

SISTEMA DE DETECÇÃO, AMPLIFICAÇÃO E AQUISIÇÃO DE POTENCIAIS PARA ANÁLISE DE ATIVIDADE ELÉTRICA CARDÍACA

M. Mazzetto¹, M. S. Oshiro², H. T. Oyama³, S. S. Furuie⁴ e A. A. Leirner⁵.

RESUMO -- Este trabalho descreve um sistema que permite o mapeamento da atividade elétrica cardíaca para a localização de focos ectópicos. Esta aplicação objetiva a remoção cirúrgica do foco para o tratamento de Taquicardia Ventricular Recorrente (TVR). O sistema desenvolvido permite a aquisição e análise simultânea de até 256 sinais elétricos detectados na superfície cardíaca (endocárdio ou epicárdio) durante um determinado período. O processamento dos sinais detectados permite a análise da onda de despolarização do miocárdio. Para operação, o conjunto de eletrodos devidamente conectados a cabos elétricos é ligado ao sistema que consiste de um *hardware* para o processamento dos sinais, uma placa de conversão analógico-digital (A/D), e um microcomputador para a visualização e análise dos sinais amostrados. Os testes realizados em cães demonstraram que o sistema desenvolvido pode ser utilizado em situações nas quais o volume de dados envolvidos exige alta velocidade de aquisição e processamento.

Palavras-chave: Mapeamento Cardíaco, Condicionador de Sinais

INTRODUÇÃO

A detecção de potenciais elétricos realizada diretamente na superfície do coração permite o estudo da despolarização e repolarização em condições normais, assim como anormais. Os primeiros registros deste tipo datam de 1913 (Ideker *et alii*, 1987), e nas três últimas décadas o mapeamento tem sido feito para a localização de regiões com atividade elétrica anormal, responsáveis pelas arritmias. Com algumas exceções, estes registros eram feitos utilizando um único eletrodo de contato. Para mapear a atividade elétrica do coração, tal eletrodo localiza-se no dedo do cirurgião a fim de que ele possa realizar a exploração ponto-a-ponto da superfície cardíaca, até que a seqüência de ativação cardíaca tenha sido determinada. Faz-se necessário uma incisão ventricular (ventriculotomia) para que o cirurgião tenha acesso ao mapeamento do endocárdio. Este método necessita de até 40 minutos, aproximadamente, para o mapeamento de toda a superfície cardíaca. Apesar da simplicidade, esta técnica apresenta limitações, sendo que a maior delas é que a seqüência de ativação a ser mapeada deve permanecer estável durante o período de exame. Por

¹ Engenheiro, Divisão de Bioengenharia - InCor - HCFMUSP

² Diretor de Desenvolvimento, AACD

³ Engenheira, Divisão de Bioengenharia - InCor - HCFMUSP

⁴ Diretor de Pesquisa e Desenvolvimento, Divisão de Informática - InCor - HCFMUSP

⁵ Diretor de Divisão, Divisão de Bioengenharia - InCor - HCFMUSP - Av. Dr. Enéas de C. Aguiar, No. 44 - 05403-000 - São Paulo - SP

exemplo, se a seqüência de ativação está sendo mapeada durante uma arritmia, e esta não se sustenta durante o período necessário para o mapeamento, então uma arritmia de morfologia idêntica deve ser reinduzida um número suficiente de vezes para completar o mapeamento. No entanto, nem sempre este procedimento é possível, o que impede, conseqüentemente, o mapeamento. Além disso, a manipulação do coração durante a utilização do eletrodo guiado pela mão pode causar mais alterações hemodinâmicas, por exemplo, ao levantar-se o coração para mapear a superfície posterior do ventrículo.

Uma outra proposta baseia-se no registro do mapeamento feito simultaneamente em todas as regiões, o que atenua ou mesmo elimina as limitações apresentadas anteriormente, uma vez que em um único batimento pode-se mapear a seqüência de ativação cardíaca. Desta forma, o mapeamento multicanal tende a ser menos agressivo ao paciente devido à curta exposição do paciente à arritmia e ao ato cirúrgico. Atualmente existem sistemas de mapeamento multicanal simultâneos, os quais têm sido usados para mapear seqüências de ativação que variam de batimento a batimento (Bakker *et alii*, 1983; Hoeks *et alii*, 1988; Mickelborough *et alii*, 1988). Estas técnicas têm sido utilizadas para o estudo do mecanismo responsável pela Taquicardia Ventricular Recorrente (TVR), para o mapeamento de um único complexo ventricular prematuro, assim como no mapeamento de seqüências de ativação variável durante a fibrilação atrial e ventricular, e também no estudo da Síndrome de Wolff-Parkinson-White.

Este trabalho apresenta um sistema desenvolvido para realizar o mapeamento simultâneo de até 256 pontos de ativação elétrica na superfície do coração. Este sistema é composto por dois conjuntos de eletrodos: uma "meia" de fixação para o mapeamento do epicárdio e um balão para o mapeamento do endocárdio do ventrículo esquerdo. O sinal elétrico captado pelos eletrodos é amplificado, filtrado e transferido para um microcomputador através de um conversor analógico-digital (A/D). Após digitalizados, os sinais podem ser analisados, selecionados e processados automaticamente, de forma que a onda de despolarização é detectada em todos os eletrodos.

MATERIAIS E MÉTODOS

O diagrama em blocos do sistema desenvolvido está ilustrado na Figura 1.

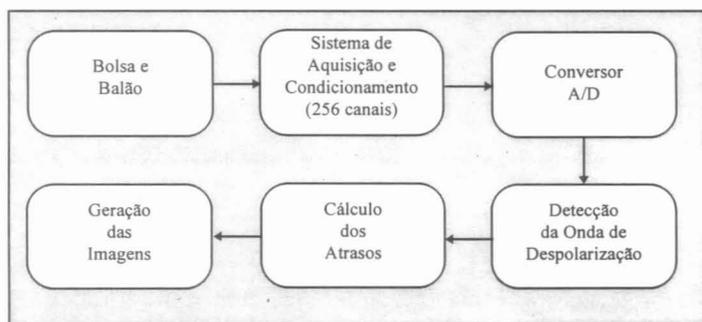


Figura 1. Diagrama geral do sistema desenvolvido.

Os sinais captados pelo conjunto de eletrodos são amplificados e digitalizados a uma taxa de 1.000 Hz por canal, utilizando um *hardware* dedicado. Uma vez digitalizados, os sinais são enviados ao microcomputador via DMA (*Direct Memory Access*), permitindo uma alta taxa de conversão. Os sinais de entrada são processados para a detecção da despolarização cardíaca, sinalizado pelo início do complexo QRS. A partir daí determina-se a seqüência temporal da ocorrência dos mesmos. Os atrasos relativos entre potenciais são utilizados para a geração de uma “tabela de atraso”, que é a base para os mapas de despolarização.

Foram realizados 5 experimentos “in vivo” em cães, com o objetivo de avaliação da operação e desempenho do sistema. Nestes experimentos, foi utilizada a “meia” com 128 eletrodos em cães com peso médio de 18 ± 3 kg.

Meia e balão

Os sinais elétricos da superfície cardíaca (endocárdio e epicárdio) são detectados por eletrodos, conforme já mencionado. A Figura 2 ilustra o balão e sua conexão à placa de pré-processamento. Para um estudo inicial, foram confeccionados 256 eletrodos, sendo 128 fixados em estrutura tipo meia e 128 em balão. Os eletrodos são confeccionados com prata, no formato esférico (diâmetro 1,5 mm), soldados a um cabo de aço inox (diâmetro 0,33 mm, impedância 60,3 Ω/m). O eletrodo de referência é posicionado na perna do paciente. Previamente à utilização, os eletrodos são curto-circuitados e permanecem em solução fisiológica por um período de 30 minutos, para diminuir o potencial de meia célula. Para a utilização do balão é necessário que o paciente esteja em circulação extracorpórea, já que o balão será introduzido no ventrículo através da válvula mitral e insuflado para estabelecer o contato elétrico.

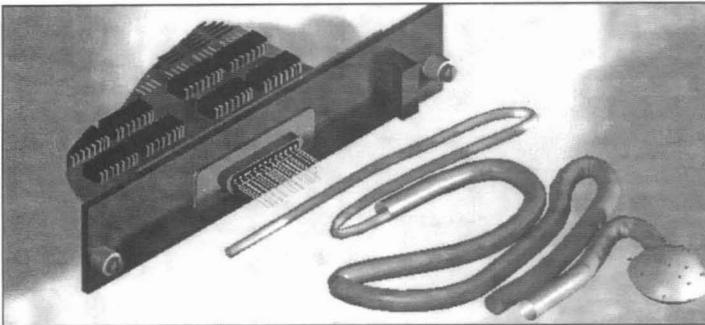


Figura 2. Balão e conexão à placa de pré-processamento.

Sistema de digitalização do sinal

A Figura 3 ilustra o diagrama em blocos dos circuitos que compõem o sistema desenvolvido. Para fins de discussão, podemos dividir o sistema em quatro módulos: pré-processamento, processamento digital, alimentação e conversão analógico-digital.

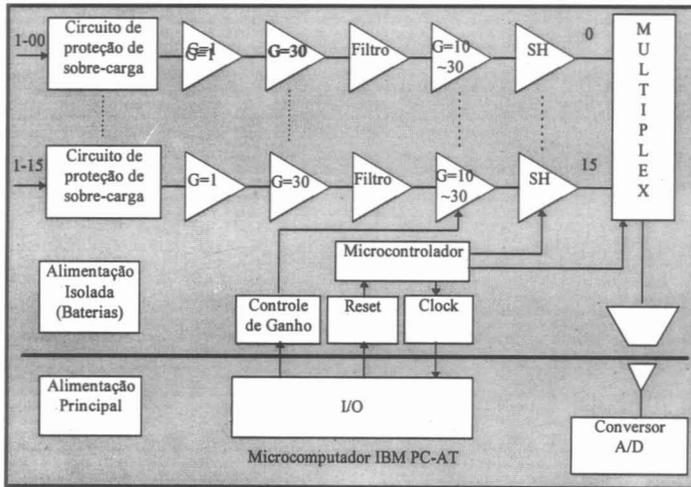


Figura 3. Sistema de digitalização do sinal.

Unidade de Pré-processamento -- Consiste de 16 placas de processamento analógico, cada qual composta por 16 canais de pré-processamento, num total de 256 unidades (Oshiro *et alii*, 1992). Os módulos desenvolvidos estão em contato com os eletrodos e, portanto, ligados ao paciente. Desta forma, devem ser protegidos contra os efeitos de descarga de desfibrilador e isolados eletricamente. O sistema de processamento analógico está de acordo com as normas da AAMI (*Safe Current for Electromedical Apparatus*), apresenta um *cross-talk* entre canais maior que 80 dB e uma corrente de polarização DC de entrada para cada amplificador menor que 10 nA (ANSI, 1985).

Cada unidade consiste em:

- Circuito de proteção de sobre-carga: este circuito é constituído de lâmpada neon para absorver a descarga de desfibrilador e diodos zener para limitar a tensão de entrada
- *Buffer* de entrada: para o casamento de impedância.
- Pré-amplificador de ganho 30: para evitar saturação na saída e fornecer uma alta resposta em frequência.
- Filtro passa-faixa, com frequência de corte inferior de 50 Hz e superior de 500 Hz: estas frequências foram definidas de forma a minimizar o efeito de *aliasing*, considerando a frequência de amostragem.
- Amplificador de ganho programável: controlado pelo microcomputador.
- Circuito de amostragem *sample-hold* (SH): tem a função de assegurar que o momento de amostragem seja o mesmo para todos os canais.
- Circuito multiplexador de 16 canais (MUX).
- Amplificador isolador de alta tensão, com tensão de ruptura em 8 kV.

Processamento Digital -- A placa de controle e interface do sistema, conforme ilustra a Figura 4, contém um microcontrolador da linha PIC®, cinco circuitos comparadores e três foto-acopladores. O microcontrolador gera os sinais de controle para o multiplexador analógico, para o circuito de *sample-hold* e o pulso de *trigger* para o microcomputador. Devido às características da placa de conversão analógico-digital (A/D), o sinal de *trigger* deve ter uma largura de pulso máxima de 1 μ s. Para transmitir os sinais de controle entre o microcontrolador e o microcomputador são utilizados três foto-acopladores. Estes componentes respondem a sinais de máxima largura de pulso de 4 μ s. Para contornar este problema, gerou-se um sinal A' (Figura 5), que é transmitido para o sistema não isolado, e este sinal dispara um monoastável, que gera o sinal de *trigger*.

Alimentação -- O sistema é alimentado por duas fontes: uma flutuante e outra não isolada. A alimentação flutuante se dá por duas baterias recarregáveis com autonomia de 8 horas de uso contínuo. Esta abordagem apresenta um menor custo de implementação do que um conversor DC-DC, sendo menos susceptível a interferência de 60 Hz.

Conversão Analógico-Digital (A/D) -- O circuito de conversão analógico-digital (A/D) é constituído de uma placa comercial de 16 canais, 12 bits - 250 kHz DT2821 (Data Translation, 1990), conectada a um microcomputador IBM® PC-AT. Os sinais amostrados são transferidos ao microcomputador via um dos canais de DMA.

Processamento do sinal.

Devido à necessidade de grande velocidade de aquisição e grande volume de dados, optou-se por desenvolver um programa de aquisição capaz de mostrar até 10 segundos de sinal em 256 canais com taxa de amostragem de 1.000 Hz. Os dados são armazenados em arquivo em um disco virtual de memória RAM. Este procedimento permitiu o processamento independente do sinal eletrocardiográfico e aquisição de dados.

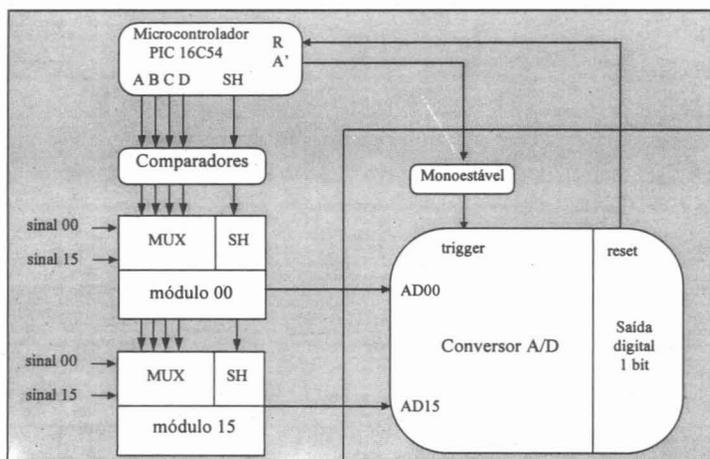


Figura 4. Diagrama geral do circuito de controle.

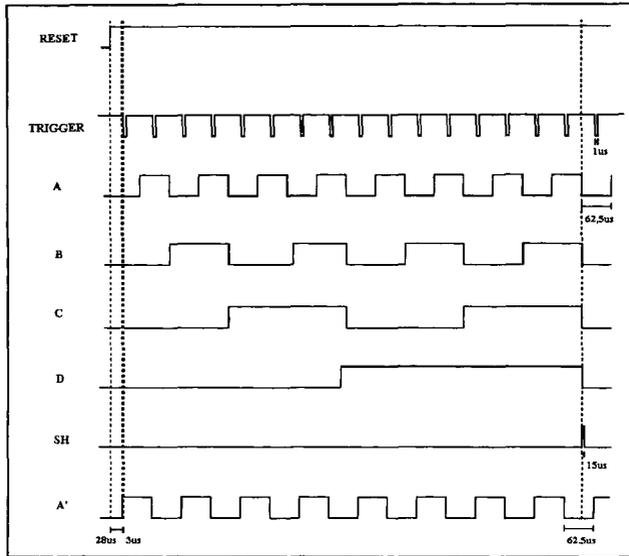


Figura 5. Diagrama de tempos.

Após a digitalização os dados são mostrados no monitor de vídeo. A visualização automática dos sinais permite a seleção de trechos de sinal ou segmento completo de dados do canal com maior relação sinal-ruído. Cada tela mostra 8 canais correspondentes a qualquer módulo amplificador.

Outras características do programa permitem:

- Exclusão de canais que eventualmente apresentem ruídos ou artefatos de processamento do cálculo de atraso da onda de despolarização.
- Visualização de trechos do sinal em modo aumentado (*zoom*).
- Cálculo da diferença entre dois sinais quaisquer captados, simulando por *software* a aquisição bipolar ou diferencial.
- Os valores digitalizados correspondentes a um determinado canal são armazenados em código ASCII e podem, portanto, serem utilizados por outros aplicativos.

É a partir deste programa que é aplicado o algoritmo de detecção do evento de despolarização para cada canal amostrado. Isto é feito após a visualização de todos os sinais, escolha do trecho a ser processado pelo algoritmo e exclusão dos sinais que não apresentam qualidade satisfatória.

Após a seleção do segmento estacionário de sinal é feito o processo por algoritmo específico. Foram adaptados, para esta finalidade, alguns métodos originalmente desenvolvidos para a detecção de QRS em trechos de eletrocardiogramas convencionais. Dos métodos estudados, dois em particular puderam ser aplicados ao problema: Ahlstrom & Tompkins (1983), baseado no cálculo de

primeira e segunda derivadas, e Okada (1979), baseado em filtragem digital. Neste projeto, foi utilizado o método de Ahlstrom & Tompkins, mais veloz e, portanto mais apropriado para o processamento de 256 canais. Uma vez detectados os eventos associados à despolarização elétrica, o algoritmo determina o valor correspondente ao atraso da frente de onda em relação a um referencial distante.

RESULTADOS

A seguir, apresentamos alguns resultados obtidos nos testes em animais. Os dados apresentados foram obtidos em um mesmo experimento, com animal de peso de 17 Kg. As janelas apresentadas correspondem a um período de 2 segundos, e ao registro de 8 eletrodos distintos, localizados no átrio esquerdo.

A Figura 6 apresenta os sinais obtidos na situação de controle. Observa-se grande semelhança entre os vários canais. A Figura 7 ilustra os potenciais obtidos durante estimulação elétrica por marcapasso no modo frequência fixa em 90 batimentos por minuto (bpm). No canal 1 foram inseridas setas, indicando os estímulos artificiais. A Figura 8 ilustra uma arritmia induzida por marcapasso em alta frequência.

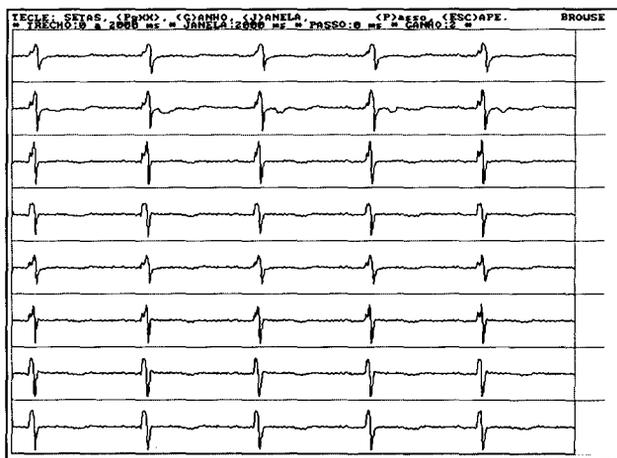


Figura 6. Registro das ondas de despolarização em condição controle.

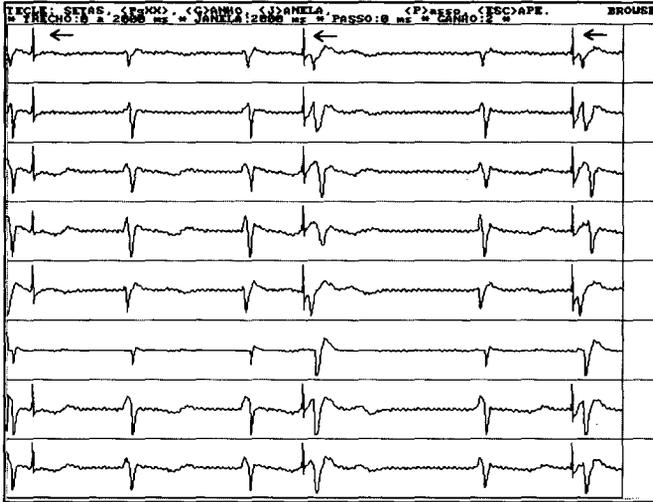


Figura 7. Registro da onda de despolarização com estímulo por marcapasso (seta).

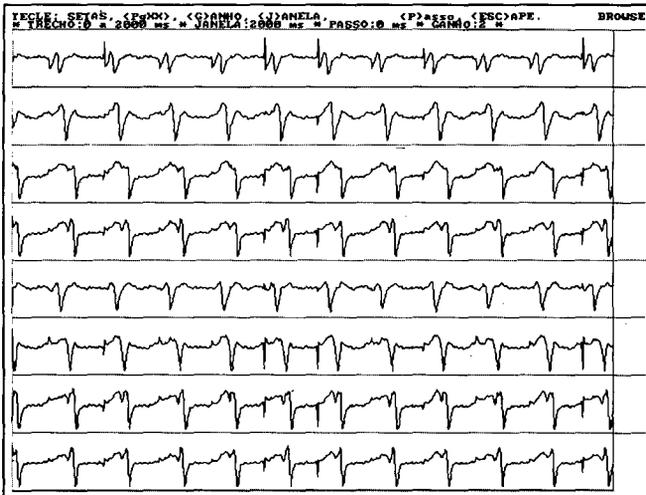


Figura 8. Arritmia induzida por marcapasso em alta frequência.

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os testes realizados demonstram o excelente desempenho do sistema em termos de fidelidade, velocidade e interação com o usuário. O sistema desenvolvido permite outras aplicações além daquela para a qual foi projetado. Investigações nas quais o coração isolado foi mapeado eletricamente poderão, em breve, ser realizadas em diversas doenças, permitindo estudar e eventualmente estabelecer um padrão de despolarização para certas alterações eletrofisiológicas. Existem ainda possibilidades de aplicações didáticas dos mapas de despolarização no ensino da eletrofisiologia cardíaca. A característica modular do *software* permite o aumento da capacidade de processamento e análise com a inclusão de novos aplicativos, de acordo com as necessidades.

Os exames realizados com este sistema são menos agressivo ao músculo cardíaco, evitando a ventriculotomia, diminuindo a manipulação do músculo, e com um menor número de arritmias induzidas durante o exame. Os mapas de despolarização são derivados de uma única morfologia, o que possibilita uma maior precisão na localização dos focos de arritmia.

Com o procedimento de preparação dos eletrodos, obtivemos uma melhora no contato dos eletrodos com o músculo cardíaco, assim como uma menor interferência do meio.

A multiplexagem dos 16 canais apresenta a vantagem de reduzir o número de isoladores analógicos de 265 para 16, com a redução de custos, e a diminuição da corrente de risco para o paciente.

A utilização de um microcontrolador no circuito de processamento digital apresenta grande confiabilidade em relação ao sincronismo dos sinais amostrados, número de componentes reduzido, facilidade para realizar alterações que venham a se tornar necessárias e flexibilidade de operação.

Uma limitação deste sistema é a impossibilidade de aquisição e análise de dados simultaneamente, devido ao número de canais e a elevada taxa de amostragem.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a desenhista industrial Gina H. Hamamoto pela sua colaboração na confecção dos desenhos, aos funcionários da Divisão de Informática (InCor - HC - FMUSP), aos funcionários da Divisão de Bioengenharia (InCor - HC - FMUSP), a Dra. Idágene A. Cestari, pelas sugestões e apoio e ao CNPq/PADCT/SINST pelo auxílio financeiro.

REFERÊNCIAS

- AHLSTROM, M. L. and TOMPKINS, W. J. (1983). "Automated High-speed Analysis of Holter Tapes with Microcomputers". *IEEE - Transactions on Biomedical Engineering*. v. 30, p. 651 - 657.
- ANSI (1985). "Safe Current Limits for Eletromedical Apparatus". Norma: American National Standard - ANSI, *AAMI*. v. 1, p. 275 - 293.

- BAKKER, J. M. T., JANSE, M. J., CAPELLE, F. J. V. and DURRED, D. (1983). "Endocardial Mapping by Simultaneous Recording of Endocardial Electrograms During Cardiac Surgery for Ventricular Aneurysm". *Journal of The American College of Cardiology*. v. 2, n. 5, p. 947 - 953.
- DATA TRANSLATION (1990). *Data Translation User Manual for DT2821 Series*.
- HOEKS, A. P. G., SCHMITZ, G. M., ALLESIE, M. A., JAS, H., HOLLEN, S. J. and RENEMAN, R. S. (1988). "Multichannel Storage and Display System to Record the Electrical Activity of the Heart". *Medical & Biological Engineering & Computing*. p. 434 - 438, July.
- IDEKER, R. E., SMITH, W. M., WOLF, P., DANIELEY, N. D. and BARTRAM, F. R. (1987). "Simultaneous Multichannel Cardiac Mapping Systems". *Pace*. v. 10, n. 3, p. 281 - 292.
- MICKELBOROUGH, L. L., HARRIS, L., DOWNAR, E., PARSON, I. and GRAY, G. (1988). "A New Intraoperative Approach for Endocardial Mapping of Ventricular Tachycardia". *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. v. 95, n. 2, p. 271 - 280.
- OKADA, M. (1979). "A digital Filter for the QRS Complex Detection". *IEEE - Transactions on Biomedical Engineering*. v. 26, p. 700-703.
- OSHIRO, M. S., FURUIE, S., MAZZETTO, M. e LEIRNER, A. A. (1992). "Potenciais Cardíacos Multiplexados em 256 canais: Condicionador de Sinais". *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*. Caxambu, Brasil, p. 104 - 106.

A SYSTEM FOR DETECTION, AMPLIFICATION AND ANALYSIS OF CARDIAC ELECTRICAL ACTIVITY

M. Mazzetto¹, M. S. Oshiro², H. T. Oyama³, S. S. Furuie⁴ and A. A. Leirner⁵.

ABSTRACT -- This paper presents a system designed for processing of up to 256 potentials recorded on the surface of the myocardium by a multielectrode array. Mapping of the electrical activity of the heart provides information for determining cardiac activation sequence or any disturbance on it caused by the existence of sites of abnormal conduction referred to as an ectopic focus. Determination of the exact site of an ectopic focus is essential during surgical procedures for recurrent ventricular tachycardia correction. The potentials detected are amplified, filtered and further digitized for processing and display by a dedicated software on a microcomputer system. Tests were performed in dogs and the results obtained showed that the system can be applied where fast gathering and processing of information from the cardiac surface is required.

Keywords: Cardiac Mapping, Signal Conditioner

¹ Engineering, Bioengineering Division - InCor - HCFMUSP

² Development Director, AACD

³ Engineering, Bioengineering Division - InCor - HCFMUSP

⁴ Research and Development Director, Informatics Division - InCor - HCFMUSP

⁵ Division Director, Bioengineering Division - InCor - HCFMUSP, Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar 44 - 05403-000 - São Paulo - SP