

INSTRUMENTO PARA AVALIAR DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES

P. Nohama* e M.A.C. Farias**

RESUMO -- O funcionamento de desfibriladores e cardioversores deve ser avaliado com frequência. Para tal, são necessários instrumentos de teste, relativamente simples que, no entanto, não são fabricados pela indústria nacional. Este trabalho descreve um analisador de desfibriladores e cardioversores capaz de medir a energia do pulso desfibrilatório e averiguar o sincronismo de cardioversores. O analisador funciona com baterias comuns e foi construído com componentes de baixo consumo de energia e que podem ser encontrados no mercado nacional. Os testes realizados demonstraram seu bom desempenho.

INTRODUÇÃO

A manutenção dos equipamentos eletromédicos constitui um dos graves problemas enfrentados pelas instituições médico-assistenciais do País; de um lado devido à baixa qualidade dos serviços, prolongado tempo para atendimento e custo elevado, quando realizados por terceiros; e de outro, ao se organizarem 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, produzidos por indústria nacional. A constatação desta realidade motivou o desenvolvimento de um instrumento de teste, para ser inicialmente usado pela Área de Engenharia Hospitalar do Centro de Engenharia Biomédica (UNICAMP), intitulado Analisador de Desfibriladores e Cardioversores.

Inúmeros fatores determinam a eficácia do processo de desfibrilação, como discutido por Crampton (1980) e Lake et alii (1984). Destacam-se os seguintes fatores: 1) a energia do pulso (Lown et alii, 1978); 2) a forma de onda e duração do pulso, como indicado por Detmer et alii (1964) e Hinds et alii (1987); 3) o tipo de descarga, segundo os estudos de Wetherbee et alii (1983) e Puglisi et alii (1988); 4) a massa crítica miocárdica para desfibrilação (Zipes 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, danos cardíacos anteriores, a temperatura, e o tempo de fibrilação também são fatores que determinam a eficácia do processo de desfibrilação. 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 (diretamente no coração ou aplicação externa através do tórax).

Os analisadores de desfibriladores e cardioversores são instrumentos de teste que aferem as características do pulso desfibrilatório (sobretudo a energia) e verificam a existência de sincronismo correto na liberação do pulso para reversão de arritmias (como taquicardia supraventricular e "flutter" atrial). Os analisadores possibilitam detectar e quantificar a degradação de desempenho de desfibriladores e cardioversores (como, por exemplo, a diferença entre a energia do pulso indicada pelo instrumento e a energia realmente liberada).

*Aluno do pós-graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica.

**Docente e pesquisadora do Deptº de Engenharia Biomédica (DEB)/FEE, e do Centro de Engenharia Biomédica, UNICAMP, Caixa Postal 6040, 13081, Campinas-SP, Brasil.

O ANALISADOR DE DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES

O analisador desenvolvido é alimentado a bateria (3 baterias comuns de 9 volts). A figura 1 é um diagrama simplificado do instrumento. O analisador compõe-se de três grandes blocos: 1) o medidor de energia (MEED), 2) o testador de sincronismo (Tsinc), e 3) uma interface com saída isolada para osciloscópio.

O pulso desfibrilatório é acoplado ao analisador via eletrodos de captação (2 placas). Uma fração da tensão do pulso, obtida por meio de um divisor resistivo (rede atenuadora), é retificada e aplicada de um lado ao bloco calculador de energia (MEED), que fornece a energia do pulso desfibrilatório num "display" tipo LCD (calibrado em joules); e de outro lado ao bloco testador de sincronismo (Tsinc), cuja função é verificar o sincronismo entre o complexo QRS (simulado) e o pulso do cardioversor. Uma fração não retificada do sinal de entrada possibilita a visualização da forma de onda na tela de um osciloscópio com memória (atenuação de 1.000 ou 2.000). O acoplamento é feito através de um isolador baseado em foto-acoplador (TIL 111) que necessita excitação unipolar. Um amplificador diferencial propicia o valor de polarização (2,5 V), em torno do qual varia o sinal de entrada.

A figura 2 é um diagrama em blocos do medidor de energia. O analisador foi projetado para medir até 1.000 J, em duas escalas (100 J com resolução de 0,1 J, e 1.000 J com 1 J de resolução). Os eletrodos são de aço inox, de 0,5 mm de espessura e 78,5 cm², adequados às dimensões das pás de todos os tipos de desfibriladores e cardioversores, cujos diâmetros variam de 8 a 12 cm). A rede atenuadora atenua o sinal de entrada em 150 e 50 vezes, quando o seletor está nas escalas de 1.000 e 100 J, respectivamente, e sua resistência de entrada é de 50 ohms ($\pm 5\%$), o que simula a impedância transtorácica. O bloco retificador (ponte de diodos) possibilita o cálculo da energia total do pulso desfibrilatório. Os diodos utilizados apresentam baixíssima corrente de fuga (menor que 10 nA) para evitar defeitos de "drift" no circuito integrador. Para reduzir o consumo, utilizou-se uma rede função quadrática baseada em um circuito gerador de função a diodos zener, e que só atuam em presença do sinal. A corrente de saída da rede, que mantém uma relação quadrática com a tensão do pulso de entrada, é aplicada à entrada de um integrador composto por um amplificador operacional (com corrente de polarização menor que 10 pA, tensão de "off set" menor que 2 mV e impedância de entrada de aproximadamente 1 M Ω) e capacitores de baixa fuga e absorção dielétrica. O circuito de saída, constituído por um "display" tipo LCD de 3 1/2 dígitos, requer um conversor A/D com saída em sete segmentos e tensão alternada para excitação. Isto se obteve com o emprego do circuito integrado ICL7106 (DVM). Por último, tem-se o bloco de detecção do nível das baterias, ajustado para indicar sub-tensão em 6 V.

A figura 3 é um diagrama em 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 do cardioversor) é medido. Para cada teste é gerado um único pulso "QRS" e por motivos de ordem prática, sua liberação ocorre 10 s após ter-se posicionado as pás do cardioversor sobre os eletrodos do analisador. Este tempo pode ser ajustado pelo bloco de atraso inicial. Depois deste atraso, um multivibrador monoestável de 60 ms gera um pulso que aciona a janela de tempo de comparação de sincronismo e excita o gerador de pulso triangular de 60 ms de duração (simulação do QRS). O pulso triangular passa por um "buffer" de saída e tem sua amplitude atenuada para 1 ou 2 mV, níveis apropriados para disparo de cardioversores. Há, ainda, uma saída de 1 V para calibração.

O pulso fornecido pelo circuito "janela de comparação" delimita o intervalo de tempo dentro do qual deve ocorrer o disparo do cardioversor, para sa-

tisfazer a condição de funcionamento (sincronismo) correto. O pulso do cardioversor (A) juntamente com o sinal de comparação (B) são aplicados ao estágio denominado "lógica para verificação de sincronismo" (constituído de circuitos lógicos seqüenciais). Antes de chegar a este estágio, o pulso do cardioversor é convertido de sinal analógico para digital. Para tal, uma fonte de corrente excita o LED de um foto-acoplador (que isola a parte digital da entrada, evitando sobretudo ruídos) e um bloco formatador da onda (quadrador). Quatro "displays" do tipo LED fornecem a indicação da condição de sincronismo. O LED que corresponde à condição "sincronismo correto" acende se o pulso do cardioversor ocorrer após o pico do pulso triangular (que corresponde à onda R) dentro do intervalo de aproximadamente 40 ms (definido principalmente pela janela de comparação). Se o intervalo for maior, o LED correspondente à condição "falha de sincronismo por atraso" é acionado. Quando o pulso do cardioversor precede o pulso "QRS", a condição denominada "falha de sincronismo por disparo instantâneo" é estabelecida. E finalmente, o LED que sinaliza a condição "inexistência de descarga" fica acesso até que ocorra um pulso do cardioversor. Ao se levantar as pás das placas, o estágio "lógica para verificação de sincronismo" volta ao estado inicial ("reset") e o bloco testador de sincronismo está pronto para novo teste.

RESULTADOS E CONCLUSÃO

Para aferir a exatidão do medidor de energia foram realizados dois conjuntos de testes: o primeiro, mediante a aplicação de pulsos de onda quadrada, de baixa tensão, com duração e amplitude conhecidas (neste caso excluiu-se a rede atenuadora); e o segundo, por meio de pulsos produzidos por um desfibrilador-cardioversor comercial (Funbec, modelo DF-01). No primeiro conjunto de testes, foram utilizados pulsos com duração de 2, 5, 10, 30 e 50 ms, e a amplitude variou no intervalo de 1,48 a 26,64 volts, em incrementos de 1,48 V. Para determinação da exatidão, os valores medidos pelo analisador foram comparados com os valores teóricos. No segundo conjunto de testes foram aplicados pulsos desfibrilatórios de até 450 joules, e comparou-se os valores de energia indicados pelo instrumento comercial com os medidos pelo analisador.

Os resultados obtidos mostraram que a exatidão do instrumento é de 4%.

Para testar a unidade de sincronismo, duas seqüências de testes foram feitas: uma com gerador de pulsos monopolares e outra com um desfibrilador-cardioversor (Funbec DF-01). Foram simuladas as condições previamente definidas e intituladas: sincronismo correto, falha de sincronismo por atraso, e falha de sincronismo por disparo instantâneo. O analisador apresentou desempenho perfeito na detecção do sincronismo. A figura 4 mostra um "QRS" simulado pelo analisador e a resposta que corresponde ao pulso cardioversor. A figura 5 apresenta a forma de onda do desfibrilador-cardioversor comercial, obtida por meio da interface com saída isolada.

A manutenção preventiva de desfibriladores e cardioversores é imprescindível, e freqüentemente precisa ser realizada próxima do local de utilização dos instrumentos. Assim, as características de portabilidade e auto-suficiência tornam-se relevantes. O analisador desenvolvido preenche tais requisitos. No entanto, para analisar a forma de onda do pulso desfibrilatório é necessário o uso de um osciloscópio com memória. Como já foi mencionado, inúmeros fatores, além da energia do pulso, determinam a eficácia da desfibrilação. Por isto, estão sendo implementados circuitos relativamente simples para medir a tensão máxima, a duração e o tempo de subida do pulso; e exibir os resultados em "displays" do tipo LCD. Em conclusão, o analisador desenvolvido apresentou desempenho adequado. Como é portátil, confeccionado com circuitos relativamente simples (o que acarreta baixo custo de fabricação), alimentado a bateria comum, e de fácil utilização poderá vir a ser usado por várias equipes de

manutenção de equipamentos médico-hospitalares. O projeto de uma outra versão, baseada em microcomputador, está sendo iniciado. Acredita-se que as duas versões serão muito úteis, e a escolha de utilização dependerá de inúmeros fatores, como por exemplo das rotinas a serem executadas.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Sra. Rosa M. Tase pelo serviço de datilografia, ao Eng^o Alexandre H. Hermini pelo apoio técnico, bem como à CAPES e à FINEP pelo apoio recebido.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- CRAMPTON, R. (1980), "Accepted, Controversial, and Speculative Aspects of Ventricular Defibrillation", *Progress in Cardiovascular Diseases*, Volume 23; Number 3, pages 167-186.
- DETMER, R.A., RAUSH, J., FLETCHER, E., e GORDON, A.S. (1964), "Ideal Wave Form and Characteristics for Direct Current Defibrillators", *Surgical Forum*, Volume 15, pages 249-251.
- HINDS, M., et all. (1987), "Comparison of the Efficacy of Defibrillation with the Damped Sine and Constant-Tilt Current Waveforms in the Intact Animal", *Medical Instrumentation*, Volume 21, Number 2, pages 92-96.
- 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*, Volume 63, Number 3, pages 676-682.
- LAKE, C.L., et all. (1984), "Energy Dose and Other Variables Possibly Affecting Ventricular Defibrillation During Cardiac Surgery", *Anesthesia Analgesia*, Volume 63, pages 743-51.
- LOWN, B., CRAMPTON, R.S., DeSILVA, R.A., GASCHO J. (1978), "The Energy for Ventricular Defibrillation - too Little or too Much?", *The New England Journal of Medicine*, Vol. 298, Number 22, pages 1252-1253.
- PUGLISI, J., SAVINO, G., FELICE, C., e VALENTINUZZI, M.E. (1988), "Defibrilador Angulo Temporal Controlado por Microcomputadora", VI Congresso Argentino de Bioingenieria, Abstracts, page 46.
- THOMAS, E.D., EWY, G.A., DAHL, C.F., e EWY, M.D. (1977), "Effectiveness of direct current defibrillation: Role of paddle electrode size", *American Heart Journal*, Volume 93, Number 4, pages 463-467.
- WETHERBEE, J.N., CHAPMAN, P.D., BACH, S.M., e TROUP, P.J. (1988), "Sequential Shocks are Comparable to Single Shocks Employing Two Current Pathways for Internal Defibrillation in Dogs", *PACE*, Volume 11, pages 696-703.
- ZIPES, D.P., et all. (1975), "Termination of Ventricular Fibrillation in Dogs by Depolarizing a Critical Amount of Myocardium", *The American Journal of Cardiology*, Volume 36, pages 37-44.

INSTRUMENT FOR TESTING THE PERFORMANCE OF DEFIBRILLATORS AND CARDIOVERTERS

ABSTRACT -- The performance of defibrillators and cardioverters should be evaluated frequently. In order to carry out this task, instruments for testing and calibration, which are relatively simple, are needed. This paper describes a defibrillator-cardioverter analyzer, which measures the output pulse energy. To test cardioverters the analyzer simulates the QRS complex (a triangular pulse) and measures the response time (delay between triangular and cardioverter pulses).

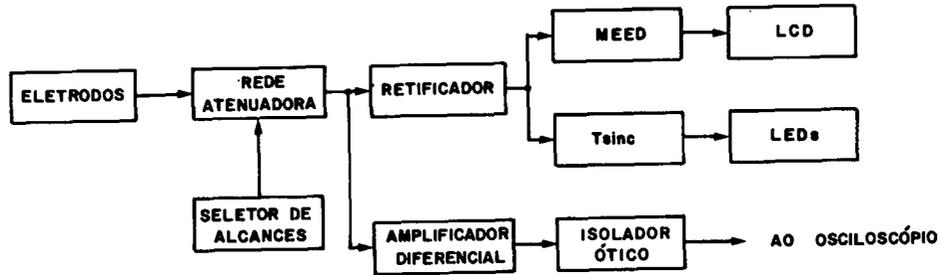


Figura 1. Diagrama em Blocos do Analisador.

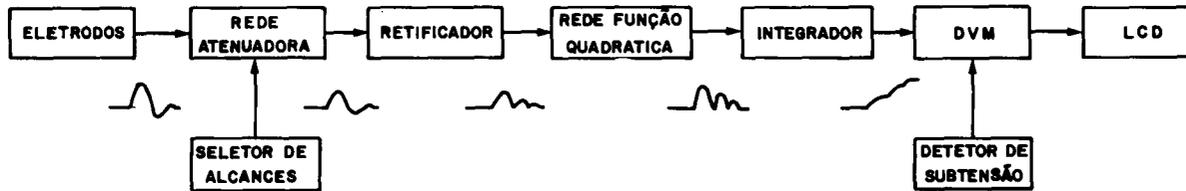


Figura 2. Diagrama em Blocos do Medidor de Energia e respectivas Formas de Onda.

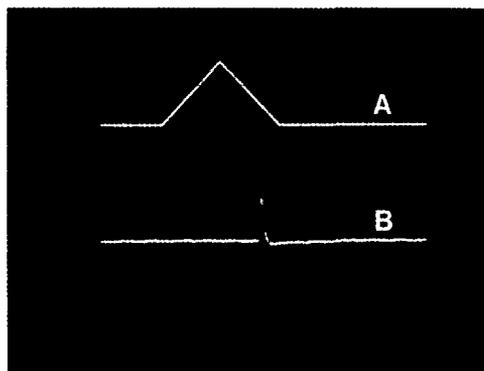


Figura 4. Teste de Sincronismo. Curva superior (A) representa a "onda R" e a curva inferior (B) corresponde ao pulso cardioversor. O intervalo entre os pulsos é de 18 ms.

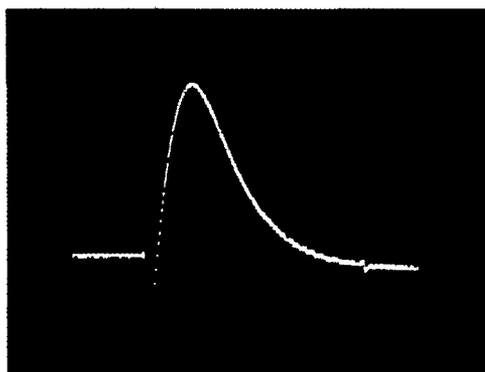


Figura 5. Pulso Desfibrilatório captado através da Saída Isolada do Analisador. Desfibrilador-Cardioversor Funbec DF-01. Energia liberada: 60 J, valor de pico do pulso: 2,04 kV e duração de 4 ms.