

## SISTEMA PARA A EXTRAÇÃO E ANÁLISE NÃO INVASIVA DE POTENCIAIS TARDIOS VENTRICULARES

por

P.R.C.ALCOCER<sup>1</sup>, C.PINHO<sup>2</sup> e J.W.M.BASSANI<sup>3</sup>

**RESUMO** – O estudo mais aprofundado da ativação elétrica do tecido cardíaco ventricular levou a observação de potenciais de baixa amplitude e curta duração durante a fase isoelétrica do segmento S-T do Eletrocardiograma (ECG). A ocorrência destes potenciais, chamados de Potenciais Tardios Ventriculares (PTV) parece estar fortemente correlacionada a uma grande incidência de arritmias ventriculares complexas e de modo geral à condição de alto risco, inclusive de morte súbita. No presente trabalho foi desenvolvido um sistema para a extração do PTV baseado na técnica de promediação do segmento S-T do ECG. Uma análise temporal permite a parametrização do PTV possibilitando o estabelecimento de critérios de positividade para uso clínico. O sistema encontra-se em uso no Hospital das Clínicas da Universidade Estadual de Campinas, Brasil.

### INTRODUÇÃO

Recentemente estudos experimentais e clínicos têm levado à observação de potenciais de baixa amplitude (1 a 40  $\mu$ V) e curta duração (8 a 16 ms) durante o segmento S-T do Eletrocardiograma (ECG) em pacientes propensos a arritmias ventriculares. Esses potenciais, na forma de atividade elétrica fracionada com múltiplos picos (El-Sherif, 1977), ocorrem tardiamente no período isoelétrico que segue a despolarização ventricular e por isto têm sido referidos como Potenciais Tardios Ventriculares (Fontaine, 1978). Os PTV parecem possuir como substrato anatômico regiões ventriculares nas quais as fibras cardíacas estejam separadas por tecido conjuntivo, como ocorre ao redor de regiões infartadas (Gardner et al, 1982).

---

<sup>1</sup>-Aluno do Programa de Mestrado da Faculdade de Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Biomédica - UNICAMP

<sup>2</sup>-Docente do Departamento de Clínicas Médicas da Faculdade de Ciências Médicas e Responsável do Setor de Arritmias do Hospital das Clínicas da UNICAMP

<sup>3</sup>-Docente e Pesquisador do Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP

Atualmente além da grande importância do estudo dos PTV como parte dos mecanismos geradores das arritmias ventriculares, tem sido demonstrado a existência de forte correlação entre a presença de PTV e o aparecimento de complicações arritmicas futuras em pacientes com diferentes patologias (e.g. aneurismas no ventrículo, infarto do miocárdio, doenças das artérias coronárias)(Rozanski et al, 1981; Breithardt et al, 1982; Gomes et al,1985).

Esses achados, aliados a alta correlação da presença de PTV com o aumento de risco de arritmias severas e morte súbita, têm motivado a pesquisa e a utilização clínica das informações sobre ocorrência de PTV obtidas por métodos não invasivos (Garan e Ruskin, 1982; Simson et al, 1983).

Visando a pesquisa em geral e o apoio diagnóstico não invasivo principalmente em pacientes acometidos de infarto do miocárdio, desenvolvemos um sistema de instrumentação para extração de PTV do segmento S-T do ECG convencional. O sistema é composto por um amplificador portátil para ECG, acoplado a um microcomputador da linha PC-XT, equipado com placa de conversão A/D e com um software desenvolvido especialmente para o processamento e parametrização dos PTV. Neste trabalho apresentamos o método de parametrização e de análise temporal dos PTV e a instrumentação desenvolvida para aplicação clínica.

## DESCRIÇÃO E METODOLOGIA

A figura 1 ilustra o sistema desenvolvido para captação e processamento de Potenciais Tardios. Eletrodos (Ag-AgCl, não descartáveis) são conectados ao paciente (bloco A e A") conforme as derivações bipolares de Frank (X = quarto espaço intercostal nas linhas médio axilares direita e esquerda (X +), Y = primeiro e quinto (Y +) espaço intercostal na linha médio clavicular esquerda, Z = terceiro espaço intercostal anterior (Z +) e posterior)(Simson, 1981). Os sinais captados são conduzidos ao amplificador (Bloco B) por meio de cabos blindados. As principais características do amplificador são : 3 canais diferenciais independentes, ganho variável (650 - 4000), desvio de zero ajustável no estágio de saída, isolação óptica na saída, alimentação por baterias (6 x 1.5 V e 1 x 9 V), alta impedância de entrada ( $10^{12}$  Ohms) , CMRR > 90 dB e faixa de passagem de 0.5 a 250 Hz, incluindo-se um filtro "notch" de 60 Hz) (Alcocer e Bassani, 1990).

As saídas do amplificador são conectadas a um microcomputador (compatível com o IBM-PC-XT) (Bloco F), com "clock" de 8 MHz, memória RAM de 640 Kbytes, monitor de fósforo verde com placa CGA ("Color Graphics Adapter"), co-processador aritmético, por meio de uma placa de conversão A/D (fab. Lynx Ind. e Com. Ltda., mod. CAD 10/26) de 16 canais de conversão, 10 bits e frequência máxima de aquisição de 40 KHz/canal) (bloco E). A operação da placa é controlada pelo software desenvolvido (Bloco D). O software (linguagem BASIC com rotinas em ASSEMBLY) além de controlar o processo de captação e apresentação dos sinais em tela (monitoração), possibilita o armazenamento dos dados em disco (bloco G) e a impressão de relatórios sobre os exames (Bloco H).

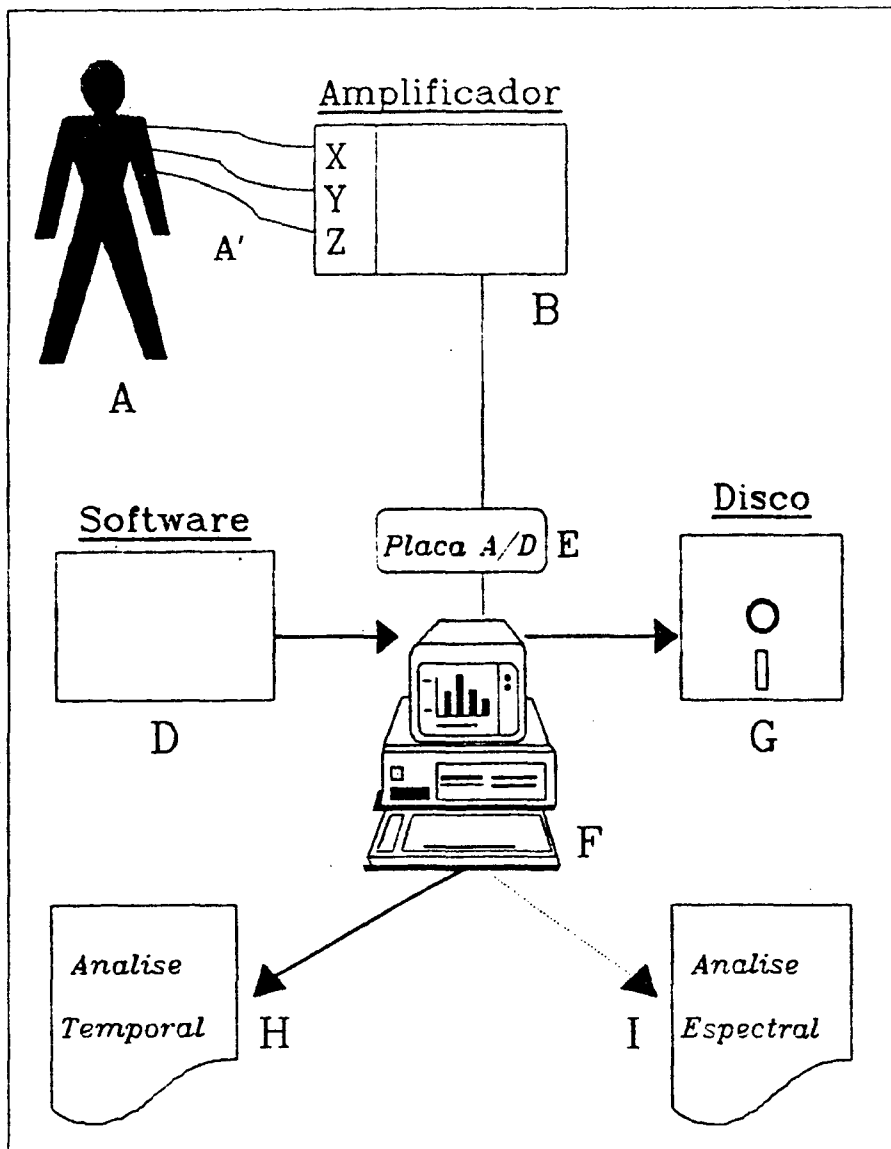


Figura 1 - Sistema para captação do Potencial Tardio Ventricular do segmento S-T do eletrocardiograma.

### Processamento e parametrização da PTV -

A figura 2 ilustra o processamento efetuado. A primeira etapa consiste na promediação do sinal, captado a uma taxa de amostragem de 1 KHz (bloco 1). Nesta etapa é utilizado para sincronismo, a marcação do complexo QRS em tempo real. Para a detecção e

marcação do QRS é utilizado o algoritmo de Jiapu Pan,(1985), modificado para o presente trabalho.

Uma vez marcado o QRS, são promediados 150 pontos anteriores e 650 pontos posteriores ao ponto de sincronismo. A técnica de promediação é utilizada para melhorar a relação sinal-ruído e consiste na média síncrona de trechos de interesse do sinal. Uma propriedade importante da promediação é a redução do ruído aleatório após sucessivas somas sincronizadas, i.e., o seu estimador de média tende a zero (Nakamura, 1988). Como a relação sinal-ruído aumenta com o número de ciclos do ECG promediados, o sistema permite variar o número de ciclos captados (tipicamente 200).

Após a promediação é efetuada a filtragem bidirecional do sinal (bloco 3) em bandas passantes que podem ser selecionadas pelo usuário (25, 40 e 80 Hz) (Gomes, 1987). Este método de filtragem é usado para eliminação de oscilações amortecidas ("ringing") que podem ocorrer no final do QRS, prejudicando a parametrização do PTV (Simson, 1981). Os filtros digitais utilizados são de 4 polos, Butterworth, obtidos por transformação bilinear via utilitário MATLAB (fab. Mathwork Co.).

A filtragem é realizada em ordem crescente até um instante determinado dentro do complexo QRS e então é reinicializado em ordem decrescente até o mesmo instante. Em seguida calcula-se o chamado Vetor Magnitude (VM) (bloco 4) que é a transformação não linear dos sinais captados e promediados nas três derivações X,Y e Z (Simson, 1981). A expressão matemática para o Vetor Magnitude é apresentada a seguir :

$$Vm_i = \sqrt{X_i^2 + Y_i^2 + Z_i^2} \quad i = 0,1...N \quad (1)$$

onde N = número máximo de amostras de cada trecho.

Tem sido mostrado que o VM permite a detecção de amplitudes de alta frequência em qualquer derivação (Simson, 1981).

Após o cálculo do VM, os pontos correspondentes ao início e final do QRS são marcados automaticamente possibilitando a medida da duração do QRS (bloco 5). O sistema permite ao médico / pesquisador modificar essa marcação automática via teclado. O valor RMS do ruído é avaliado em seguida, tomando-se como trecho de cálculo o valor dos últimos 40ms de VM (bloco 6). De posse de VM e da marcação de início e fim de QRS, os parâmetros utilizados clinicamente são calculados e listados a seguir por ordem de importância :a) DurQRS (ms) - duração do complexo QRS, b) RMS-40 (uV) - valor RMS dos 40ms anteriores ao final de QRS e c) S.B.A. (ms) - duração dos Sinais de Baixa Amplitude (abaixo de 40 uV) presentes em VM anteriores ao final de QRS.

Um relatório completo é finalmente impresso para análise (bloco 7).

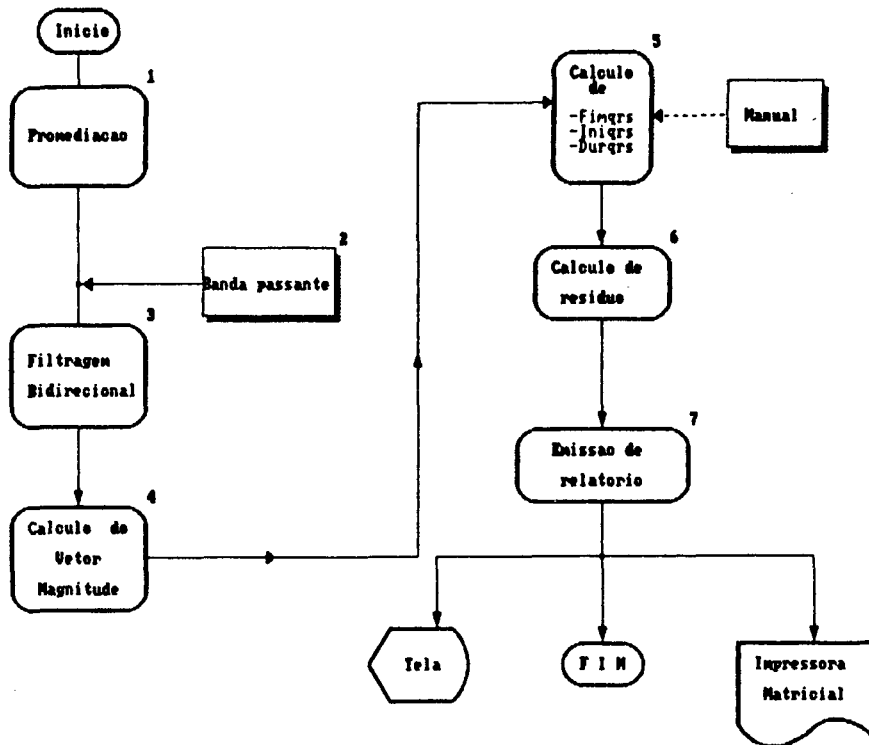


Figura 2 -. Diagrama para ilustração do processamento desde aquisição do sinal eletrocardiográfico até a impressão de relatório com a parametrização do PTV.

## RESULTADOS

A figura 3 ilustra um relatório completo obtido pelo sistema desenvolvido em impressora matricial convencional.

Além de um histórico com dados do paciente (figura 3,A), são apresentados os valores normais e encontrados para os parâmetros (figura 3,B) e o ECG obtido nas derivações X,Y,Z da forma convencional e ampliada em 5 vezes (figura 3,D). São também apresentadas as marcações de início e final do QRS (linhas verticais tracejadas) e a delimitação de 40  $\mu$ V (linha horizontal pontilhada). Como os critérios de positividade para PTV, aceitos na literatura, estabelecem valores diferentes dos parâmetros para cada faixa de filtragem escolhida (Gomes et

al, 1987), estes valores são apresentados separadamente no relatório (figura 3,B). A faixa de frequência usada é apresentada na figura 3,D (topo). Os asteriscos são colocados apenas como marcação da importância relativa dos parâmetros (4 asteriscos = mais importante, 1 asterisco = menos importante).

POTENCIAL TARDIO VENTRICULAR  
CEB/DEB - UNICAMP

**A**

PACIENTE	M J R A	IDADE	48	MEDIC 1	
ID	MJRA	SEXO	F	MEDIC 2	
DATA	01-01-1980	PESO	69	P Sís	0
HORA	14 12 14	ALTURA	* 1 62	P Dias	0

===== VALORES    NORMAIS    ===== ENCONTRADOS =====

FILTRO ==)            25 - 250 Hz    40 - 250 Hz    80 - 250 Hz            **B**

DurQRS [mS]	>	<	114	<	114	<	107	>	151	****
S.P.A. [mS]	>	<	38	<	38	<	42	>	49	*
RMS-40 [uV]	>	<	20	<	20	<	17	>	18.5	***

-----

PTV    PRESENTE            CONFIRMADO    POR

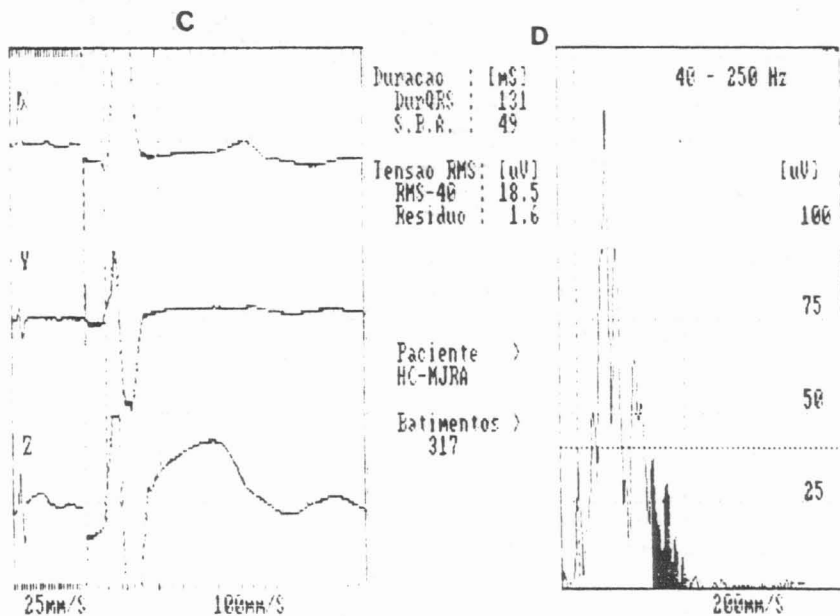


Figura 3 - Exemplo de saída gráfica do sistema desenvolvido. Observa-se os dados do paciente (A), a tabela de valores normais (B), as derivações X,Y,Z padrão e ampliadas (C), os parâmetros calculados e o Vetor Magnitude com o trecho final de 40 mS hachurado (D)

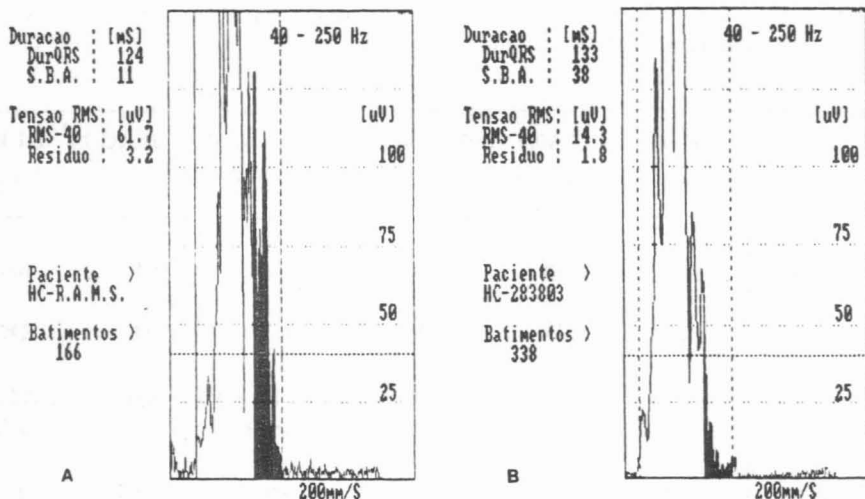


Figura 4 - Exemplos de saída da análise temporal realizada em dois pacientes. Observar os parâmetros DurQRS, S.B.A. e RMS-40 de acordo com a figura 3,B.

A figura 4 ilustra além da qualidade dos traçados finais obtidos para VM, as diferenças entre dois exames, um negativo (figura 4,A) e outro positivo (figura 4,B). Os indivíduos foram escolhidos aleatoriamente, apenas para ilustração, de um grupo considerado clinicamente normal (A) e de outro com alta probabilidade de ocorrência de PTV (B). Neste último grupo todos os indivíduos possuíam histórico de infarto agudo de miocárdio recente.

A tabela 1 ilustra algumas características de instrumentos existentes no mercado internacional para efeito de comparação com o sistema desenvolvido.

TABELA 1 Características comparativas entre instrumentos importados já existentes e o sistema desenvolvido no CEB/DEB -UNICAMP

	Predic- tor	ART 1200 EPX	Fidelity LP3000	Aerotel HIPEC	MAC-15 <sup>1</sup>	DEB CEB
Portátil	não	sim	não	não	não	não
Aliment.	AC	DC	AC	AC	AC	DC
Computa- dor	Compaq 286/386	Opcional	Opcional	Motorola 68000	n/d	PC-XT/ AT
Resposta Frequen.	0.05- 300 Hz	0.04- 300 Hz	n/d	0.05- 500 Hz	0.05- 300 Hz	0.5- 250 Hz
Ganho	250- 32000	500	n/d	n/d	n/d	650- 4000
CMRR	> 140	> 190	n/d	> 150	n/d	> 90
F.amost	2 Khz	1 Khz	n/d	1 Khz	1 Khz	1 Khz
Filtro	4 tipos	3 tipos	1 tipo	1 tipo	1 tipo	1 tipo
Vetor Magnit.	sim	sim	sim	sim	sim	sim
FFT	sim	sim	sim	n/d	sim	sim <sup>2</sup>
Impress	Laser	Laser	Termica	n/d	n/d	B&P

\* Dados obtidos de Corazonix Corporation, 1989 (modificado)

\*\* n/d = informação não disponível

1 Fabricante Marquette Co.

2 Módulo em fase final de implementação



## DISCUSSÃO

A análise comparativa do instrumento desenvolvido, com outros disponíveis no mercado internacional foi bastante animadora. Os traçados fornecidos por fabricantes internacionais (e.g. ART 1200, Corazonix Predictor) têm melhor contraste e definição por serem impressos por sistema Laser, que no Brasil ainda é excessivamente oneroso. No entanto a análise visual e paramétrica no instrumento desenvolvido não é comprometida, embora os resultados sejam obtidos em impressora matricial convencional. Na tabela 1 observa-se que o valor do CMRR está um pouco baixo comparativamente aos importados, o que pode ser facilmente aumentado com a utilização de componentes de melhor qualidade.

A resposta em frequência foi modificada para diminuir a flutuação da linha de base durante a captação (filtro passa-alta) sem alterar as características do sinal de ECG.

Como evolução do sistema apresentado, já está em fase final de implementação um novo módulo para análise no domínio de frequências, por meio da Transformada Rápida de Fourier (FFT). Este módulo deverá aumentar a potencialidade do sistema no apoio diagnóstico e nas suas aplicações em pesquisa.

## REFERÊNCIAS

- ALCOCER & BASSANI, (1990), Anais do II Congresso Português de Engenharia Biomédica, Aveiro, Portugal
- BREITHARDT, G., SEIPEL, L., OSTERMEYER, J. et al (1982), "Effects of antiarrhythmic surgery on late ventricular potentials recorded by precordial signal averaging in patients with ventricular tachycardia", American Heart Journal, vol.104, pag. 996-1003.
- EL-SHERIFF, N., SCHERLAG, B.J., LAZZARA, R., HOPE, R.R., (1977), "Reentrant ventricular arrhythmias in the late myocardial infarction period I. Conduction characteristics in the infarction zone", Circulation, vol.55, pag. 686-702.
- FONTAINE, G., FRANK, R., GALLAISHAMONNO, F. et al., (1978), "Eletrocardiographie des potentiels tardifs du syndrome de post-excitation ", Archives Mal. Coeur, vol. 71, pag. 854-864
- GARAN, H., and RUSKIN, J.N., (1982), "Association of continuous electrical activity and localized reentry: Proposed criteria for casual relationship", Circulation, vol.66, (suppl.II), pag. 79.
- GOMES, J.A. et al, (1985), "Quantitative analysis of the high-frequency components of the signal-averaged QRS complex in patients with acute myocardial infarction: a prospective study", Circulation, vol. 72, No.1, pag. 105-111
- GOMES, J.A. et al, (1987), "Optimal bandpass filters for time-domain analysis of the signal-averaged Eletrocardiogram", American Journal of Cardiology, vol.60, pag.1290-1298
- NAKAMURA M., NISHIDA S.e SHIBASAKI H., (1988), "Spectral properties of signal averaging and a novel technique for improving the signal-to-noise ratio", Journal of

Biomedical Engineering, vol. II, pag. 72-78

PAN, J. e TOMPKINS, W.J., (1985), "A real-time QRS detection Algorithm", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.BME-32-3, pag.230-236

ROZANSKI, J.J., MORTARA, D., MYERBURG, R.J. e CASTELLANOS, A., (1981), "Body surface detection of delayed depolarizations in patients with recurrent ventricular tachycardia and left ventricular aneurysm", Circulation, vol.63, pag.1172-1178

SIMSON, M.B., (1981), "Identification of patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction from signals in the terminal QRS complex",Circulation, vol. 64, pag. 235-242

SIMSON, M.B. et al, (1983), "Relation between Late Potentials on the body surface and directly fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardia", The american Journal of Cardiology, vol.51, pag.105-112.

## **A SYSTEM FOR EXTRACTION AND ANALYSIS OF VENTRICULAR LATE POTENCIALS**

**ABSTRACT** -- This paper describes a system for extraction and analysis of Ventricular Late Potentials from the S-T segment of electrocardiogram. The technique implemented for this purpose is the synchronous signal-averaging in order to improve the signal-to-noise ratio of that segment. The Simson method (1981), was implemented for the analysis and parameter measurements of the last 40 ms of the Magnitude Vector, determining the positivity criteria for clinical usage. The system is currently in use at the the Univesity Hospital - UNICAMP - Brasil.