolar ou bipolar. Na operação unipolar, o ânodo faz parte da própria caixa do marcapasso ou um ponto neutro fora do coração, enquanto o cátodo é colocado em contato com a região do músculo cardíaco a ser estimulada. Esse modo tem a vantagem de consumir uma quantidade menor de energia para a estimulação e ter o sinal da despolarização maior. Na operação bipolar ambos os eletrodos são dispostos diretamente na câmara do coração a ser estimulada e/ou sentida. Isso permite que o grau de interferência seja reduzido. Os eletrodos podem estar posicionados externamente para estimulação transtorácica, endocavitariamente ou no epicárdio.

Quanto ao número de câmaras, os marcapassos podem ser unicamerais, sentindo e estimulando ou o átrio ou o ventrículo, ou bicamerais, sentindo e/ou estimulando o átrio e o ventrículo.

2.1.2 Definições e parâmetros da estimulação artificial

Os parâmetros mais usuais em estimulação cardíaca temporária, com suas respectivas definições, são apresentados a seguir:

a) Frequência básica: é a frequência programada para o marcapasso estimular o coração sem influência do sinal natural, ou marcapasso natural, ou seja, no modo assíncrono.

b) Intervalo básico: é o intervalo de tempo entre dois estímulos consecutivos, com o marcapasso operando na frequência básica.

c) Histerese: é um atraso na liberação do estímulo do marcapasso, após o intervalo básico e depois que um evento natural é sentido. Na verdade, corresponde a um intervalo de tempo de tolerância.

d) Intervalo de escape: é o intervalo de tempo que transcorre desde o instante em que é sentido um evento natural, ou espontâneo, e o instante no qual o marcapasso fornece um sinal de estímulo. Caso exista um tempo de tolerância, o intervalo de escape é a soma do intervalo básico mais o intervalo de tempo de tolerância. Caso contrário, o intervalo de escape é igual ao intervalo básico.

e) Sensibilidade: significa o nível de detecção que o circuito de entrada do marcapasso possui em sentir os sinais espontâneos do coração, os quais irão inibir o gerador de pulsos. Sensibilidade máxima é a capacidade em perceber o menor sinal natural, ou seja, de aproximadamente 3 a 20 mV para o ventrículo e 0.5 a 7 mV para o átrio (SUTTON, 1991). A sensibilidade é expressa em função de ensaios com formas de onda padrões, tais como triangular, trapezoidal, seno quadrado, etc., que procuram simular o sinal natural.

f) Energia de saída: é a quantidade de energia elétrica liberada pelo pulso do marcapasso para estimular o coração.

g) Período refratário: é o intervalo de tempo após um evento sentido ou estimulado em que o marcapasso torna-se insensível a qualquer atividade intrínseca do coração ou pelo estímulo do próprio marcapasso.

h) Intervalo de alerta: é o intervalo de tempo no qual o circuito de detecção torna-se ativo. Esse intervalo varia de acordo com a frequência de estimulação programada.

3 METODOLOGIA E ETAPAS DE DESENVOLVIMENTO

Neste capítulo pretende-se detalhar todas as etapas da pesquisa e desenvolvimento do trabalho proposto. Por aspectos práticos, o Marcapasso de Demanda Temporário em questão será designado a partir deste ponto simplesmente pela sigla BioMP. As seções seguintes detalham o funcionamento dos vários estágios constituintes do marcapasso cardíaco implementado BioMP, cujo diagrama de blocos é representado na Figura 3.1. O estágio de detecção faz a captura do sinal natural, filtra, amplifica e identifica por amplitude e taxa de inclinação. O controlador determina a temporização do período refratário, a frequência de estimulação e a largura de pulso, liberando os sinais de disparo para o estágio gerador de pulsos bem como verificando e sinalizando o fim de vida da bateria, a ocorrência de taquicardias e os eventos sentidos e estimulados. O estágio de monitoração é independente dos demais, detecta disparos

inadequados da frequência por alguma falha no controlador e propicia neste caso estímulos na frequência nominal (70 bpm).

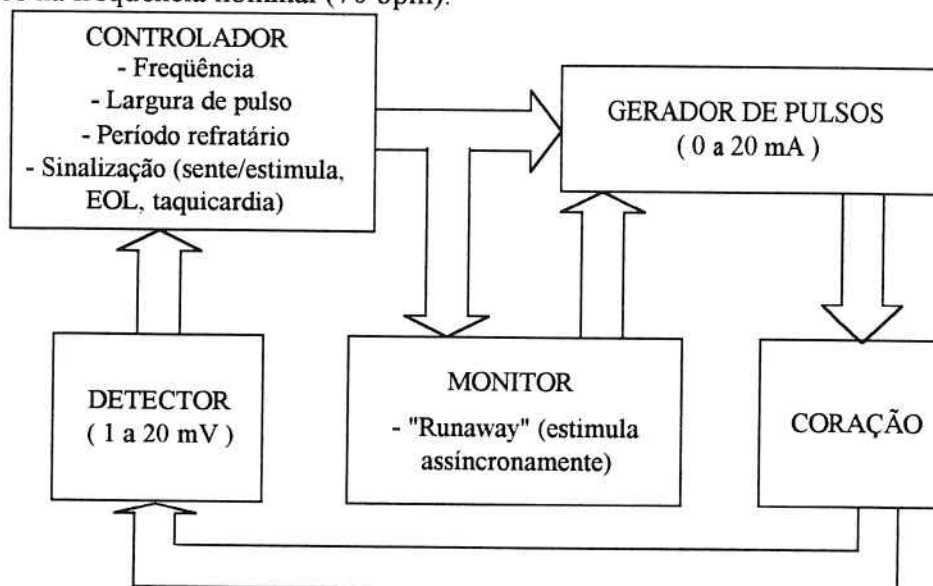


Figura 3.1 - Diagrama de blocos do BioMP incluindo o coração

3.1 Circuito de detecção

Este é o estágio que define a característica de demanda do BioMP, representado pelo bloco DETECTOR no diagrama da Figura 3.1, e constituído por filtros, amplificador e comparador. É responsável pela captação e identificação do sinal natural de despolarização do coração. Uma vez existindo tal sinal em intensidade e inclinação adequadas, este circuito irá inibir a liberação do estímulo de saída pelo gerador de pulsos. Cabe salientar que este estágio é totalmente analógico e permanece ativo apenas durante o intervalo de alerta. O projeto do circuito de detecção foi definido após a realização de uma avaliação de marcapassos explantados, conforme descrito a seguir.

3.1.1 Avaliação de marcapassos explantados e determinação das especificações de sensibilidade quanto à taxa de inclinação

O circuito responsável pela detecção do sinal natural, relacionado com a contração cardíaca normal, necessita considerar alguns parâmetros deste sinal para que possa reconhecê-lo e selecioná-lo diante de interferências que possam vir a ocorrer. Dessa forma avaliou-se alguns marcapassos explantados (Marcapassos Implantáveis removidos) comerciais para verificar se os mesmos usavam ou não a taxa de inclinação, ou *slew-rate*, como um parâmetro de seleção do sinal natural no circuito de detecção e, em caso positivo, qual seria este valor. Aplicou-se ao marcapasso explantado algumas tensões com formas de ondas triangulares padrões, inicialmente com 0,5 ms de largura, através de um gerador de sinais. Posteriormente esta largura foi variada até 80 ms. O marcapasso foi mantido sob uma carga padrão fixa de 500 Ω e o limiar de sensibilidade foi obtido ajustando-se o atenuador até a perda da sensibilidade. A montagem utilizada nessa avaliação está representada na Figura 3.2.

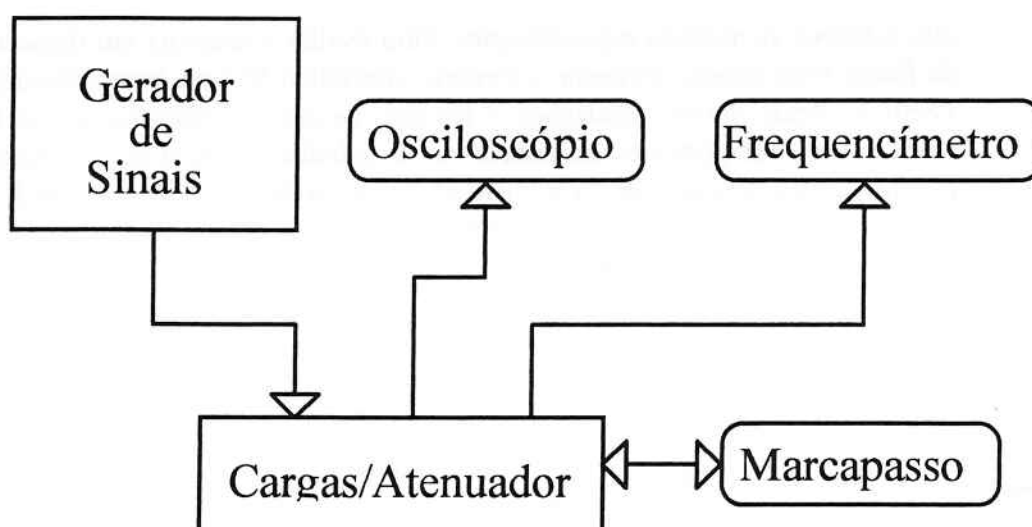


Figura 3.2 - Sistema para avaliação de marcapassos em bancada

Com a variação da largura do sinal observou-se diferentes resultados na sensibilidade, cujas alterações estão representadas na curva do limiar de sensibilidade do marcapasso Biotronic (usado como exemplo) conforme a Figura 3.3. Através desses e dos demais resultados com outros marcapassos verificou-se também que os marcapassos avaliados selecionam o sinal natural com uma taxa de inclinação em torno de 0,2 mV/ms. O trecho de reta com esta inclinação é indicado nessa Figura em tracejado.

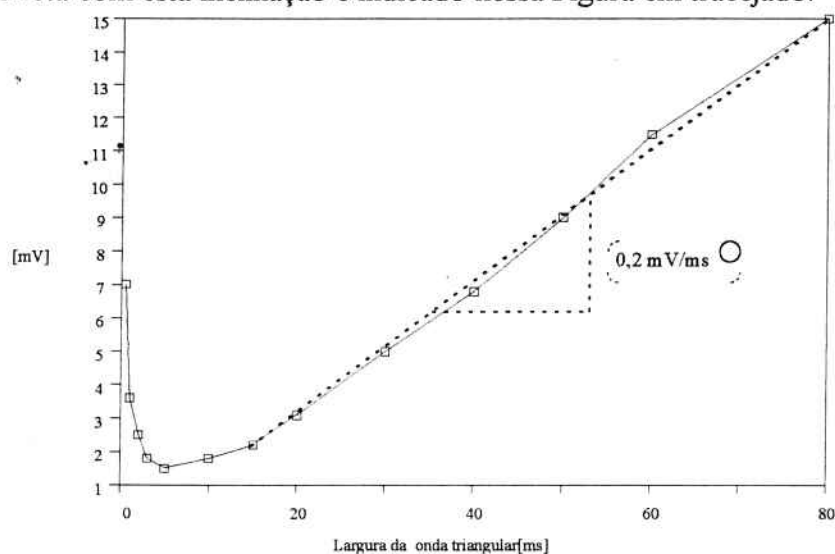


Figura 3.3 - Limiar de sensibilidade e taxa de inclinação do marcapasso Biotronic

3.1.2 Filtros

A banda de passagem do estágio de entrada foi limitada por filtros analógicos objetivando uma seletividade ainda maior a partir do sinal captado. Os filtros projetados foram baseados em estudo anteriormente realizado na Divisão de Bioengenharia do INCOR (SAKAMOTO, 1991) e no espectro de frequência do eletrograma ventricular (SUTTON, 1991). Inicialmente foram projetados dois filtros, um passa-altas ativo de segunda ordem com frequência de corte de 15Hz e ganho unitário, e um outro passa-baixas também ativo, de ordem 2, com frequência de corte em 45Hz e ganho 10. Porém, com o objetivo de reduzir o consumo deste estágio, o filtro ativo passa-altas foi posteriormente substituído por um filtro passa altas passivo em cascata

que manteve as mesmas especificações. Para avaliar a resposta em frequência dos filtros de forma mais versátil e rápida, o circuito eletrônico foi simulado utilizando o programa PSPICE. Após várias simulações e ajustes, devidos principalmente às limitações dos modelos de componentes existentes no simulador, chegou-se ao resultado final do projeto, com a resposta em frequência do conjunto de filtros indicada na Figura 3.4.

*CIRCUITO DE SENSIBILIDADE - FILTROS.

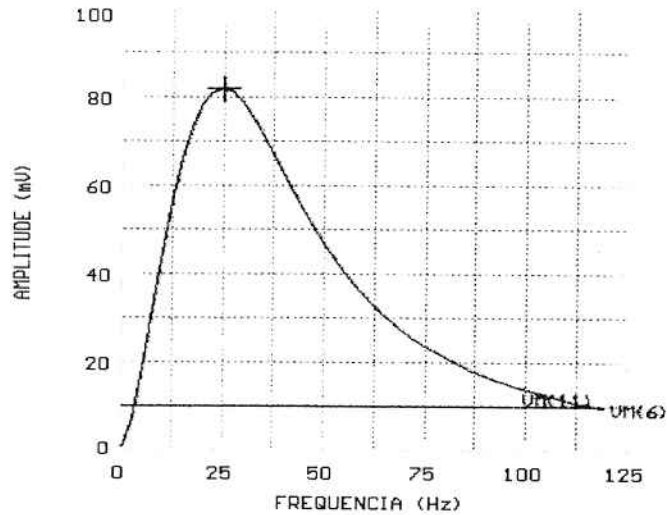


Figura 3.4 - Resposta em frequência dos filtros do circuito de detecção

Aos filtros foi acrescentado um estágio para atenuar sinais com *slew rate* inferiores a 0,2 mV/ms. Dessa forma pretendeu-se evitar, principalmente, a onda de repolarização T e outros artefatos com componentes de baixa frequência. Novas simulações foram realizadas em seguida, com o objetivo de fazer uma confrontação com os dados obtidos a partir de marcapassos explantados. Para tanto procedeu-se como anteriormente, a tensão de entrada sendo uma onda triangular com as mesmas variações de largura e amplitude. Os resultados foram então comparados e são apresentados na Figura 3.5, considerando duas possíveis configurações para o BioMP.

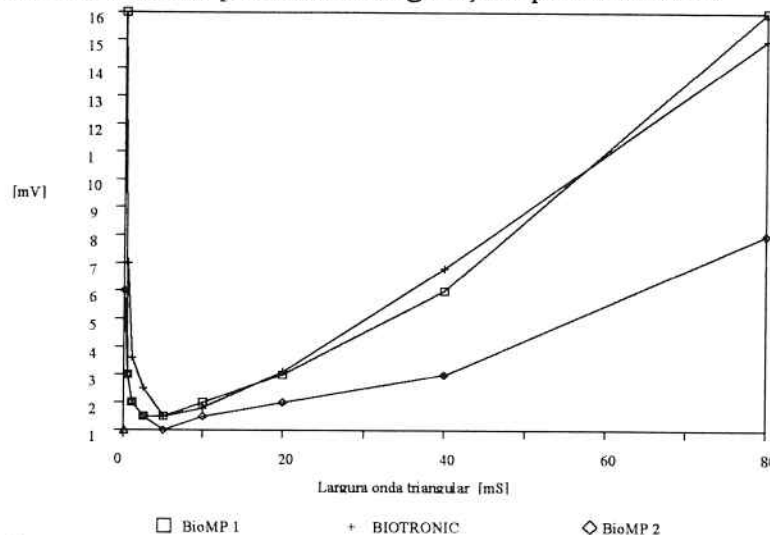


Figura 3.5 - Comparação de marcapassos: Biotronic x BioMP

Pela análise da Figura 3.5 verificou-se que a aproximação entre os desempenhos do circuito projetado e dos marcapassos comerciais se mostrou satisfatória. Os circuitos projetados foram então implementados e ensaiados em bancada, com uma tensão de ± 3 V alimentando os amplificadores operacionais (LM4250)

programados com um resistor de polarização de $10\text{M}\Omega$ e utilizando um sinal de entrada triangular padrão de 25 ms de largura e amplitude igual a 10 mV, para simular o sinal natural ventricular. O consumo médio medido ficou próximo de 1 μA .

3.1.3 Amplificador

O circuito de detecção necessita de um ganho variável, ajustado externamente, devido a variabilidade da amplitude do sinal natural ventricular permanecer entre 3 a 20 mV e objetivando o ajuste do ponto ótimo para estimulação e captação quando da colocação dos eletrodos. Para atingir o limiar de 1 V na entrada do comparador, necessita-se de um ganho da ordem de 1000 para um sinal captado da ordem de 1 mV. Levando-se em consideração o ganho 10 do filtro passa-baixas, o projeto considerou um amplificador com ganho máximo igual a 100. Os ensaios realizados em bancada indicaram um consumo médio desse estágio também próximo a 1 μA , utilizando o mesmo amplificador operacional do filtro passa-baixas e a mesma polarização.

3.1.4 Comparador

Este é o último estágio do circuito de detecção. Sinais na entrada do comparador com intensidade acima de 1 V e duração superior a 10 ms dentro do intervalo de alerta, acarretaram uma inibição na geração do estímulo no estágio seguinte. Usando uma porta lógica NAND *Schmitt-trigger* como seleção, ao invés de um amplificador operacional com um nível de referência, reduziu-se o consumo médio para a ordem de 1 μA , como desejado.

3.2 Estágio de controle

Esse estágio representa o cérebro do marcapasso. É basicamente formado pelo microcontrolador PIC16C71 (MICROCHIP, 1995/96) que possui baixo consumo, alta velocidade, dispositivos CMOS com EPROM, RAM, I/O internas, e uma unidade de processamento, tudo em um único circuito integrado. Possui também uma arquitetura baseada no conceito de arquivo registrador com *bus* e memórias separados para dados e instruções. É constituído por duas portas de I/O, a porta A com quatro pinos e a porta B com oito pinos. Na porta A dois dos pinos foram usados como entradas de conversores A/D e dois como saída. Na porta B cinco dos pinos são usados como saídas. O pino 4 do microcontrolador é mantido em nível alto pois em nível baixo mantém o microcontrolador no estado de *reset*. Aos pinos 15 e 16 é conectado o cristal oscilador.

Um fator importante de segurança que o microcontrolador oferece é o WDT (*watchdog timer*) que gera uma condição de *reset* caso o programa gerenciador deixe de executar suas funções devido a alguma falha. Esta característica foi de essencial importância na escolha do microcontrolador a ser usado, apesar do aumento no consumo.

O microcontrolador trabalha na opção *low power consumption*, usando um oscilador com cristal na frequência de relógio igual a 32 kHz e tensão de alimentação igual a 3 V. Dessa forma garantimos o mínimo consumo possível, sem comprometer a precisão dos parâmetros estabelecidos pelo *software*, pois o ciclo útil de trabalho interno do microcontrolador é 1/4 da frequência do cristal, ou seja 8 kHz. Nessas condições, o consumo médio típico é de aproximadamente 25 μA no modo normal, sendo menor que 3 μA no modo *sleep*.

3.2.1 Controle da frequência de estimulação

A frequência de estimulação é ajustada externamente por um potenciômetro usado como divisor de tensão e ligado a uma das entradas A/D do microcontrolador. A variação de 0 a 3V proporciona 255 níveis digitais os quais são responsáveis pela variação da frequência de estimulação de 30 a 180 bpm. Desta forma temos a frequência de estimulação diretamente proporcional aos níveis de tensão do divisor com passos de 12 mV ou 0,6 bpm.

3.2.2 Temporização

A temporização do sistema é realizada via *software* (Apêndice II) pelo RTCC (*real time clock-counter*), um contador interno de 8 bits, com opção de pré-escala com incrementos de 1:2 a 1:256 do *clock* interno. Como o modo de estimulação escolhido foi VVI, o intervalo de tempo da refratariedade é mantido fixo em 300 ms, porém pode ser alterado para outros valores via *software*. A largura do pulso de estimulação foi mantida fixa em 1,5 ms. A frequência de estimulação varia de 0,5 a 3 Hz, ou seja, o período entre estímulos varia de 2 a 0,33 s.

3.2.3 Sinalização

Além da sinalização dos eventos sentidos e estimulados citados anteriormente, o BioMP sinaliza o fim de vida das baterias, taquicardia e disparo da frequência de estimulação através de LEDs colocados e identificados devidamente no painel frontal do marcapasso.

O BioMP também possui uma sinalização sonora. Quando ocorrer um disparo da frequência de estimulação no modo normal (32 a 180 bpm) acima de 200 bpm ou taquicardias com frequência acima de 100 bpm, um alarme sonoro é acionado em intervalos regulares. Dessa forma pretende-se realizar uma forma de monitoração, a fim de alertar o operador para que se evite consequências danosas ao paciente.

3.3 Circuito de saída

Quando nenhum sinal significativo for sentido pelo circuito de detecção durante o intervalo de alerta, o microcontrolador envia dois sinais ao circuito gerador de pulsos. O primeiro, que usualmente se encontra em nível lógico alto, desce para nível baixo e o segundo sinal de baixo vai para o nível alto. O intervalo de tempo até retornarem aos estados anteriores correspondem à largura do pulso de estimulação, que é mantida em 1,5 ms pelo microcontrolador. Um potenciômetro controla a amplitude da tensão do pulso de saída, que pode variar continuamente de 0 a 20mA ou, com carga de 500 Ω , de 0 a 10 V. O consumo médio para a operação em modo assíncrono e parâmetros com valores padrões, ou seja, frequência de 70 bpm e amplitude de pulso em 10 mA, é próximo de 12 μ A, conforme verificado em ensaios de bancada descritos no capítulo IV.

A forma de onda do estímulo enviado ao coração pode ser vista na Figura 3.6. Corresponde a um sinal bifásico por descarga capacitiva com amplitude e frequência controláveis. A utilização deste tipo de forma de onda evita problemas decorrentes do acúmulo de cargas no músculo cardíaco.

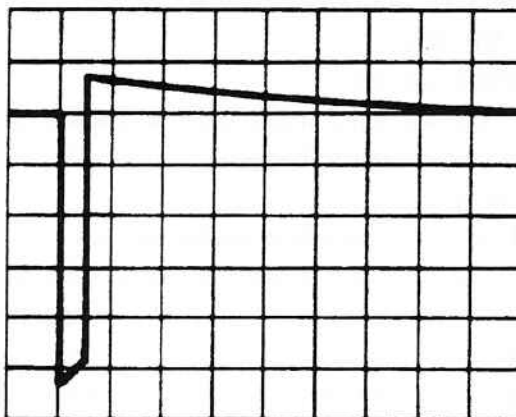


Figura 3.6 - Pulso de estimulação

3.4 Estágios de segurança

Um controle essencial em marcapassos artificiais é o chamado *runaway*, ou circuito detector de disparo na frequência de estimulação. Este circuito tem o objetivo de evitar que o paciente sofra danos quando porventura houver alguma falha nos componentes eletrônicos, principalmente o cristal determinante da frequência de operação do microcontrolador. Nesse caso um alarme sonoro dispara e um circuito independente do microcontrolador mantém o gerador de pulsos atuando de forma assíncrona na frequência básica de 70 bpm. O circuito para detecção de disparo da frequência consome aproximadamente 2uA.

Outro circuito de fundamental importância para garantir o funcionamento adequado do marcapasso é o detector de fim de vida da bateria. A detecção é feita antes de iniciar cada período refratário. O valor da tensão da bateria é identificado por um dos conversores A/D do microcontrolador antes de iniciar cada período refratário. Se a tensão da bateria for inferior a 2,7 V um LED é acionado. A leitura é feita aproximadamente a cada 200 us que é o tempo que o microcontrolador consome para realizar a conversão. Realizando a leitura apenas por um curto intervalo de tempo, a energia consumida da própria bateria é extremamente baixa.

A proteção contra altos níveis de energia na entrada, provocados geralmente por processos de desfibrilação, é realizada através de diodos que podem resistir a “choques” de até 400 J, aplicados externamente, e de 50 J aplicados diretamente no coração.

4 ESTUDOS EXPERIMENTAIS

Os estudos experimentais do BioMP foram realizados através de ensaios em bancada (Protocolo I) e avaliações em 5 cães (Protocolo II). Nos itens seguintes serão detalhados os procedimentos realizados e os resultados obtidos.

4.1 Materiais e métodos

PROTOCOLO I: Ensaios em bancada

a) Verificar a faixa de operação dos seguintes parâmetros:

- Frequência de estimulação, em bpm
- Amplitude do pulso de estimulação, em mA
- Largura do pulso de estimulação, em ms

- Energia do pulso de estimulação, em μJ
- Sensibilidade em, mV
- Período refratário, em ms
 - b) Determinar a frequência de disparo ou *runaway*, em bpm
 - c) Determinar a frequência limite para sinalização de taquicardia, em bpm
 - d) Medir o consumo médio, em μA
 - e) Determinar a tensão de fim de vida da bateria, em V
 - f) Determinar a vida útil das baterias para valores nominais, em horas
 - g) Determinar as dimensões e a massa do aparelho, em mm e g

Para realização dos ensaios em bancada foram utilizados um osciloscópio (*Storage Oscilloscope Tektronix*, modelo 5111), um gerador de sinais (*Pulse Generator HP*, modelo 8005B), um frequencímetro (*Electronic Counter HP*, modelo 5248M), uma fonte de alimentação (*DC Power Supply HP*, modelo 6111A) e um conjunto com cargas de $100\ \Omega$ a $1\ \text{K}\Omega$. A montagem do sistema de medição foi a mesma já apresentada na Figura 3.2. Tanto a frequência da estimulação básica como a amplitude e a largura do pulso foram registrados diretamente no osciloscópio digital que, uma vez programado, forneceu os valores diretamente na tela. Para verificar a mudança para o modo assíncrono em frequências superiores a 180 bpm, elevou-se a frequência do gerador de sinais, que representava o coração, para além de 180 bpm. Dessa forma, a frequência a partir da qual a sensibilidade era perdida, indicava a mudança no modo de estimulação. Na medida de sensibilidade foi mantida a frequência do gerador de sinais acima da frequência de estimulação. Assim o marcapasso permaneceu sempre sensibilizado. Em seguida reduziu-se a amplitude do gerador de sinais até a perda da sensibilidade. A sensibilidade máxima foi obtida com o ganho do estágio de entrada no valor máximo. O período refratário foi medido aumentando-se gradativamente a frequência do gerador de sinais até a perda da sensibilidade do sinal, medindo-se o valor imediatamente posterior ao sinal ainda sentido. Nesse caso, o intervalo entre pulsos do gerador foi considerado o período refratário. A detecção do disparo da frequência ou, *runaway*, só é feita dentro das frequências básicas de estimulação. Verificou-se o desempenho do detector de *runaway* gerando uma frequência superior a 200 bpm via *software*. O consumo médio da energia total consumida foi medido de forma indireta através das medições de tensão, corrente e largura de pulso. Cabe ressaltar ainda que todos os ensaios foram realizados com a tensão de alimentação da fonte de alimentação, simulando a bateria, dentro da faixa de tensão tolerável, ou seja, entre 2,7 e 3,0 volts.

PROTOCOLO II: Avaliação em cães

a) Registrar os sinais de ECG (Registro superior) e eletrograma ventricular (Registro inferior) para todos os ensaios definidos a seguir. Os dados serão registrados tanto em papel quanto em arquivos digitais.

b) Iniciando o procedimento com o marcapasso no modo VOO (modo assíncrono), fazer posteriormente a varredura da sensibilidade desde 20 até 1 mV no modo VVI (Registro 1). Com o marcapasso na sensibilidade máxima (1mV) do modo VVI (modo de demanda), variar a sensibilidade até a perda de captura do sinal natural (Registro 2). Anotar o valor do **limiar de sensibilidade** (Tabela 4.1).

c) Aumentar a frequência de estimulação pelo menos 10 bpm acima da frequência própria. Determinar o **limiar de estimulação** com o marcapasso no modo

assíncrono até a perda do comando sobre o coração, ou seja, até o desaparecimento da morfologia de bloqueio de ramo (Registro 3). Anotar o valor da amplitude do pulso de estimulação (Tabela 4.1).

d) Verificar os mecanismos de proteção e recuperação do marcapasso frente a procedimentos de desfibrilador com energia de 50 J diretamente aplicada sobre o coração do cão (Registro 4).

No procedimento experimental realizado com cães foram utilizados um amplificador (Gould 5900 *Signal Conditioner Cage*), um osciloscópio (Textronix 5111), um polígrafo (Gould, modelo TA5000) e um sistema de aquisição de sinais (Codas) para o registro do ECG, do eletrograma ventricular e pressão arterial conforme esquema da Figura 4.1. Foram usados também um desfibrilador (Desfibrilador FAJ, modelo 200), um bisturi eletrônico (*Electrosurgical Generator ValleyLab Force 1C*) e um respirador (Takaoka 600).

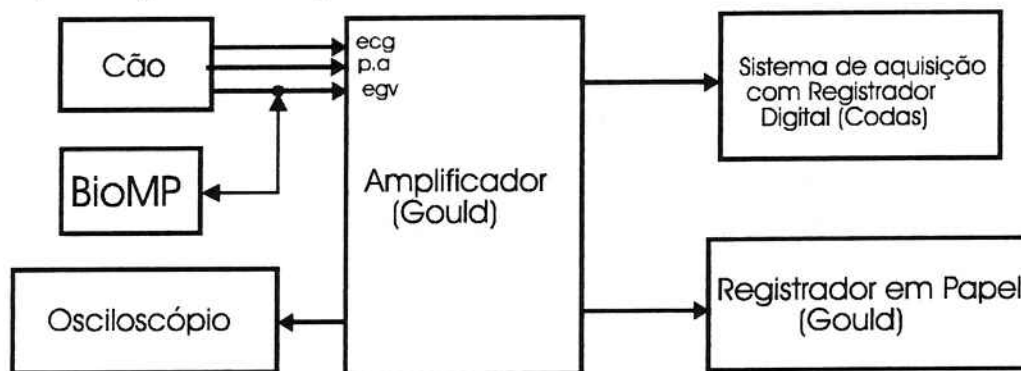


Figura 4.1 - Sistema para registro em cães

Utilizou-se cães mestiços, machos, com peso conforme Tabela 4.1 e anestesiados com pentobarbital sódico. Foram mantidos em decúbito dorsal horizontal sob respiração controlada com um volume corrente de 25 ml/Kg e uma frequência respiratória de 12 ciclos/min. A inalação de oxigênio foi mantida em 40%, com um volume/minuto igual a 3 vezes o volume corrente do cão.

O procedimento cirúrgico iniciou-se com a exposição da veia jugular direita, por onde foi introduzido o sistema cabo-eletrodos bipolar (cátodo na extremidade e ânodo em anel) até a cavidade ventricular direita. A certificação da colocação adequada do eletrodo na parede ventricular foi realizada pela visualização da saliência provocada pelo eletrodo e pelo LED de sinalização do marcapasso para eventos sentidos.

Para a produção do bloqueio átrio-ventricular foi feita uma toractomia lateral direita através do 5º espaço intercostal e enlaçadas as veias cavas superior e inferior com cadarços delicados. O pericárdio foi aberto expondo-se o átrio direito. Ao término do experimento os animais foram sacrificados com a ministração de cloreto de potássio.

4.2 Resultados obtidos

Inicialmente serão apresentados os resultados obtidos nos ensaios realizados em bancada e posteriormente um maior detalhamento do Protocolo II e os resultados decorrentes do experimento administrado na avaliação com cães.

4.2.1 Protocolo I: Ensaios em bancada

Abaixo estão listadas as medidas dos parâmetros de controle e monitoração, resultantes dos ensaios com o marcapasso alimentado com uma tensão dentro da faixa de variação estabelecida (entre 2,7 e 3 volts):

MODOS DE ESTIMULAÇÃO: VVI, VOO.

FREQÜÊNCIAS DE ESTIMULAÇÃO BÁSICAS^{1,6} [bpm]: 30 - 180

AMPLITUDES DE PULSO^{1,2} (à 50% da largura do pulso) [mA]: 0 - 20

LARGURA DE PULSO⁶ [ms]: 1,47

ENERGIA DE SAÍDA² [uJ]: 0 - 300

SENSIBILIDADE MÁXIMA^{1,4} [mV]: 0,8

PERÍODO REFRACTÁRIO⁶ [ms]: 300

FREQÜÊNCIA DE *RUNAWAY*⁶ [bpm]: 200

CONSUMO MÉDIO^{2,5} [uA]: 40

BATERIA: Lítio CR2032 - 180 mAh - 3 V

TENSÃO DE FIM DE VIDA DA BATERIA [V]: 2,7

VIDA ÚTIL^{2,5} [horas]: 4500

DIMENSÕES [mm]: 100x62x25

PESO [g]: 140

¹ ... operando de forma contínua

² com carga padrão de 500 Ω

³ operando automaticamente no modo assíncrono (VOO)

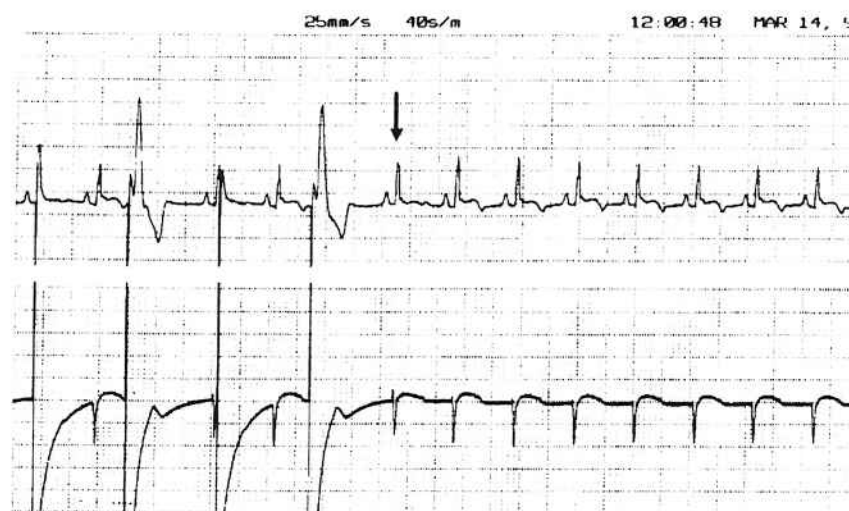
⁴ para onda triangular com 25 ms de largura

⁵ para freqüência de 70 bpm, amplitude de 10 mA e modo VOO

⁶ tolerância de $\pm 1,5\%$

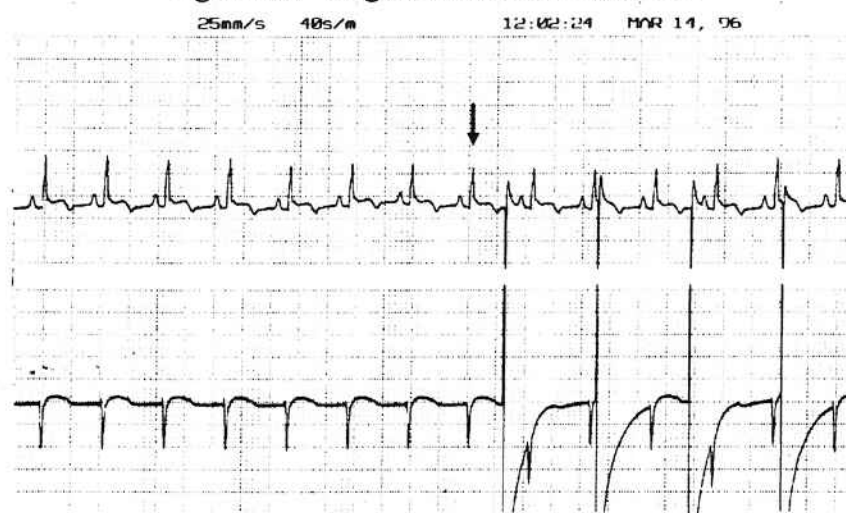
4.2.2 Protocolo II: Avaliação em cães

Após a colocação dos eletrodos e do transdutor de pressão foram registrados o ECG, o eletrograma ventricular e a pressão arterial dos cães. Parte dos resultados obtidos é apresentada na Tabela 4.1, ou seja, os tipos de eletrodos, os valores de massa e os limiares de sensibilidade e de estimulação de cada um dos 5 cães utilizados nos experimentos. Foram usados nos três primeiros cães eletrodos bipolares e nos demais eletrodo unipolar. Valores do limiar de sensibilidade foram obtidos dos Registros 1 e 2 do Protocolo experimental com cães. O limiar de estimulação foi determinado através do Registro 3. Finalmente, o Registro 4 é resultado do procedimento para o estudo dos efeitos decorrentes da desfibrilação. A maioria dos resultados obtidos corresponderam ao esperado, principalmente nos Registros 1,2 e 3, conforme será novamente enfatizado na discussão dos resultados. Estes Registros podem ser considerados auto-explicativos. A Figura 4.2 apresenta um exemplo dentre esses conjuntos de Registros para o cão.



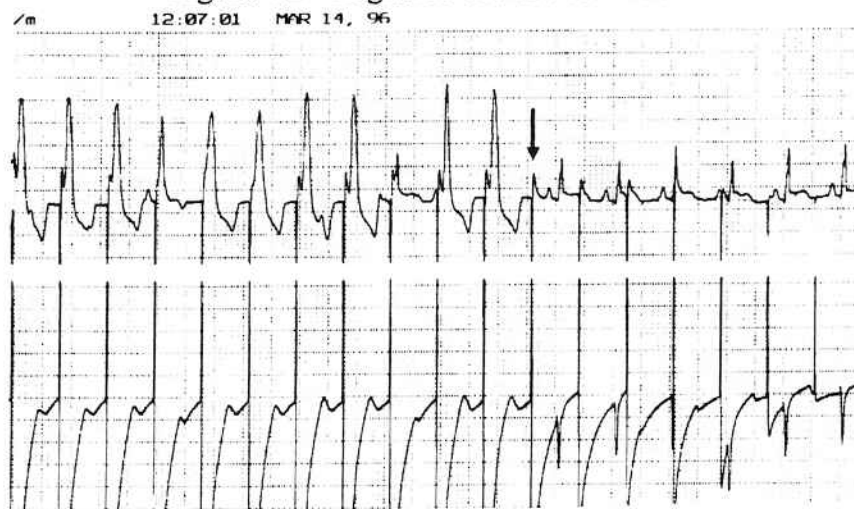
Registro 1

Figura 4.2 - Registros obtidos com cão D



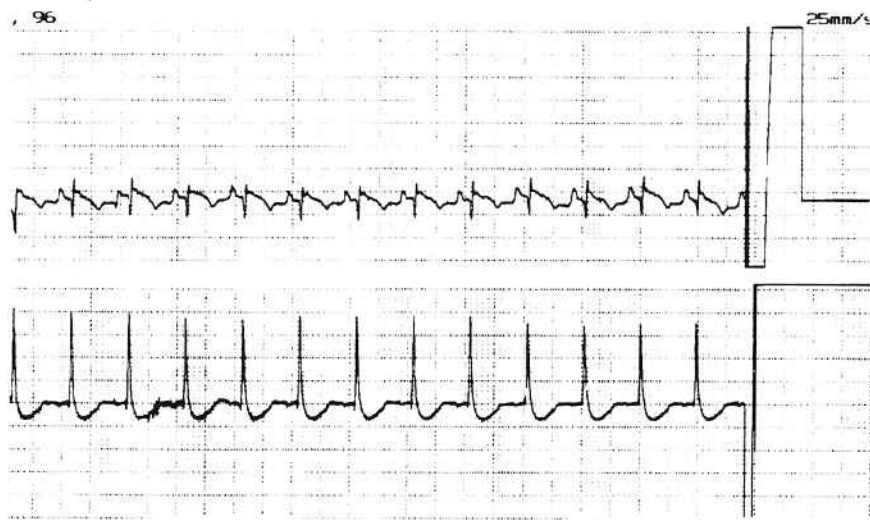
Registro 2

Figura 4.2 - Registros obtidos com cão D



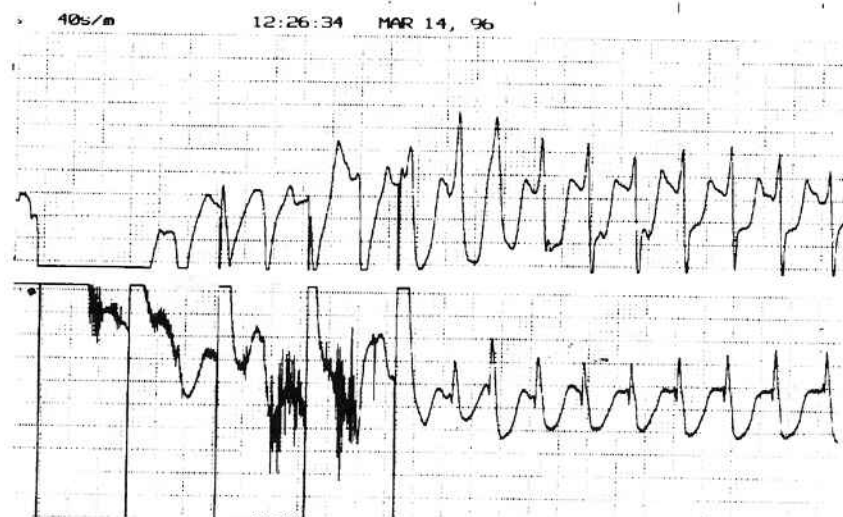
Registro 3

Figura 4.2 - Registros obtidos com cão D



Registro 4a

Figura 4.2 - Registros obtidos com cão D



Registro 4b (continuação)

Figura 4.2 - Registros obtidos com cão D

TABELA 4.1 - TABELA DE LIMIARES E PESO DOS CÃES

Parâmetros	Cão A	Cão B	Cão C	Cão D	Cão E
Eletrodos	bipolar	bipolar	bipolar	unipolar	unipolar
Massa [kg]	13,8	14	14,7	13,5	14,7
Limiar de sensibilidade [mV]	15	20	20	20	20
Limiar de estimulação [mA]	1,5	1	1	3	2

4.3 Discussão dos resultados experimentais

Os ensaios em bancada, realizados de acordo com o Protocolo I, confirmaram a funcionalidade do marcapasso, o seu baixo consumo de energia e a possibilidade de variar seus parâmetros dentro das faixas desejadas, bem como a atuação adequada da sinalização para indicar o fim de vida das baterias e a operação assíncrona para o caso de *runaway*. A operação do WDT em simulação de falha de execução dos programas de controle e monitoração ficou também garantida, constatando-se a viabilidade dos aspectos básicos de segurança, necessários em estimulação cardíaca artificial, serem satisfeitos.

Com relação ao Protocolo II, os valores favoráveis de limiar de sensibilidade (Registros 1 e 2), e os valores do limiar de estimulação (no Registro 3), apresentaram valores semelhantes àqueles descritos (BAROLD, 1982) na fase aguda de implante do sistema cabo eletrodos em cães. Esses achados garantem confiabilidade no sistema desenvolvido porque significam possibilidade de respeito ao ritmo próprio (natural), bem como possibilitam constante e contínua capacidade de estimulação cardíaca. Arritmias cardíacas eventuais também deverão ser respeitadas e poderão ser tratadas (desde que reentrantes) com eficácia com base nos achados apresentados.

Em todos os processos de desfibrilação (Registros 4), houve retorno a operação do marcapasso. As observações relatadas referem-se às características individuais dos corações estimulados: alterações hidro-eletrolíticas, funcionais e condições autonômicas. Os resultados terapêuticos durante esses procedimentos demonstraram que não ocorreram danos funcionais ao sistema desenvolvido. Em prática clínica, nos serviços de emergência o procedimento de desfibrilação em portadores de disfunções do sistema de condução e marcapasso temporário são comuns. Tal proteção aos traumas causados por eletro-choque terapia (ECT) nos portadores de marcapasso temporário, confere a estes pacientes segurança terapêutica e isenta dos riscos de baixo fluxo cerebral agudo ocasionados por falha do estímulo artificial.

Os ensaios experimentais com cães permitiram uma avaliação *in vivo*, obtendo-se resultados satisfatórios e demonstrando também a efetiva garantia da operação no modo de demanda em ambiente ruidoso e a proteção contra descargas ou "choques" de desfibriladores.

A análise comparativa dos resultados provenientes da aplicação dos Protocolos I e II, proporcionaram conhecimentos tecnológicos estruturais básicos para o desenvolvimento e aplicabilidade de marcapassos temporários que credenciam futuras e promissoras pesquisas nesta área, capazes de ampliar largamente o espectro de dispositivos eletrônicos utilizáveis no campo médico.

5 CONCLUSÕES

O baixo consumo de energia, responsável pelo aumento da vida útil do marcapasso, foi consequência do *hardware* empregado, incluindo microcontrolador de baixíssimo consumo, uso de tecnologia CMOS, SMD, operacionais com polarização mínima, baixa tensão de alimentação e baixa frequência de *clock*. A escolha adequada do microcontrolador foi o principal responsável pela redução do consumo médio total, principalmente devido à sua capacidade de operar em baixa frequência e possuir o modo *sleep*, usado durante o intervalo de refratariedade, o que mantém o microcontrolador em *standby* durante boa parte do ciclo de estimulação, consumindo menos do que 3 μ A.

A monitoração capaz de detectar falhas do tipo *runaway* (coração estimulado no modo assíncrono e em frequência nominal) no microcontrolador, aumenta os níveis de segurança do sistema desenvolvido. Sabe-se que tal comportamento (*runaway*) proporciona graves riscos ao paciente.

A sinalização sonora ocorre em situações graves, por exemplo na operação assíncrona por disparo de frequência de estimulação ou disparo da frequência natural.

O estágio de detecção foi o que apresentou o maior grau de dificuldades de execução. Para a detecção do eletrograma ventricular sabia-se apenas, através das referências obtidas, que a frequência com ganho máximo era de 25 Hz. A banda de passagem para o projeto dos filtros só foi estabelecida após a realização de ensaios com marcapassos explantados e simulações em computador. Um aspecto importante a salientar é a não utilização em marcapassos implantados de um filtro específico para interferências de 60 Hz, mas um filtro passa-faixa com atenuação elevada nessa frequência. Com isso reduz-se tanto o consumo como o número de componentes do *hardware*. Cabe ainda ressaltar as dificuldades encontradas na escolha dos componentes para um adequado casamento de impedâncias entre as etapas do circuito de detecção.

Devido ao “elevado” consumo apresentado inicialmente pelo comparador projetado com amplificador operacional durante o tempo de transição, foi idealizado um comparador com porta lógica e *Schmitt-trigger*. A mesma filosofia foi usada no comparador que detecta o fim de vida das baterias.

Os transistores de chaveamento do circuito gerador de pulsos foram polarizados com os limiares mínimos necessários nas correntes de base. Isso se deu tanto para o ciclo de recarga quanto para a liberação de um pulso com amplitude máxima de 10 V ou 20 mA. O capacitor usado na descarga possui um valor intermediário de 22 uF, o que garante um bom compromisso entre os tempos de carga e descarga, bem como uma energia mais efetiva.

Os valores adotados para os parâmetros basearam-se em pesquisa nos modelos de marcapassos já existentes e na experiência relatada por engenheiros e clínicos que atuam diretamente em unidades de marcapassos. As faixas de atuação dos parâmetros envolvidos são amplas e demonstraram estar dentro das tolerâncias determinadas pela Norma Técnica pertinente (IEC 601-2-31).

O desenvolvimento de um protótipo de Marcapasso temporário com componentes em SMD proporcionou redução significativa no tamanho, peso e duração das baterias, não encontrada nos modelos atuais, além de garantir-se uma grande precisão dos parâmetros dentro da faixa permitida de variabilidade das baterias.

As principais conclusões decorrentes deste trabalho podem ser resumidas em:

I - As especificações construtivas e operacionais básicas do marcapasso BioMP demonstraram a viabilidade técnica de sua concepção.

II - O baixo consumo de energia, peso e tamanho reduzidos do dispositivo desenvolvido podem representar aumento significativo da vida útil do marcapasso, fácil manuseio e mais conforto ao seu portador.

III - As propriedades de demanda e captura adequadas, o processo de desfibrilação nos ensaios *in vivo*, a operação em ambiente ruidoso, detecção e operação assíncrona no caso de disparo da frequência, proteção contra falhas no *software*, seleção do sinal natural por frequência, *slew-rate* e amplitude representam confiabilidade e segurança do sistema desenvolvido.

O modelo do marcapasso proposto é unicameral com modos de estimulação VVI e VOO. Entretanto, se desejado, para transformá-lo em um modelo sequencial ou de dupla câmara basta apenas duplicar os circuitos de detecção e de saída, bem como realizar algumas alterações no *software* do microcontrolador. Tais alterações provocarão um aumento pouco significativo no consumo médio total, já que o circuito de detecção com apenas dois operacionais consome em média 4 uA e o consumo do circuito de saída é praticamente dependente apenas da parte de geração dos pulsos de estimulação.

Futuros estudos complementares podem ser realizados no sentido do aprimoramento do algoritmos para a detecção, reconhecimento e controle de taquiarritmias, na comunicação por telemetria e no encapsulamento, todos necessários para um modelo implantável, bem como no estudo de sensores e algoritmos na correção da frequência cardíaca em marcapassos do tipo adaptativos. Estes estudos estão em aberto, pois desde o início da estimulação cardíaca pensava-se em corrigir automaticamente a frequência cardíaca conforme a necessidade metabólica do indivíduo portador de marcapasso. O primeiro Marcapasso *Rate Responsive* foi desenvolvido em 1986 e usava a vibração do corpo para adaptar a frequência cardíaca. Novas técnicas de adaptação da frequência estão sendo empregadas, baseado-se em parâmetros fisiológicos como pressão, temperatura, resposta evocada, impedância torácica, saturação de oxigênio, pH, etc., que possam, de maneira adequada, ser usados na correção da frequência cardíaca (FURMAN et al., 1996, SUTTON et al., 1991, ANDRIES, 1992, LAU, 1993, SCHALDACH, 1992). Porém, até agora nenhum sensor individualmente reproduz de maneira satisfatória as características cronotrópicas do nó sinoatrial. O que se procura é conjugar os sensores de forma a melhorar a correlação com a resposta natural. Portanto, a necessidade de atingir um modelo capaz de reproduzir as características do sistema cardíaco como um todo, abre ainda um vasto campo à pesquisa em marcapassos artificiais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDRIES, E.; BRUGADA, P.; STROOBANDT, R. **How to face "the faces" of cardiac pacing.** Londres, Kluwer Academic, 1992.
- BAROLD, S. S., MUGICA, J. **The third decade of cardiac pacing.** New York, Futura, 1982.
- FURMAN, S.; HAYNES, D. L.; HOLMES, D. R. **A practice of cardiac pacing.** New York, Futura, 1986.
- GARCÍA, J. R.; SOLANA S. B.; SAMARTÍN R. C.; CALABOZO R. G.; LÓPEZ D. G.; VALLEDOR L. N.; ROS J. O.; RODRÍGUEZ R. O.; GARCÍA J. S.; BUSTO A. R.; GARRIDO M. R. Informe sobre el estado actual y nuevas tendencias en la electroestimulación cardíaca. **Revista Española de Cardiología**, v.48, n.1, p.16-23, 1995.
- GEDDES, L. A. Historical highlights in cardiac pacing. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v.9, n.2, p.12-8, June 1990.

- GREATBATCH, W.; HOLMES, C.F. History of implantable devices. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v.10, n.3, p.38-41, Sept. 1991.
- GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. 8.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1992.
- LAU, C. **Rate adaptive cardiac pacing: single and dual chamber**. New York, Futura, 1993.
- MARTINELLI FILHO, M. **Cardiopatia chagásica crônica e síncope: aspectos clínicos e eletrofisiológicos**. São Paulo, 1992. Tese (Doutorado) Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.
- MICROCHIP. **PIC 16/17 Microcontroller data book**. Chandler, 1995/96.
- NETTER, F. H. **Heart**. New York, CIBA, 1969. 5v. (The CIBA Collection of Medical Illustration).
- PIMENTA, J. Utilização de marcapasso definitivo em cardiologia. **Revista da Sociedade Brasileira de Cardiologia do Estado de São Paulo**, v.1, n.1, p.34-9, jul./ago. 1991.
- SAKAMOTO, M. **Estudo de marcapassos cardíacos de demanda**. Campinas, 1992. Monografia (Trabalho de Formatura) Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Campinas. /xerocopiado/
- SCHALDACH, M. **Electrotherapy of the heart**. New York, Color Press, 1992.
- SUTTON, R.; BOURGEOIS, I. **The foundations of cardiac pacing**. New York, Futura, 1991. v.1: an illustrated practical guide to basic pacing.
- TSUZUKI, S. **Marcapasso cardíaco implantável: resultados de sua fabricação e aplicação no bloqueio átrio-ventricular total**. São Paulo, 1975. 73p. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.

BOLETINS TÉCNICOS - TEXTOS PUBLICADOS

- BT/PEE/93-01 - Oscilador a HEMT - 10 GHz - FÁTIMA S. CORRERA, EDMAR CAMARGO
- BT/PEE/93-02 - Representação Senoidal da Voz através dos Polos do Filtro Preditor - MARCELO B. JOAQUIM, NORMONDS ALENS
- BT/PEE/93-03 - Blindagens por Grades Condutoras; Cálculo do Campo Próximo - LUIZ CEZAR TRINTINALIA, ANTONIO ROBERTO PANICALI
- BT/PEE/93-04 - Sistema de Otimização e Controle de Produção em Minas de Pequeno e Médio Porte - TSEN CHUNG KANG, VITOR MARQUES PINTO LEITE
- BT/PEE/94-01 - Determinação das Frases de Aplicação Forense para o projeto NESPER e Tese de Mestrado IME/94, com Base em Estudos Fonéticos - MARCONI DOS REIS BEZERRA, EUVALDO F. CABRAL JÚNIOR
- BT/PEE/94-02 - Implementação e Teste de uma Rede Neural Artificial do Tipo KSON (Kohonen Self-Organizing Network) com Entradas Bidimensionais - MARCELO YASSUNORI MATUDA, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/94-03 - Transformada de Walsh e Haar Aplicadas no Processamento de Voz - ALEXANDRE AUGUSTO OTTATI NOGUEIRA, THIAGO ANTONIO GRANDI DE TOLOSA, EUVALDO F. CABRAL JÚNIOR
- BT/PEE/94-04 - Aplicação de Redes Neurais ao Problema de Reconhecimento de Padrões por um Sonar Ativo - ALEXANDRE RIBEIRO MORRONE, CRISTINA COELHO DE ABREU, EDUARDO KOITI KIUKAWA, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/94-05 - Tudo que se Precisa Saber sobre a Prática da FFT - Transformada Rápida de Fourier (Inclui Software) - ROGÉRIO CASAGRANDE, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/94-06 - A Survey on Speech Enhancement Techniques of Interest to Speaker Recognition - CELSO S. KURASHIMA, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/94-07 - Identificação de Pulsos Decádicos em Linhas Telefônicas - ANTONIO P. TIMOSZCZUK, MÁRCIO A. MATHIAS, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/94-08 - Implementação e Teste de Filtros do Tipo Adaptativo e "Notch" para a Remoção de Interferência de 60 Hz em Sinais de Eletrocardiograma - FLÁVIO ANTÔNIO MENEGOLA, JOSÉ AUGUSTO DE MATTOS, JOSÉ GOMES G. FILHO, SIDNEY SILVA VIANA, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/94-09 - Compressão de Sinais de Voz utilizando Transformadas de Karhunen-Loève, Fourier e Hadamard - IVAN LUIS VIEIRA, LUIZ FERNANDO STEIN WETZEL, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/94-10 - "Ray Tracing" Paralelo - EDUARDO TOLEDO SANTOS, JOÃO ANTONIO ZUFFO
- BT/PEE/94-11 - Implementação de uma Ferramenta Posicionador para "Gate-Arrays" Tipo Mar de Portas - JORGE W. PERLAZA PRADO, WILHELMUS A. M. VAN NOIJE
- BT/PEE/94-12 - Tudo que se Precisa Saber Sobre a Teoria da FFT - Transformada Rápida de Fourier - FÁBIO LUÍS ROMÃO, REINALDO SILVEIRA, ROGÉRIO CASAGRANDE, EUVALDO CABRAL JR.
- BT/PEE/94-13 - Análise do Ruído Sonoro em uma Sala de Aquisição de Amostras de Som com Microcomputador - FÁBIO LUÍS ROMÃO, REINALDO SILVEIRA, EUVALDO CABRAL JR.
- BT/PEE/94-14 - Cor: Aspectos Relevantes para Visualização de Dados - SÍLVIA DELGADO OLABARRIAGA
- BT/PEE/94-15 - Projeto de Filtros Digitais IIR com Fase Aproximadamente Linear Utilizando Redução de Ordem - IVAN F. J. RODRIGUES, MAX GERKEN
- BT/PEE/94-16 - GERA-FILTRO: Sistema para Projeto Automático de Filtros Digitais "IIR" (da especificação em alto nível ao leiaute do "ASIC") - RICARDO PIRES, JOSÉ VIEIRA DO VALE NETO
- BT/PEE/94-17 - Redes Neurais Artificiais Aplicadas à Identificação de Pulsos Decádicos em Linhas Telefônicas - ANTONIO P. TIMOSZCZUK, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/95-01 - Estudo Comparativo de Métodos de Cálculo da Frequência Fundamental - MARCOS COSTA HUNOLD, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/95-02 - Combinando Técnicas de Redes Neurais Artificiais e Informações de Excitação no Reconhecimento Automático do Locutor - ANDRÉ BORDIN MAGNI, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/95-03 - Utilização de Redes Neurais Artificiais para Detecção e Identificação de Falhas em Circuitos - MÁRCIO YUKIO TERUYA, ROBERTO AMILTON BERNARDES SÓRIA, EUVALDO CABRAL JR.
- BT/PEE/95-04 - Uso de Redes Neurais Artificiais no Reconhecimento de Locutores no Domínio Temporal - BENEDITO JOSÉ BARRETO FONSECA JÚNIOR, EUVALDO CABRAL JÚNIOR
- BT/PEE/95-05 - Projeto de Filtros Passivos e Ativos em Técnicas de Circuitos Integrados de Microondas - DAVID VIVEIROS JÚNIOR, DENISE CONSONNI
- BT/PEE/95-06 - Uma Análise de *Clustering* para as Frases de Projeto NESPER - RONALDO OLIVEIRA MESSINA, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/9507 - Controle com Estrutura Variável e Modos Deslizantes - Um Estudo para Aplicação em Controle Carga-frequência da Geração - JOSE PAULO F. GARCIA, JOCELYN FREITAS BENNATON
- BT/PEE/9508 - Recuperação das Margens de Ganho e de Fase para Sistemas de Fase Não Mínima por Realimentação da Saída - MARCO H. TERRA, VITOR M. P. LEITE
- BT/PEE/9509 - Sistema de Inspeção Óptica de Dispositivos Bi-Dimensionais - CASIMIRO DE ALMEIDA BARRETO, PEDRO LUÍS PRÓSPERO SANCHEZ
- T/PEE/9510 - Sistema de Partículas Uma Poderosa Técnica de Animação em Computação Gráfica - RENATO CURTO RODRIGUES, JOÃO ANTÔNIO ZUFFO
- BT/PEE/9511 - Efeito de Ruídos em Sinais de Voz Visualizados em Trajetórias Neurais de Kohonen - CELSO S. KURASHIMA, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/9601 - "Um Reconhecedor de Sinais Sonoros Utilizando LVQ" - ALEXANDRE TORNICE, EUVALDO CABRAL JR.
- BT/PEE/9602 - "Coleção Artificial Neural Networks: Uma Visão Geral dos Sistemas Neurais Artificiais de Stephen Grossberg" - CHIU HSIUNG HUANG
- BT/PEE/9603 - "Reactively-Sputtered TiN Formation Using a RF Magnetron System" - SÉRGIO PAULO AMARAL OSÓRIO, LUIZ SÉRGIO ZASNICOFF
- BT/PEE/9604 - Aspectos em Tradução de Linguagens Naturais Através de Redes Neurais Artificiais - CARLOS EDUARDO DANTAS DE MENEZES, EUVALDO F. CABRAL JR.
- BT/PEE/9605 - Implementação de Blocos Passa-Tudo Utilizando Realimentação de Erro - SÉRGIO JOSÉ CARNEIRO LEÃO, MAX GERKEN
- BT/PEE/9606 - Coleção *SANN groups* Redes Neurais Artificiais: A Rede Neural de Sakoe - ANDRÉ BORDIN MAGNI, EUVALDO F. CABRAL JR.

BT/PEE/9607 - Coleção *SAMI group* Redes Neurais Artificiais: A Rede Neural de Steinbuch - ROBERTO AMILTON
BERNARDES SÓRIA, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9608 - Desenvolvimento de uma Estrutura de Duplo Nível de Metal para a Confecção de Interconexões em Circuitos
Integrados - JOSÉ AUGUSTO DE ALENCAR PEREIRA, LUIZ CARLOS MOLINA TORRES
BT/PEE/9609 - Determinação de Parâmetros de Processo para Fotomáscara "Balzers" Utilizando Gerador de Padrões -
JORGE SEKI, MEGUMI SAITO
BT/PEE/9610 - Um Ambiente para Desenvolvimento de Sistemas Distribuídos - PEDRO F. ROSA, JOÃO A. ZUFFO
BT/PEE/9611 - Interpretações Teóricas do Funcionamento Cerebelar: Uma Revisão - MARCUS FRAGA VIEIRA, ANDRÉ FÁBIO
KOHN