

**MANUTENÇÃO DE DESFIBRILADORES/CARDIOVERSORES:  
Projeto de um Analisador Multiparametro**

por

Percy Nohama<sup>1</sup> & Maria Adélia Collier Farias<sup>2</sup>

**RESUMO** -- Este artigo apresenta o projeto de um Analisador de Desfibriladores-Cardioversores que afere múltiplos parâmetros: energia liberada, amplitude máxima e duração do pulso, tempo de subida da onda, atraso de sincronismo (em cardioversão) e a forma de onda da descarga desfibrilatória.

**INTRODUÇÃO**

A manutenção dos equipamentos eletromédicos constitui um dos graves problemas enfrentados pelas instituições médico-hospitalares do Brasil; por um lado devido à baixa qualidade dos serviços, prolongado tempo para atendimento e custo elevado, quando realizado por terceiros; e de outro, ao se implantarem equipes próprias, pela escassez de mão-de-obra especializada e disposta a trabalhar nas dependências hospitalares, bem como pela carência de instrumentos específicos para teste e calibração, produzidas por indústria nacional. A constatação dessa realidade motivou o desenvolvimento de um instrumento de teste, para ser inicialmente empregado no Centro de Engenharia Biomédica (UNICAMP), intitulado Analisador de Desfibriladores e Cardioversores (Nohana e Farias, 1989).

Inúmeros fatores determinam a eficácia do processo desfibrilatório (Crampton, 1980; Lake et alii, 1984). Destacam-se os seguintes: 1) a energia realmente liberada (Lown et alii, 1978) e que frequentemente é diferente do valor indicado no painel do desfibrilador (Ewy, Horan e Ewy M. D., 1972; Flynn et alii, 1972); 2) a forma de onda (duração, tempo de subida e amplitude máxima do pulso) (Detmer et alii, 1964; Sum e Dewhusrt, 1979); 3) o tipo de descarga (Wetherbee, 1988; Puglisi et alii, 1989); 4) a massa crítica miocárdica desfibrilatória (Zippes et alii, 1975); 5) a resistência transtorácica (Kerber et alii, 1981); e 6) o tamanho dos eletrodos (Thomas et alii, 1977). Além destes, a concentração iônica, os danos cardíacos anteriores, a temperatura, o tempo de fibrilação, são também fatores que determinam a eficácia do processo

---

<sup>1</sup>-Centro Fed. de Educ. Tecnológica do Paraná & PUC - Paraná (Caixa Postal 8629, Curitiba - Paraná, Brasil, CEP 80.000

<sup>2</sup>-Universidade Estadual de Campinas (Caixa Postal 6040, Campinas - SP, Brasil, CEP 13.081)

desfibrilatório. No entanto, em Clínica Médica, o procedimento de rotina limita-se em escolher a energia do pulso, que depende do peso do paciente ou tamanho da massa miocárdica, e da maneira de aplicação (transtorácica ou transventricular) (Nohana e Farias, 1989).

Analísadores de desfibriladores/cardioversores são instrumentos de teste destinados à aferição das características do pulso desfibrilatório. Podem ser classificados em: a) testadores (go-no-go), que simplesmente determinam a existência de uma descarga superior ao limiar pré-estabelecido e, b) medidores propriamente ditos, que medem, efetivamente, os vários parâmetros do pulso desfibrilatório. A maioria dos analisadores comerciais aplicam-se somente à manutenção (preventiva e corretiva), pois limitam-se a medir a energia liberada pelo pulso. Alguns são capazes de verificar a existência de sincronismo para o pulso de cardioversão. E de modo geral, apresentam uma saída para conexão de um osciloscópio, a fim de permitir uma análise mais minuciosa da forma de onda (Nohana e Farias, 1990).

### **O Analizador Desenvolvido**

Além de incluir os parâmetros convencionalmente aferidos por outros analisadores (energia, sincronismo e forma de onda), o instrumento desenvolvido mede, ainda, a duração (Geddes et alii, 1985) e o tempo de subida (Sum e Dewhurst, 1979) do pulso e sua amplitude máxima (Peleska, 1969). Procurou-se associar baixo consumo (utilização de componentes de tecnologia CMOS), portabilidade (alimentação a baterias comuns de 9V), precisão, facilidade de manuseio e baixo custo.

A figura 1 mostra o diagrama simplificado do instrumento, composto de seis blocos principais: 1) medidor de energia (MED), 2) medidor de pico de tensão (MPT), 3) medidor de duração de pulso (MDP), 4) medidor de tempo de subida (MTS), 5) testador de sincronismo (Tsinc) e 6) interface para osciloscópio.

O pulso desfibrilatório é acoplado ao Analisador via eletrodos de captação (duas placas de aço inox, com  $100 \text{ cm}^2$ ). Uma fração desse pulso, obtida por meio de uma rede atenuadora (divisor de tensão), é retificada e aplicada simultaneamente aos blocos MED, MTS, MDP, MPT (que fornecem a resposta desejada em um display LCD) e ao Tsinc (cujas resposta apresenta-se em um conjunto de LEDs). Uma fração não retificada do sinal de entrada é aplicada à interface com saída isolada para osciloscópio.

A rede atenuadora constitui um divisor de tensão resistivo, não indutivo, de  $50 \Omega$ , alta potência, que simula a impedância transtorácica. O bloco retificador atua com dupla função: primeiro, para permitir a medida da energia total do pulso (tanto DC quanto AC) e segundo, para tornar o instrumento independente da posição das pás desfibrilatórias. Foram utilizados diodos de baixa fuga para reduzir os efeitos de drift DC no integrador analógico. Por meio do seletor de funções, escolhe-se a função desejada, sendo possível, com uma única descarga, medir energia, amplitude máxima, duração (ou tempo de subida) do pulso, sincronismo de cardioversão e observar a forma de onda (via osciloscópio). O seletor de escalas permite a escolha da melhor faixa de leitura.

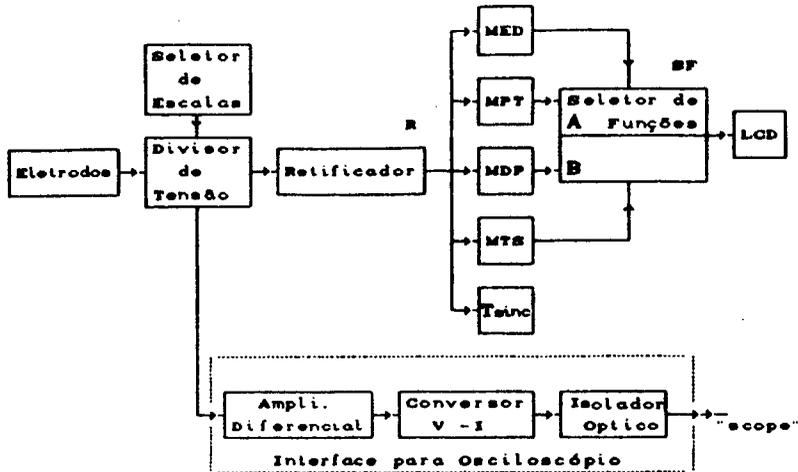


Figura 1. Diagrama de Blocos simplificado do Analisador.

## 2.1 O MED

O MED (figura 2) efetua medidas de energia até 1 kJ, em duas escalas (100 J, com resolução de 0,1 J e 1 kJ, com 1 J de resolução). Como a energia ( $\tau$ ) é dada por

$$\tau = k^2 \int_0^T \frac{v^2(t)}{R} dt \quad (2.1)$$

onde:

- k = fator de atenuação
- v = tensão de entrada já atenuada (V)
- R = 50 ( $\Omega$ )
- T = duração do pulso (s)

emprega-se um circuito de computação analógica para desempenhar tal função matemática. A rede função quadrática baseia-se em um circuito gerador de funções a diodos zener, que só atua em presença de sinal, reduzindo, por conseguinte, o consumo do instrumento. O integrador foi implementado com um OP AMP de características ótimas para a aplicação (corrente de

polarização inferior a 10 pA, offset de entrada menor que 2 mV e ajustável externamente, impedância de entrada de  $1\text{ T}\Omega$  ) e capacitor de integração com baixa fuga e absorção dielétrica.

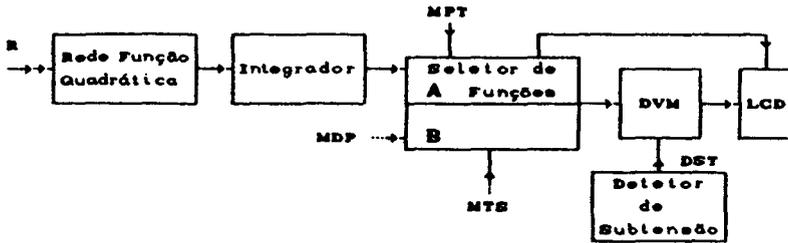


Figura 2. Diagrama de blocos do MED.

O sinal resultante passa por um DVM (voltímetro digital) para ser mostrado no LCD. Há ainda, acoplado ao DVM, um detector de nível de bateria, ajustado para indicar subtensão em 6 V.

## 2.2. O MPT

Como a amplitude máxima da onda desfibrilatória tem suas implicações fisiológicas relacionadas aos danos cardíacos (Peleska, 1969), importante se torna medi-la, já que pode estar alterada e perigosamente elevada, quiçá, em decorrência de um curto-circuito no indutor de amortecimento. O MPT mede pulsos de até 6 kV, em duas escalas: 1 e 6 kV.

A figura 3 ilustra o diagrama de blocos do MPT. Além do circuito detector de pico, foi preciso acrescentar um módulo de correção para eliminar os erros decorrentes da queda de tensão direta ( $V_f$ ) nos diodos da ponte retificadora e, conseqüentemente, melhorar a exatidão das medidas, em especial para sinais de baixa amplitude. O detector de pico implementado constitui-se de dois módulos, o primeiro dos quais caracteriza-se por um baixo tempo de aquisição e o segundo, por um tempo de retenção longo (possibilitando a medida de pulsos de curta duração e manutenção da resposta, no LCD, por um longo período).

O módulo de correção de  $2 V_f$  tem seu funcionamento baseado no seguinte

princípio: a cada descarga, gera-se uma amostra de tensão (correspondente à perda provocada), que é somada ao sinal deteriorado, para recuperação do sinal original. Mais detalhadamente, a cada descarga desfibrilatória, o sinal de entrada ( $V_i$ ) sofre uma redução de  $2V_f$ , ao passar pela ponte retificadora. Como há um atenuador para acoplamento do sinal ao circuito detetor de pico, as perdas originadas possuem uma magnitude de  $2V_f/k$ , onde  $k$  representa o fator de atenuação do alcance selecionado (1 ou 6 kV). O módulo de correção atua do seguinte modo: a cada descarga, o detetor de zero é ativado e gera um pulso quadrado, com 5 V de amplitude e duração dependente da largura do sinal de entrada. Este sinal é atenuado para  $2V_f/k$  e somado ao sinal deteriorado ( $V_R/k$ ), advindo pelo amplificador buffer, e resultando no próprio sinal de entrada do retificador ( $V_i$ ).

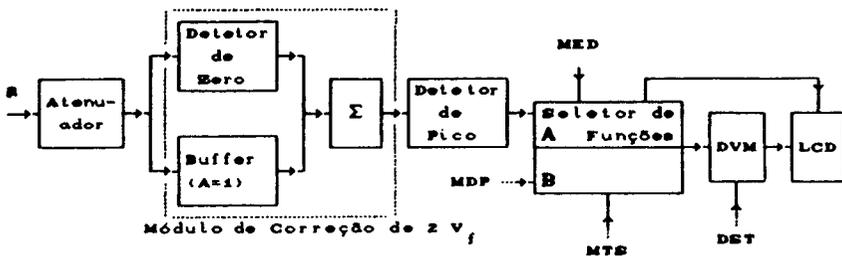


Figura 3. Diagrama de Blocos do Medidor de Pico de Tensão.

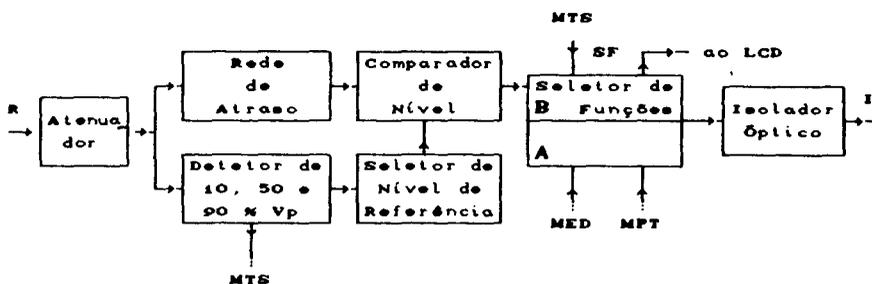
### 2.3 O MDP

Este bloco permite a determinação direta da duração da fração principal do pulso desfibrilatório, sem o emprego de um osciloscópio, fato bastante vantajoso, haja visto o custo de um osciloscópio com memória, equipamento fundamental mas não disponível na quase totalidade das equipes de manutenção do país.

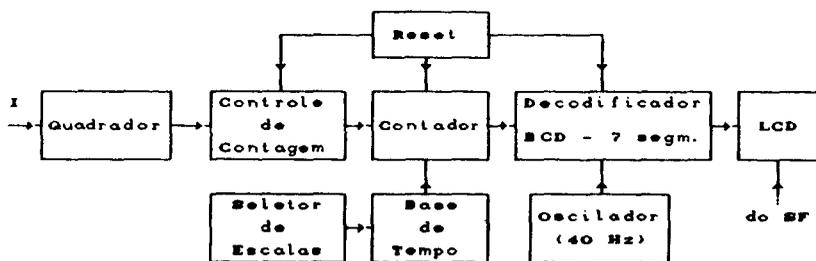
A faixa de medidas cobre a gama de valores estipulados pela norma ANSI DF-02, pois estende-se desde  $100\mu s$  a  $100ms$ , para  $Td_{10}$  ou  $Td_{50}$  (ANSI/AAMI, 1981).

A figura 4 ilustra o diagrama de blocos do MDP. O bloco principal dessa unidade do Analisador é a rede de atraso (obtida a partir de uma BBM de 1024 células), através da qual torna-se possível medir  $Td_{10}$  ou  $Td_{50}$  para pulsos de quaisquer amplitudes. A figura 4a mostra o

circuito de processamento analógico. O sinal de entrada, já retificado e atenuado, passa, por um lado, através de uma linha de atraso de 10 ms e, de outro (em tempo real), por um detetor de pico ajustado para fornecer 10 ou 50 % da amplitude máxima. Ambos os sinais são aplicados a um detetor de nível, cujo nível de comparação é dado por  $Td_{10}$  e  $Td_{50}$ , conforme a seleção desejada. O sinal resultante passa por um isolador óptico e um quadrador para, então, ser processado digitalmente (figura 4b). O circuito de controle do contador é formado por FFs e determina o período de contagem. A unidade de medida é definida pela base de tempo (10 ou  $100 \mu s$ ), tendo sido implementada com um oscilador a cristal de 1MHz. À saída do contador (BCD) conecta-se um decodificador BCD-7 segmentos, para acionamento do LCD. E por se tratar de LCD, empregou-se um decodificador especial, com alimentação simétrica, associado a um oscilador de baixa frequência (40 Hz), que proporciona a excitação AC dos segmentos. O sistema de reset é automático quando se liga o Analisador e manual, após cada medida.



(a)



(b)

Figura 4. Diagrama de Blocos do Medidor de Duração de Pulso: (a) etapa analógica de processamento e (b) etapa digital.

## 2.4. O MTS

Outro parâmetro considerado importante para sucesso desfibrilatório é o tempo de subida da onda (Sum e Dewhurst, 1979). À semelhança das ponderações feitas para o MDP, este bloco constitui uma unidade que permite a aferição direta do tempo de subida da onda ( $T_s$ ), dentro da faixa de  $100\mu s$  a  $10\text{ ms}$ , em duas escalas de resolução ( $10$  e  $100\mu s$ ). O princípio de funcionamento é o mesmo do MDP, contudo, a determinação de  $T_s$  é obtida com o auxílio de dois limiares:  $10$  e  $90\%$ . Por isso, emprega-se um comparador composto, do tipo de janela, que se mantém ativado durante o intervalo em que a amplitude do pulso ultrapassa a  $10$  mas ainda não atingiu  $90\%$  do pico.

## 2.5 O TSINC

A figura 5 é um diagrama de blocos do testador de sincronismo. Para tal, o complexo QRS do ECG (sinal de disparo) é simulado e o tempo de resposta (deflagração do pulso cardioversor) é medido. Para cada teste, é gerado um único pulso QRS e por motivos de ordem prática, sua liberação ocorre  $10\text{ s}$  após a colocação das pás do cardioversor sobre os eletrodos do Analisador. Este tempo pode ser ajustado pelo bloco de atraso inicial. Depois desse atraso, um MM de  $60\text{ ms}$  (gerador de pulso) gera um pulso que aciona a janela de tempo de comparação de sincronismo e excita o gerador de pulso triangular de  $60\text{ ms}$  (simulação do QRS). O pulso triangular passa por um amplificador (buffer) de saída e tem sua amplitude atenuada para  $1$  ou  $2\text{ mV}$  (níveis compatíveis com a entrada dos cardioversores). Há, ainda, uma saída de  $1\text{ V}$  para calibração.

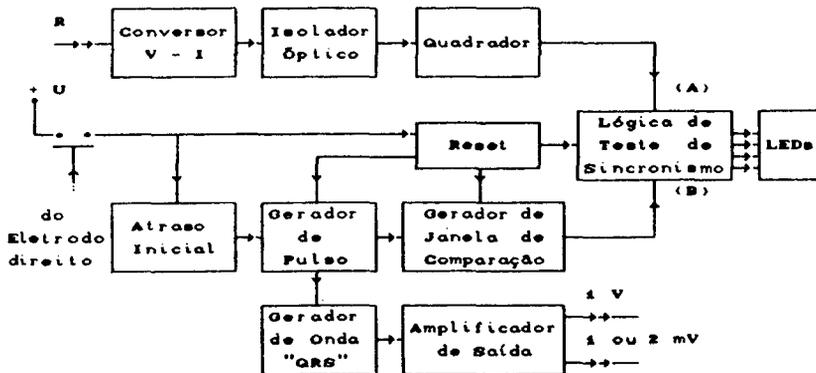


Figura 5. Diagrama de Blocos do Testador de Sincronismo.

O pulso fornecido pelo circuito janela de comparação delimita o intervalo durante o qual deve ocorrer o disparo do cardioversor, para satisfazer a condição de funcionamento correto. O pulso do cardioversor (A) e o sinal de comparação (B) são aplicados ao estágio denominado lógica para verificação de sincronismo. Antes, porém, de chegar a este estágio, o pulso de cardioversão é convertido em um sinal digital. Para isso, o conversor tensão-corrente excita um isolador óptico (que isola a etapa digital da entrada analógica, evitando, sobretudo, ruídos) e um quadrador. Quatro LEDs fornecem a indicação da condição de sincronismo. O LED que corresponde à condição sincronismo correto acende se o pulso do cardioversor ocorrer no intervalo de 40 ms (definido pela janela de comparação) após o ápice da onda triangular. Se o atraso for maior, o LED correspondente à condição falha de sincronismo por atraso é acionado. Quando o pulso do cardioversor precede ao pulso QRS simulado, a condição denominada falha de sincronismo por disparo instantâneo é estabelecida. E finalmente, o LED que sinaliza a condição inexistência de descarga fica aceso enquanto o cardioversor não produzir um pulso. Ao se retirarem as pás de sobre as placas do Analisador, o estágio lógica para verificação de sincronismo volta ao estado inicial (reset) e o bloco Tsinc está pronto para novo teste.

## 2.6. A Interface para o osciloscópio

Defeitos como bounce de relé, fugas no capacitor de descarga e erros na sincronização do cardioversor, podem ser avaliados através da forma de onda do pulso desfibrilatório, além de permitir análise de todos os parâmetros da onda. Por isso, incluiu-se essa interface para osciloscópio. Contudo, a fim de protegê-lo contra quaisquer transientes ou descargas inesperadas (lembrar-se que a amplitude do pulso desfibrilatório pode chegar a 5 ou 6 kV), optou-se por uma saída isolada. Inserido na figura 1, encontra-se o diagrama de blocos dessa unidade. Uma fração não retificada do sinal de entrada passa por um amplificador diferencial e ativa o LED de um isolador óptico (isolação de 7,5 kV), em cuja saída retira-se o sinal isolado e atenuado, nas escalas de 1:1000 ou 1:2000.

## RESULTADOS E CONCLUSÕES

Para avaliar a performance dos medidores de energia (MED) e de pico de tensão (MPT) foram realizados dois conjuntos de teste: o primeiro, mediante a aplicação de pulsos de onda quadrada, de baixa tensão, com duração e amplitude conhecidas (excluiu-se, neste caso, a rede atenuadora); e o segundo, por meio de pulsos produzidos por um desfibrilador/cardioversor comercial (Funbec DF-01). No primeiro caso, foram empregados pulsos com durações de 2 a 50 ms e amplitudes de 1,48 a 40 V. Para determinação da exatidão, os valores medidos pelo Analisador foram comparados com os valores teóricos. Na segunda bateria de testes, foram aplicados pulsos desfibrilatórios de até 450 J, e compararam-se os valores de energia indicados pelo DF-01 com os medidos pelo Analisador e ainda, com um Analisador Biotek QED-III.

Os medidores de tempo de subida (MTS) e duração do pulso (MDP) foram avaliados com pulsos desde  $50 \mu s$  até 100 ms, amplitude variável e formas de onda diversas.

Para testar a unidade de sincronismo, duas seqüências de testes foram realizadas: uma com gerador de pulsos e outra com um desfibrilador/cardioversor DF-01. Foram simuladas as condições previamente definidas e denominadas: sincronismo correto, falha de sincronismo por atraso e falha de sincronismo por disparo instantâneo. O analisador apresentou desempenho satisfatório na detecção do sincronismo.

De modo semelhante, foi testada a interface com saída isolada para osciloscópio.

A tabela I resume os resultados obtidos com os quatro medidores.

Tabela I. Desempenho dos medidores do Analisador.

MEDIDOR	DESEMPENHO
Energia Liberada	Exatidão < 2 % Drift < 1 %/min
Amplitude máxima	Exatidão < 4 % Drift < 1 %/min
Duração do Pulso	Exatidão < 2 % Resolução = 10 $\mu s$
Tempo de subida	Exatidão < 2 % Resolução = 10 $\mu s$

A manutenção preventiva de desfibriladores e cardioversores é imprescindível e frequentemente precisa ser realizada próxima do local de utilização dos instrumentos. Assim, as características de auto-suficiência e portabilidade tornam-se relevantes. O Analisador desenvolvido preenche tais requisitos, além de permitir a análise completa dos principais parâmetros, independente da existência de um osciloscópio com memória. Como é portátil, confeccionado com circuitos relativamente simples (o que acarreta em baixo custo de produção) e de fácil utilização, poderá vir a ser usado por várias equipes de manutenção do país. Mas apesar de suas inúmeras vantagens, iniciou-se uma outra versão, baseada em microprocessador, com a qual se pretende melhorar a precisão do Analisador, bem como implementar um display LCD gráfico (matriz de pontos), para mostrar a forma de onda desfibrilatória no próprio instrumento.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao corpo técnico do laboratório de engenharia biomédica do CEB-UNICAMP, bem como à CAPES, FINEP, PUC-PR e CEFET-PR pelo apoio recebido.

## REFERÊNCIAS

- ANSI/AAMI (1981). DF2 - American National Standard for Cardiac Defibrillator Devices.
- CRAMPTON, R. (1980). Accepted, Controversial and Speculative Aspects of Ventricular Defibrillation, *Progress in Cardiovascular Diseases*, vol. 23, n. 3, pp. 167-86.
- DETMER, R.A. et all. (1964). Ideal Waveform and Characteristics for Direct Current Defibrillators, *Surgical Forum*, vol. 15, pp. 249-51.
- EWY, G.A., HORAN, W.J. e EWY, M.D. (1972). Comparative Analysis of Direct Current defibrillators, *J. Electro- cardiology*, vol. 5, n. 4, pp. 349-54.
- FLYNN, C.J., FOX, F.N. e BOURLAND, J.D. (1972). Indicated and Delivered Energy by DC Defibrillators, *JAAMI*, vol. 6, pp. 323-4.
- GEDDES, L.A. et all. (1985). Fundamental Criteria Underlying the Efficacy and Safety of Defibrillating Current Waveforms, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, vol. 23, pp. 122-30.
- HINDS, M. et all. (1987). Comparison of Efficacy of Defibrillation with Damped Sine and Constant Tilt Current Waveforms in the Intact Animal, *Medical Instrumentation*, vol. 21, n. 2, pp. 92-6.
- KERBER, R.E. et all. (1981). Transthoracic Resistance in Human Defibrillation: Influence of Body Weight, Chest Size, Serial shocks, Paddle Size and Paddle Contact Pressure, *Circulation*, vol. 63, n. 3, pp. 676-82.
- LAKE, C.L. et all. (1984). Energy Dose and other Variables Possibly Affecting Ventricular Defibrillation during Cardiac Surgery, Anesthesia and Analgesia, vol. 63, pp. 743-51.
- LOWN, B. et all. (1978). The energy for Ventricular Defibrillation: too little or too much?, *The New England Journal of Medicine*, vol. 298, n. 22, pp. 1252-3.
- NOHAMA, P. e FARIAS, M.A.C. (1989). Instrumento para Avaliar Desfibriladores e Cardioversores, *RBE*, vol. 6, n. 2, pp. 64-70.
- NOHAMA, P. e FARIAS, M.A.C. (1990). Desenvolvimento de um Analisador de Desfibriladores/Cardioversores, Tese de Mestrado, DEB/FEE - UNICAMP, Campinas, SP, Brasil.
- PELESKA, B. (1969). Electric Impulse Therapy in Cardiac Tachyarrhythmias - Theoretical Principles and Clinical Aspects, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 16, n. 2, pp. 122-30.
- PUGLISI, J.L., SAVINO, G.V. e VALENTINUZZI, M.E. (1989). Defibrillation Thresholds with Multiple Pulses and Angular Leads, *RBE*, vol. 6, n. 2, pp. 569-76.
- SUM, C.M.A. e DEWHURST, D.J. (1979). Digital Cardiac Defibrillator Tester, *Med. & Biol.*

- Eng. & Comput., vol. 17, pp. 710-14.
- THOMAS, E.D. et al. (1977). Effectiveness of Direct Current Defibrillation: Role of Paddle Electrode Size, American Heart Journal, vol. 93, n. 4, pp. 463-7.
- WETHERBEE, J.N. et al. (1988). Sequential Shocks are Comparable to Single Shocks Employing Two Current Pathways for Internal Defibrillation in Dogs, PACE, vol. 11, pp. 696-703.
- ZIPPE, D.P. et al. (1975). Termination of Ventricular Fibrillation in Dogs by Depolarizing a Critical Amount of Myocardium, The American Journal of Cardiology, vol. 36, pp. 37-44.

**ABSTRACT** – Effective maintenance of medical devices, such as defibrillators and cardioverters, requires preventive maintenance and repair, which should be carried out in many instances near the hospital unit where the devices are being used. It was developed an analog-digital analyzer, which fulfills the requirements of a calibrating equipment. The analyzer is powered by ordinary batteries, portable, and special care was taken to avoid shock hazards (optically isolated output to oscilloscope). The analyzer measures the following parameters: energy, peak voltage, pulse width and rise time. An internal resistance of 50  $\Omega$  simulates the transthoracic impedance of human body. When a defibrillator pulse is discharged, the analyzer displays the selected parameter on a 3-digit LCD. To test cardioverters, the analyzer simulates the QRS complex and measures the response time. Four LED indicators display the cardioverter performance.