

## UM INTEGRADOR PARA MONITORAÇÃO DE FOTOTERAPIA

E.J. Netto<sup>1</sup> & B. Wang<sup>2</sup>

**RESUMO** -- A eficácia da fototerapia no tratamento da hiperbilirrubinemia neonatal depende do valor da irradiância, dentro de um determinado espectro centrado no azul visível, que alcança o paciente, e da duração da exposição, i.e., da dose de energia efetivamente recebida. Este valor é difícil de se calcular devido às variações intrínsecas da irradiância e às frequentes interrupções necessárias para a alimentação e higiene do recém-nascido. Foi projetado e construído um integrador capaz de monitorar continuamente a densidade de energia, na faixa de 0 a 512 J/cm<sup>2</sup>, entregue ao paciente durante o tratamento. Além de calcular a dose, este aparelho permite detectar se a irradiância for inferior a um mínimo pré-determinado, como também indicar se a dose acumulada atingiu um valor pré-selecionado.

INTRODUÇÃO

A eficácia da fototerapia no tratamento da hiperbilirrubinemia neonatal depende fundamentalmente do valor da irradiância ( $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ ) na faixa azul da radiação visível, que alcança o paciente, e do período a que o paciente fica exposto à radiação.

Para as primeiras 24 horas de tratamento fototerápico, Sisson et al. (1972) e Mims et al. (1973) observaram uma relação direta e aproximadamente linear entre o valor da irradiância e o decréscimo médio da concentração plasmática de bilirrubina. Por outro lado, para o mesmo período de exposição, Ballowitz et al. (1977), trabalhando com ratos Gunn ictericos, e Tan (1977), com bebês ictericos, obtiveram uma relação logarítmica entre as duas variáveis, salientando a presença na curva dose-resposta de uma região de saturação, a partir da qual acréscimos no valor da irradiância contribuem de forma reduzida no aumento da eficácia do tratamento. Esse efeito de saturação inclusive já tinha sido observado anteriormente in vitro por Ente et al. (1972).

Entretanto, a utilização clínica do conceito de dose, seja a relação linear ou logarítmica, é problemática. Além das interrupções frequentes, necessárias para higiene e alimentação do paciente, que dificultam a determinação do período de exposição, existem vários fatores que alteram significativamente o valor da irradiância durante o tratamento. Destes, destacam-se: 1) o envelhecimento das lâmpadas fluorescentes durante o longo período (dezenas de horas) da terapia, porque pode haver uma redução de até 20% na potência emitida pelas lâmpadas fluorescentes azuis após 200 horas de uso (Sausville et al. 1972); 2) a flutuação da tensão de alimentação que energiza a unidade fototerápica, uma vez que foi detectada uma relação aproximadamente linear entre a tensão eficaz e a irradiância (Netto, 1987) e, 3) o efeito da temperatura na potência luminosa emitida pelas lâmpadas, já que pode-se ter um decréscimo de até 25% na irradiância após 3 horas de acionamento da unidade fototerápica,

<sup>1</sup>Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná.

<sup>2</sup>Deptº de Eng. Biomédica, DEB/FEE, e Centro de Engenharia Biomédica, CEB, UNICAMP, Campinas - SP, Brasil.

//Trabalho recebido em 30/5/87 e aceito em 30/7/87//

devido o calor gerado pelos reatores e pelas próprias lâmpadas (Netto, 1987).

Assim, em vista desses fatores dinâmicos que alteram o valor da irradiância e da dificuldade de se precisar o tempo de exposição, impossibilitando o cálculo direto da dose (densidade de energia), foi projetado e construído um integrador, capaz de fornecer o valor da densidade de energia ( $J/cm^2$ ), na faixa azul da radiação visível, entregue ao paciente durante o tratamento fototerápico.

### O INTEGRADOR

O integrador foi projetado objetivando a sua operação em conjunto com o radiômetro desenvolvido (descrito no artigo "Um radiômetro para calibração de unidades de fototerapia", desta mesma RBE, ou Netto, 1987). Mecanicamente, o radiômetro é conectado ao integrador e este fixado na haste da unidade fototerápica. Nesse arranjo, a alimentação dos instrumentos é pela rede. O radiômetro pode ser retirado para operação portátil (alimentação por bateria), quando não utilizado em conjunto com o integrador.

Funcionalmente, o integrador recebe da cabeça óptica um sinal diretamente proporcional à irradiância, efetua a integração deste sinal no tempo e fornece à unidade de medida uma ddp diretamente proporcional a densidade de energia entregue ao paciente. O mostrador de cristal líquido (LCD) apresentará o seu valor na faixa de 0 a  $512 J/cm^2$ . Este valor máximo de densidade de energia equivale em termos práticos a um paciente exposto a uma irradiância de  $1000 \mu W/cm^2$  durante 142,2 horas, ou 5,93 dias, ininterruptamente.

#### Descrição do Integrador

Conforme indicado na figura 1, a entrada do integrador é formada por um amplificador de tensão de ganho variável, que tem a finalidade de possibilitar a compensação do decréscimo da irradiância detetada pela cabeça óptica durante a monitoração contínua. Isto porque, ao ceder a região central do berço ao paciente, a cabeça óptica passa a receber uma radiação de mais baixa intensidade (Netto, 1987). Através do ajuste de ganho, pode-se equiparar o valor apresentado no mostrador com o que seria recebido na posição central.

Após a compensação, o sinal de irradiância excita um oscilador controlado por tensão (VCO), que carrega o contador 1 numa frequência que se relaciona direta e linearmente com a ddp de entrada. Desta forma, o conteúdo binário armazenado no contador expressa a integral da irradiância compensada. Entretanto, para se conhecer o seu valor no mostrador de cristal líquido, é necessário converter o conteúdo para um sinal analógico, compatibilizando-o com a entrada da unidade de medida. Para esta operação, o multiplexador digital seleciona o contador 1 e entrega o seu conteúdo ao conversor D/A, que fornece à unidade de medida uma grandeza analógica.

O integrador também possibilita ao usuário a programação de uma dose final. Para tanto, o contador 2 é carregado previamente através de um astável e seu conteúdo é apresentado no mostrador de cristal líquido. Isto é possível através da seleção pelo multiplexador digital e da conversão A/D. Desta forma, durante o tratamento, um circuito digital compara continuamente o conteúdo do contador da dose programada com o conteúdo do contador da dose acumulada, e aciona um segundo astável, disparando o LED 1, quando o conteúdo do último for igual ou superior ao do primeiro.

Salienta-se que os conteúdos dos contadores estão protegidos por uma alimentação tipo "stand-by", i.e., uma bateria. Portanto, nas pausas do tratamento, quando o instrumento é desligado, e nas eventuais falhas da rede de alimentação, os conteúdos serão mantidos intactos.

Além disso, há possibilidade de se comparar a irradiância monitorada com um valor mínimo, já que níveis inferiores podem comprometer a eficácia do tratamento (Bonta & Warshaw, 1976). Para tanto, projetou-se um circuito analógico, que compara continuamente o valor mínimo, fixado previamente pelo usuário, com a irradiância recebida e o LED 2 será acionado intermitentemente no painel quando esta for inferior ao valor mínimo.

### Modo de Operação

Após o acoplamento do radiômetro ao integrador, deve-se girar a chave de onda da unidade de medida (figura 1) para a posição "integrador". Salienta-se que mesmo acoplado, o radiômetro ainda mantém a sua capacidade de medir irradiância instantânea, bastando para isto colocar a chave de onda (figura 1) na posição "radiômetro".

A figura 2 apresenta a vista frontal do painel do integrador. Para facilitar a sua operação pelo usuário, os seus controles foram divididos em dois campos, um para os controles da medida da dose e outro para o programador de dose.

No primeiro campo, a chave de onda CH 2 (seletora de função) na posição "irradiância compensada" possibilita ao usuário fornecer um ganho, ajustável-botão P1, na irradiância instantânea medida na extremidade do berço, desta forma, compensando o decréscimo de irradiância detetada em relação a posição central. O procedimento prático para este ajuste é inicialmente medir o valor da irradiância instantânea no centro do berço, para tanto a CH 1 deve ocupar a posição "radiômetro", e a seguir, deslocar a cabeça óptica para a posição extrema e colocar a CH 1 na posição "integrador". Com a CH 2 na posição "irradiância compensada", ajustar o ganho (botão P1) até que o valor da irradiância no mostrador seja igual ao valor obtido inicialmente na região central. Este procedimento de compensação deve ser efetuado nos inícios e reinícios do tratamento e, também, caso se deseje alterar a posição da cabeça óptica durante uma monitoração contínua.

Ainda com a chave seletora de função na posição "irradiância compensada", pode-se, atuando no botão de pressão CH 4, conhecer o valor da irradiância mínima ajustada pelo usuário. O LED 2 será acionado de forma intermitente sempre que este valor mínimo de irradiância não estiver sendo entregue ao paciente. Alterações neste valor mínimo poderão ser efetuadas, atuando-se, com o auxílio de uma chave de fenda, num parafuso de ajuste localizado na parede lateral esquerda do integrador.

A posição "pausa" inibe o oscilador controlado por tensão e deve ser usada toda vez que o tratamento for interrompido por qualquer motivo (e.g., limpeza e alimentação do paciente). Nesta posição também é possível zerar o acumulador de dose (contador 1) através do botão de pressão CH 10. Este procedimento só deverá ser efetuado no início do tratamento.

A posição "integração" é utilizada para o cálculo da dose durante o tratamento. Esta posição capacita o oscilador controlado por tensão que, por sua vez, promove o carregamento do contador 1. Salienta-se ainda, que um segmento

do mostrador de cristal líquido sinalizará intermitentemente, indicando ao usuário que a integração está sendo efetuada.

No campo de programação de dose, a chave CH 3 viabiliza os principais controles. Na posição "desativado", a CH 3 inibe a função dos comparadores digitais e ainda zera o conteúdo do contador 2, de programação de dose. Na posição "ativado", o conteúdo dos contadores (da integração e da dose programada) serão continuamente comparados e o LED 1 sinalizará intermitentemente quando a dose programada pelo usuário for completada.

Para a programação da dose final, o usuário deve colocar a chave CH 3 na posição "ajuste" e a seguir, atuar nos botões de pressão de carregamentos "rápido" (CH 9) e "lento" (CH 10) até obter no mostrador o valor da dose final desejada.

Portanto, durante os tratamentos com dose programada, a chave CH deverá ocupar a posição "ativado", proporcionando ao usuário acompanhar no mostrador o valor da dose já administrada ao paciente. Enquanto que, a posição "ajuste" deverá ser utilizada, se necessário, para se conhecer ou alterar o valor da dose programada. Ressalta-se que a posição "ajuste" não desabilita os comparadores digitais.

### RESULTADOS

A linearidade do protótipo no cálculo da dose é fundamentalmente fornecida pelo oscilador controlado por tensão (VCO). Por isso, levantou-se experimentalmente 20 pontos na sua função de transferência e com estes calculou-se a reta de regressão pelo método dos mínimos quadrados. Os resultados ( $r = 1,0000$ ) revelam uma excelente linearidade (para maiores detalhes, ver Netto, 1987).

Avaliou-se também a dependência da função de transferência do VCO, com as variações da temperatura, na faixa de 25 a 45°C, e da tensão nominal de alimentação. Esta tensão, apesar de regulada, oscila levemente em torno do valor nominal devido às freqüentes alterações na tensão eficaz da rede de alimentação. Experimentalmente, observou-se que uma variação na temperatura, na faixa acima, e uma alteração de +- 2% no valor da tensão nominal não afetam a operação do VCO.

O baixo consumo dos circuitos alimentados pelo sistema "stand-by", 50 µA, possibilita que uma bateria de 9 V mantenha por até 4 meses os conteúdos dos contadores 1 e 2, isto se, o instrumento não for utilizado.

### DISCUSSÕES

O único similar deste equipamento é o dosímetro da RMMC, lançado recentemente no mercado norte-americano (segundo semestre de 86). No entanto, não foi possível comparar as principais características do protótipo construído com este dosímetro, por falta de informações mais detalhadas deste último.

Não há resultados clínicos por enquanto porque o protótipo ainda está sendo avaliado no Setor de Neonatologia do Hospital das Clínicas da UNICAMP, para se conhecer melhor suas potencialidades e detetar possíveis falhas.

Entretanto, algumas especulações já podem ser feitas. Primeiro, projetar e construir um integrador que forneça a densidade de energia com precisão de

décimos de J/cm<sup>2</sup>. Segundo, a possibilidade de um único integrador determinar a dose de energia entregue nas diversas (de 6 a 8) unidades fototerápicas do berçário, para tanto, seria necessária uma versão mais sofisticada, baseada num sistema multiplexado.

O custo final do protótipo é de aproximadamente Cz\$ 6.500,00, não incluindo a mão-de-obra. Salienta-se que as peças, componentes eletrônicos e materiais utilizados na sua confecção, são todos encontráveis no mercado nacional. Desta forma, a transferência deste protótipo para a indústria é facilitada. Destaca-se que a presença do integrador nos berçários auxiliará sobre maneira na avaliação da eficácia dos tratamentos fototerápicos.

#### AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Prof. Dr. José Martins Filho e Prof. Fernando Perozzini Fachini, do Departamento de Pediatria da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, pelo apoio e sugestões, e ao CNPq/PADCT, pelo custeio parcial do projeto.

O primeiro autor também agradece ao CEFET-PR, pelo apoio, e à CAPES/PICD, pela bolsa de estudos.

#### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BALLOWITZ, L.; GEUTLER, G.; KROCHMANN, J.; PANNITSCHKA, R.; ROEMER, R. & ROEMER, I. (1977). Phototherapy in guinea rats. *Biol. Neonate*, 31:229-244.
- BONTA, B.W. & WARSHAW, J.B. (1976). Importance of radiant flux in the treatment of hyperbilirubinemia: failure of overhead phototherapy units in intensive care units. *Pediatrics*, 57, (4):502-504.
- ENTE, G.; LANNING, E.W. CUKOR, P. & KLEIN, R.M. (1972). Chemical variables and new lamps in phototherapy. *Pediat. Res.*, 6:246-251.
- MIMS, L.C.; ESTRADA, M.; GOODEN, D.S.; CALDWELL, R.R. & KOTAS, R.V. (1973). Phototherapy for neonatal hyperbilirubinemia: a dose: response relationship. *Fetal and Neonatal Medicine*, 83, (4):658-662.
- NETTO, E.J. (1987). Monitor de Radiação para Fototerapia. Tese de Mestrado apresentada na FEE. Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- SAUSVILLE, J.W.; SISSON, T.R.C. & BERGER, D. (1972). Blue lamps in phototherapy of hyperbilirubinemia. *J. Illumin. Engin. Soc.*, 1:112-116.
- SISSON, T.R.C.; KENDALL, N.; SHAW, E. & OLIAI, L.K. (1972). Phototherapy of jaundice in the newborn infant. II. Effect of various light intensities. *J. Pediatrics*, 81, (1):35-38.
- TAN, K.L. (1977). The nature of the dose: response relationship of phototherapy for neonatal hyperbilirubinemia. *J. Pediatrics*, 90, (3):448-452.

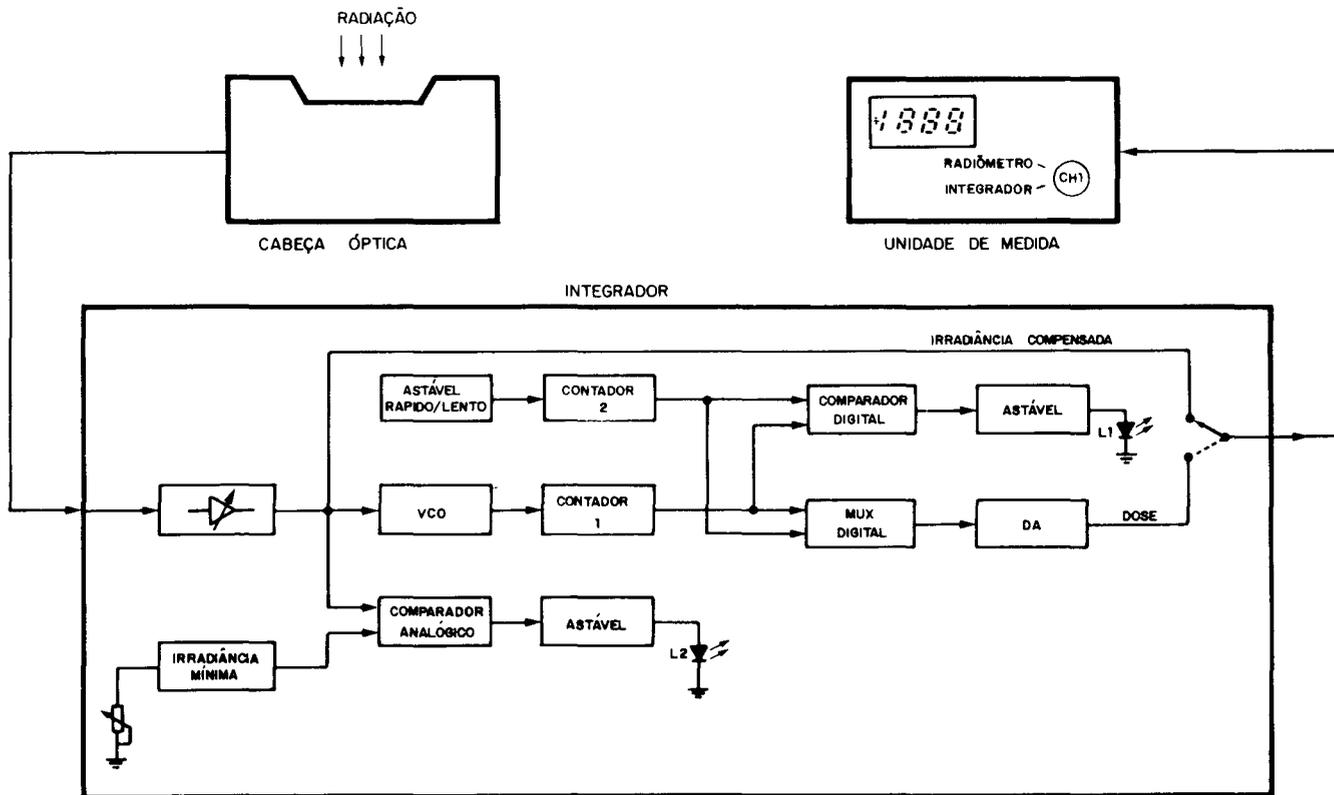


FIG. 1 - DIAGRAMA EM BLOCOS DO INTEGRADOR  
E CONEXÃO COM O RADIÔMETRO

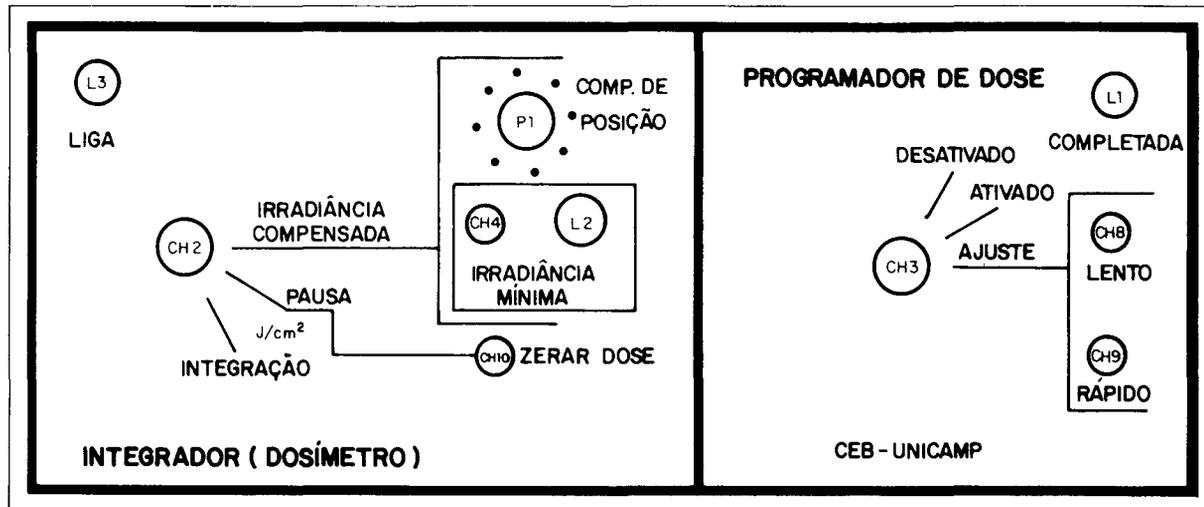


FIG 2 - VISTA FRONTAL DO PAINEL DO INTEGRADOR

## AN INTEGRATOR FOR PHOTOTHERAPY MONITORING

ABSTRACT -- In the treatment of hyperbilirubinemia the efficacy of phototherapy depends strongly on the irradiance, within a certain spectrum centered at the visible blue region, that reaches the patient, and on the duration of the exposure, i.e., on the dose of energy that is actually received. This value is difficult to compute due to intrinsic variations of the irradiance and to the frequent interruptions needed to feed and clean the newborn. A dosimeter capable of monitoring continuously the energy density, within the range of 0 to 512 J/cm<sup>2</sup>, delivered to the patient during the treatment has been designed and built. Besides calculating the dose, this instrument can detect if the irradiance dropped below a pre-determined threshold; furthermore, it can indicate whether the accumulated dose reached a preset value.