

## CENTRAL MICROPROCESSADA PARA MONITORAÇÃO DE FOTOTERAPIA

POR

H. S. Lopes (1), E. J. Netto (2) e B. Wang (3)

**RESUMO**--A eficácia da fototerapia no tratamento de hiperbilirrubinemia neonatal depende fundamentalmente da irradiância detectada na faixa de 400 a 500 nm. Utilizando transdutores ópticos sensíveis ao espectro ótimo de fotodegradação da bilirrubina, foi projetada e construída uma central baseada no microprocessador Z80. O protótipo é capaz de monitorar simultaneamente até oito unidades de tratamento, fornecendo o valor instantâneo da irradiância ( $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ ) ou irradiância espectral ( $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ ). Através da integração discreta do sinal de irradiância, a central determina a densidade de energia (dose acumulada), em  $\text{J}/\text{cm}^2$ , entregue ao neonato durante o período de tratamento. Estes valores calculados são comparados continuamente com a dose programada inicialmente para cada canal, piscando o LED correspondente se a última for alcançada. O cálculo da dose pode ser interrompido e reiniciado independentemente para cada canal, permitindo a higienização e alimentação do recém-nascido.

### INTRODUÇÃO

A icterícia fisiológica é uma condição benigna presente nos primeiros dias de vida do recém-nascido, caracterizada por uma concentração plasmática de bilirrubina não-conjugada (ou simplesmente bilirrubina) maior do que a considerada normal em qualquer outro período da vida, fundamentalmente devido à imaturidade hepática, e pode ser observada pela amarelidão da pele e da esclerótica dos olhos. No entanto, a hiperbilirrubinemia neonatal, ou icterícia acentuada, mais frequente em bebês prematuros do que nos nascidos a termo, pode levar à ocorrência de sequelas no sistema nervoso central (kernicterus) e até à morte em casos extremos (Maisels, 1982).

A prevenção e o tratamento da hiperbilirrubinemia pode ser efetuada de dois modos: fisicamente, por transfusão sanguínea, e fotoquimicamente, expondo o paciente à ação de radiação luminosa. A segunda, conhecida por fototerapia, é um procedimento mais simples e extremamente eficiente na redução da concentração

- 
- (1) Aluno do curso de pós-graduação em Informática Industrial (CPGII) do CEFET-PR. Av. 7 de setembro 3165, (80230) - Curitiba - PR.
  - (2) Núcleo de Engenharia Hospitalar (NEH), CEFET-PR.
  - (3) Departamento de Engenharia Biomédica, DEB/FEE, UNICAMP, cx.postal 6040, (13081) - Campinas - SP.

plasmática de bilirrubina, na qual a radiação que alcança o epitélio do neonato, fotodegrada o pigmento orgânico que impregna os tecidos superficiais, produzindo uma série de compostos hidrosolúveis que são eliminados pelo organismo sem a participação efetiva do fígado (McDonagh & Lightner, 1985).

A eficácia da fototerapia é observada desde que o paciente seja exposto a um valor mínimo de irradiância na faixa azul do espectro visível, fundamentalmente entre os comprimentos de onda de 400 a 500 nm (Bonta & Warshaw, 1976). Acima deste nível, observa-se um relação aproximadamente linear entre a irradiância detetada no plano do leito e o decréscimo médio da concentração plasmática de bilirrubina, num determinado período de tempo (Mims et al., 1973).

Do exposto, é essencial que a unidade fototerápica seja verificada e calibrada para se assegurar a eficácia do tratamento. Entretanto, existem ainda a participação de fatores estáticos (distância bandeja-leito e distribuição espacial da radiação) e dinâmicos (envelhecimento das lâmpadas, temperatura de operação e a variação da tensão de alimentação) que, agregados podem reduzir drasticamente o valor da irradiância, implicando na necessidade de promover avaliações periódicas para não comprometer o tratamento (Netto & Wang, 1988b).

Além deste procedimento, é importante clinicamente determinar a densidade de energia (dose acumulada) entregue ao paciente durante a fototerapia. Este valor pode ser preestabelecido pelo clínico em função da concentração inicial de bilirrubina e da relação dose-resposta. Tal procedimento possibilita inferir o decréscimo temporal da concentração do pigmento orgânico, reduzindo as frequentes análises sanguíneas para a avaliação do tratamento. No entanto, o cálculo direto da dose acumulada durante a fototerapia é impossibilitado pela existência dos fatores dinâmicos e da dificuldade de se precisar o tempo de exposição, com as frequentes interrupções para higiene e alimentação do recém-nascido.

Assim, utilizando sensores ópticos sensíveis ao espectro ótimo de fotodegradação da bilirrubina (Netto & Wang, 1988a), foi projetada e construída uma central microprocessada para monitoração de fototerapia (CMMF), que possibilita, simultaneamente para até oito unidades fototerápicas, determinar o valor instantâneo da irradiância, em  $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ , e da irradiância espectral, em  $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ , além de calcular a densidade de energia, em  $\text{J}/\text{cm}^2$ , entregue a cada paciente durante o tratamento.

## O PROJETO

A CMMF, fisicamente, é constituída de oito cabeças ópticas que, posicionadas no plano do leito, são responsáveis pela captação e filtragem da radiação luminosa, transdução e condicionamento do sinal elétrico. Os sinais provenientes das cabeças ópticas, via cabo blindado, são entregues à unidade central, que realiza o processamento dos sinais. Através de um teclado de membrana, o usuário pode selecionar o leito cujas variáveis serão visualizadas nos mostradores.

Funcionalmente, a unidade central é dividida em dois grandes blocos: o radiômetro e o integrador que, através de multiplexação, monitoram simultaneamente os oito canais.

O radiômetro determina, a partir dos sinais provenientes das cabeças ópticas, o valor instantâneo da irradiância, na faixa de 0 a 2048 uW/cm<sup>2</sup>, e da irradiância espectral, na faixa de 0 a 24,00 uW/cm<sup>2</sup>/nm, cuja visualização é selecionável pelo usuário através do teclado. Após cada leitura, os valores computados pela unidade central são comparados com valores mínimos programados pelo usuário por meio de chaves externas. Caso o valor computado for menor que o mínimo, o LED do canal correspondente piscará intermitentemente.

O integrador determina a densidade de energia na faixa de 0 a 999,9 J/cm<sup>2</sup>, a partir de integração discreta do valor computado da irradiância. Tomando-se como base um nível de irradiância de 500 uW/cm<sup>2</sup> (um valor usual de tratamento), 0,1 J/cm<sup>2</sup> e 999,9 J/cm<sup>2</sup> correspondem respectivamente a 3,33 minutos e 23,14 dias de exposição ininterrupta. O valor preestabelecido como dose final é programável independentemente para cada canal, sendo possível ser visualizada ou alterada durante o tratamento. E ainda, após cada varredura, o valor atualizado da dose acumulada é comparado com o programado, piscando intermitentemente o LED correspondente se o último for atingido.

O cálculo da dose é normalizado em relação à região central do leito, de máxima irradiância. Uma vez que esta região é ocupada pelo neonato durante o tratamento fototerápico, se faz necessário deslocar a cabeça óptica para uma posição periférica, de menor nível de irradiância. Sendo assim, o equipamento, a partir de procedimento inicial do operador, promove a compensação da irradiância periférica, tornando-a equivalente à da região central. Desta forma, a dose acumulada é calculada utilizando-se o valor da irradiância compensada.

## **Descrição do CMHE**

Conforme apresentado no diagrama em blocos da figura 1, o protótipo utiliza uma unidade central de processamento (UCP) dedicada que é composta por um microprocessador Z80-B com "clock" de 6 MHz, uma memória de programa (EPROM) de 4 Kbytes, uma memória de dados (RAM) de 2 Kbytes, duas interfaces paralelas, um controlador de teclado/display e uma base de tempo programável.

Na memória EPROM reside o sistema operacional do protótipo, num total de 3 Kbytes de programa, e na memória RAM são armazenados aproximadamente 1 Kbyte de dados e variáveis utilizadas pelo programa.

A base de tempo programável impõe a cada segundo uma interrupção não-mascarável à UCP. Após receber o pulso de gatilho, a UCP abandona temporariamente o processo de interface com o usuário e promove sequencialmente a reprogramação da própria base temporal, a leitura dos canais ligados e os processamentos necessários para viabilizar o processo de integração discreta, retornando em seguida à condição anterior. Como as atividades desencadeadas pela interrupção são efetuadas

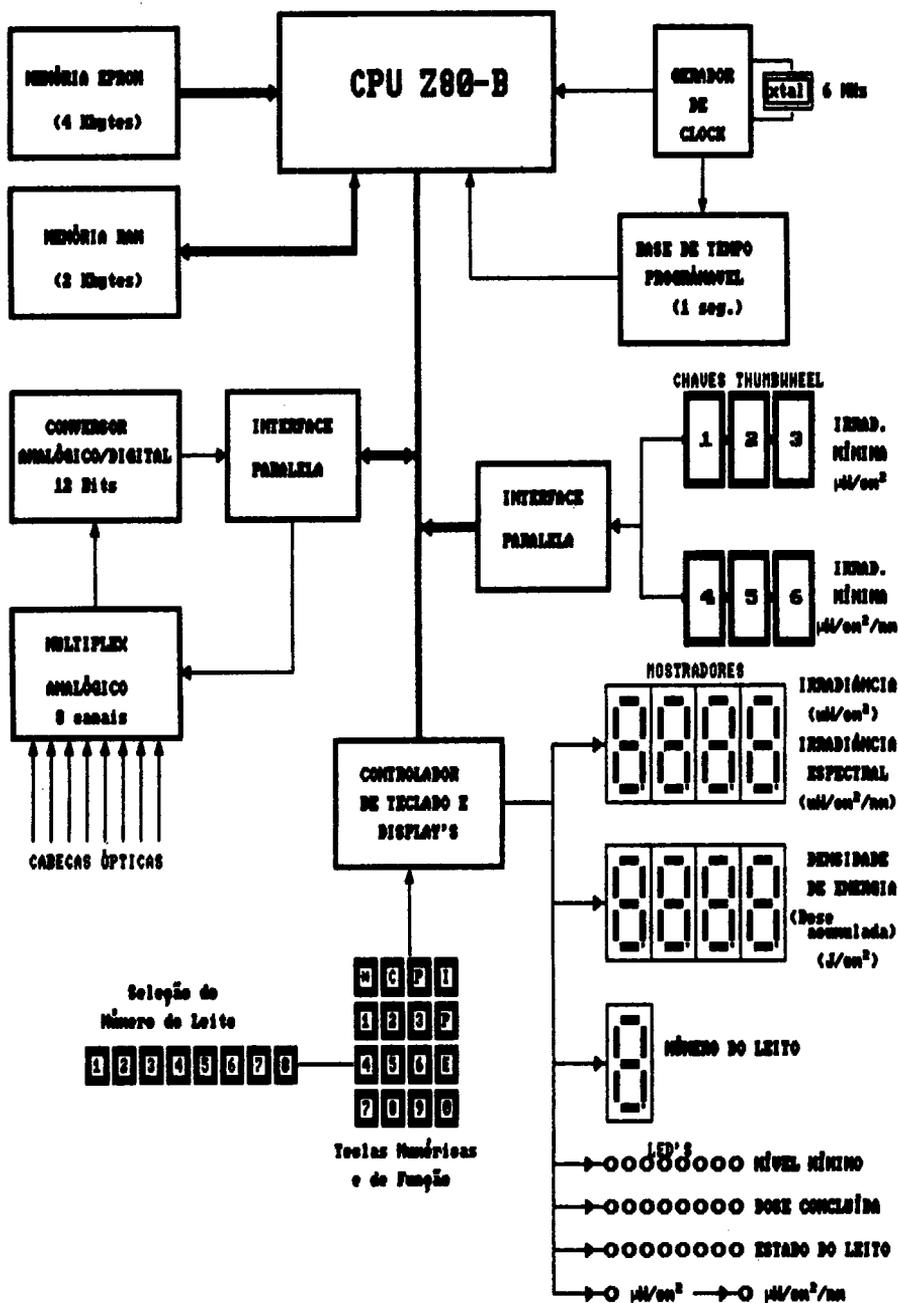


FIGURA 1. Diagrama em blocos da C.M.M.F.

num curto intervalo de tempo, tornam-se transparentes para o operador.

A cabeça óptica, após captação, filtragem e transdução da radiação luminosa, fornece uma tensão elétrica amplificada que é proporcional à irradiância incidente na faixa de 400 a 500 nm do espectro visível (Netto & Wang, 1988a). Através de um multiplexador analógico é selecionado um dentre os 8 canais, cujo sinal será lido pelo microprocessador por meio de um conversor analógico/digital (CA/D) de 12 bits de alta velocidade. Tanto o multiplexador analógico quanto o CA/D são interfaceados com o microprocessador através de uma interface paralela.

A segunda interface paralela possibilita ao microprocessador ler o estado das seis chaves "thumbwheel", que representam os valores mínimos ajustados da irradiância e da irradiância espectral.

A interface com o usuário é realizada através de um painel composto de dois teclados de membrana, três mostradores de LEDs ("displays") e 26 LEDs com funções específicas, que são interligados com a UCP através de um controlador de teclado/display. O primeiro teclado do painel de operação é utilizado para a seleção do canal e o segundo para programação de dose e seleção de funções. Nos mostradores são visualizados o número do leito e os valores correspondentes de irradiância/irradiância espectral (selecionada por teclado) e da dose acumulada. Para cada canal há um LED de irradiância mínima e um de dose terminada, além de um terceiro LED que indica o estado do canal: ligado, desligado ou pausa.

## RESULTADOS

A resposta espectral do protótipo foi avaliada tanto por cálculo teórico, a partir da transmitância do filtro óptico e da curva de sensibilidade espectral da célula solar, como experimentalmente, expondo a cabeça óptica a estreitas faixas de comprimentos de onda (20 nm), desde o violeta até o vermelho, e por fim comparadas com a curva ótima para fotodegradação da bilirrubina proposta por Lanning et. al. (1972). A linearidade nas leituras de irradiância foi verificada com o auxílio de filtros ópticos de densidade neutra e os resultados obtidos (coeficiente de regressão = 1,0000) indicam que o transdutor apresenta uma excelente linearidade. A calibração foi efetuada conforme proposto por Netto & Wang (1988a).

A linearidade da unidade central na determinação da irradiância/irradiância espectral depende fundamentalmente do conversor A/D. Por isso levantou-se experimentalmente 20 pontos de sua função de transferência, obtendo como resultado uma não-linearidade máxima de 0,9% no fundo de escala.

A linearidade no cálculo da densidade de energia é avaliada a partir da linearidade na leitura de irradiância e da base de tempo utilizada para integração. Como a segunda é obtida por divisões sucessivas da frequência gerada pelo oscilador com cristal piezoelétrico, de elevada exatidão, pode-se inferir que a linearidade depende fundamentalmente do conversor A/D.

As resoluções das leituras de irradiância/irradiância espectral são respectivamente de  $1 \text{ uW/cm}^2$  e  $0,01 \text{ uW/cm}^2/\text{nm}$ , valores extremamente razoáveis para a finalidade proposta. No cômputo da dose, a resolução de  $0,1 \text{ J/cm}^2$  significa em termos práticos expor um paciente a uma irradiância de  $500 \text{ uW/cm}^2$  (um valor usual de tratamento) durante 3,33 minutos, que também atende plenamente tendo em vista as dezenas de horas normalmente utilizadas para o tratamento.

As variáveis processadas pela UCP apresentam internamente uma precisão superior aos valores exibidos nos mostradores. Tal precisão interna se estende por dois dígitos, para leituras de irradiância/irradiância espectral, e cinco dígitos, para o cálculo da dose.

A alimentação do protótipo é efetuada por três fontes DC: +5V e +/-12 V que drenam em regime permanente 1,2 A, 0,15 A e 0,02 A, respectivamente.

### **DISCUSSÕES**

No projeto e confecção do protótipo foi dada prioridade a componentes e peças disponíveis no mercado nacional. Mesmo assim, considerando o conjunto de materiais utilizados, foi necessário buscar no mercado externo o filtro óptico e o conversor A/D.

Apesar de possíveis aprimoramentos, foi dada atenção especial no projeto e construção do gabinete ("design"), considerando principalmente os aspectos ergonômicos e praticidade de uso.

Numa tentativa de reduzir o custo final do protótipo, visando a sua industrialização, é factível tornar o "hardware" mais compacto, no qual se concentra o maior custo, mesmo implicando num aperfeiçoamento do "software". É mais, substituir as chaves "thumbwheel", de ajustes de irradiância/irradiância espectral mínimas, por programação via teclado.

Apesar de ainda carente de avaliações no meio clínico, porém com excelentes resultados de bancada, a CMMF, de similar desconhecido mesmo no mercado internacional, apresenta-se como um equipamento de elevado potencial para a avaliação da eficácia dos tratamentos fototerápicos. Dentre os motivos, pode-se destacar a versatilidade das medições simultâneas de irradiância/irradiância espectral e densidade de energia para até oito leituras, aliada ao custo reduzido por unidade monitorada.

### **AGRADECIMENTOS**

Os autores agradecem ao Conselho Estadual de Ciência e Tecnologia do Estado do Paraná (CONCITEC) pelo custeio parcial do projeto; ao corpo diretivo do CEFET-PR pelo apoio e, por fim, ao Sr. Ricardo Pedrosa Macedo, aluno do curso Técnico de Desenho Industrial do CEFET-PR, pelo excelente trabalho de "design" do equipamento.

## BIBLIOGRÁFICAS

- 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*, número 57, volume 4, páginas 502-504.
- LANNING, E.; CUKOR, P.; KLEIN, R. & ENTE, G. (1972). "Blue lamps in phototherapy of hyperbilirubinemia". *J. Illumination Engineering Society*, volume 1, página 116.
- MAISELS, M.J. (1982). "Jaundice in the newborn". *Pediatrics in review*, volume 3, número 10, páginas 305-319.
- McDONAGH, A.F.L & LIGHTNER, D.A. (1985). "Like a shrivelled blood orange": bilirubin, jaundice and phototherapy". *Pediatrics*, volume 75, número 3, páginas 443-455.
- 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*, volume 83, número 4, páginas 658-662.
- NETTO, E.J. & WANG, B. (1988a). "Um radiômetro para calibração de unidades de fototerapia". *Revista Brasileira de Engenharia*, volume 5, número 1, páginas 5-12.
- NETTO, E.J. & WANG, B. (1988b). "Um integrador para integração de fototerapia". *Revista Brasileira de Engenharia*, volume 5, número 1, páginas 13-20.

## MICROCOMPUTERIZED PHOTOTHERAPY CENTRAL MONITOR

**ABSTRACT** -- The efficacy of phototherapy in the treatment of neonatal jaundice depends fundamentally on the level of irradiance of light delivered in the range of 400 to 500 nm. Using optical transducers specially tuned to the optimal response spectrum of bilirrubine photo degradation, a Z80 microprocessor based phototherapy monitor was designed and built. The prototype is capable of monitoring simultaneously up to eight phototherapy units, providing the instantaneous readings of irradiance in  $\mu\text{W}/\text{cm}^2$  or spectral irradiance in  $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ . If an input were below a presettable minimum level, a flashing-LED alarm corresponding to that particular channel is triggered. Through discrete integration of the irradiance signals, the station computes the energy density (accumulated dose), in  $\text{Joules}/\text{cm}^2$ , actually delivered to each patient during his entire treatment period. These computed values are compared continuously with total doses programmed by nurses previously and independently for each patient, and a corresponding LED is switched on when the preset value is reached. The dose calculation can be interrupted and restarted for each channel independently so as to allow infant feeding and other manipulations. Besides assuring the efficacy of phototherapy, this instrument reduces the need of frequent blood sampling and analyses.