

UM RADIÔMETRO PARA CALIBRAÇÃO DE UNIDADES DE FOTOTERAPIA

239577

Eden Januário Netto ★
Wang Binseng ★ ★

Abstract

In the treatment of hiperbilirubinemia the efficacy of phototherapy depends strongly on the irradiance, within a certain spectrum centered at the visible blue region, that reaches the patient. A radiometer capable of measuring this irradiance within the range of 0 to 1999 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ was desig-

ned and built, making it possible to check and calibrate phototherapy units. Having used almost exclusively parts available locally, it is hoped that the prototype can be reproduced and used in neonatal departments, thus contributing to the improvement of the treatment's efficacy.

★ **Eden Januário Netto**, é Mestre em Engenharia Elétrica. Unicamp - 1987.

★ ★ **Wang Binseng**, é Doutor em Engenharia Elétrica. Institute of Technology, Massachusetts, EUA. - 1979.

Resumo

A eficácia da fototerapia no tratamento da hiperbilirrubinemia neonatal depende fundamentalmente do valor da irradiância, dentro de um determinado espectro centrado na região do azul visível, que alcança o paciente. Foi projetado e construído um radiômetro capaz de medir esta irradiância na faixa de 0 a 1999 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$, possibilitando assim a verificação e a calibração de unidades de fototerapia. Tendo utilizado quase que exclusivamente componentes encontráveis no mercado nacional, espera-se que o protótipo possa ser reproduzido e utilizado nos berçários, contribuindo assim para maior eficácia desse tratamento.

Introdução

A icterícia fisiológica é uma condição benigna presente nos primeiros dias de vida do recém-nascido e se caracteriza, fisiologicamente, por uma maior concentração plasmática de bilirrubina não-conjugada, referida simplesmente como bilirrubina, do que a considerada normal em qualquer outro período da vida, fundamentalmente devido à imaturidade hepática. Na maioria dos casos, esta condição pode ser observada pela amarelidão da pele e da esclerótica dos olhos.

A sua acentuação, a hiperbilirrubinemia, que é mais freqüente em bebês prematuros que os a termo, pode levar a ocorrência de seqüelas no sistema nervoso central. Essa condição, denominada "kernicterus", é fatal para a maioria dos casos e é constatada, na autópsia, através da intensa coloração amarela dos núcleos da base do encéfalo pela bilirrubina. Mesmo que o paciente sobreviva, disfunções permanecem nas formas de atetose, surdez, displasia dental e olhar conjugado para cima (Maisels, 1982).

A prevenção e o tratamento da hiperbilirrubinemia pode ser efetuada de dois modos: fisicamente, por troca parcial ou total de sangue, e fotoquimicamente, expondo o paciente à radiação luminosa. A segunda, conhecida como fototerapia, é um procedimento mais simples e com menores riscos que a primeira, a exsanguíneotransfusão. A sua aplicação, entretanto, é indicada para a redução da concentração plasmática de bilirrubina em icterícia acentuada sem a presença da doença hemolítica. Mesmo nos portadores desta doença, a fototerapia é útil pela sua capacidade em modificar o curso da hiperbilirrubinemia, reduzindo a necessidade de transfusão sangüínea (Tan, 1975).

Nos tratamentos fototerápicos, a radiação que alcança o paciente fotodegrada, através de uma combinação de fotooxidação e fotoisomerização, a bilirrubina que impregna os tecidos superficiais, produzindo uma série de produtos que, menos lipofílicos que a molécula natural, são ex-

cretados pelo organismo sem a participação efetiva do fígado (McDonagh & Lightner, 1985). A concentração plasmática de bilirrubina é reduzida, subseqüentemente, pela difusão desta substância do sangue para a epiderme.

A eficácia da fototerapia depende fortemente do espectro da radiação. Cremer et al. (1958), Glauser et al. (1971) e Lanning et al. (1972) demonstraram que a radiação eficaz está situada na região azul do espectro visível, fundamentalmente entre os comprimentos de onda de 400 a 500 nm. Além do espectro adequado, a radiação deve ter uma intensidade mínima, isto é, uma irradiância de $4,0 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ (Bonta & Warshaw, 1976). Acima desse nível, uma relação aproximadamente linear é observada entre a irradiância 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 periodicamente verificada e calibrada para garantir a eficácia da fototerapia no tratamento da hiperbilirrubinemia. Isto é preconizado por Mims et al. (1973):

"Fototerapia sem algum meio de se medir a irradiância ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$) na faixa azul da radiação visível é incompleta."

Os países em desenvolvimento apresentam algumas dificuldades adicionais em relação aos desenvolvidos que devem ser ressaltadas. Primeiro, quanto a pacientes, esses países possuem, além da proporção normal de prematuros, uma maior quantidade de bebês subdesenvolvidos, devido à grande quantidade de mães subnutridas em sua população. Segundo, os tratamentos fototerápicos são freqüentemente efetuados com lâmpadas fluorescentes de largo espectro, tipo luz-do-dia, em substituição às lâmpadas fluorescentes azuis (tipo especial), importadas e próprias para o tratamento. Por fim, não dispõem de radiômetros especialmente projetados para a verificação e calibração de unidades de fototerapia, seja por dificuldades de importação, seja pelo alto custo.

Com o objetivo de superar em parte esses obstáculos, foi projetado e construído um radiômetro baseado quase exclusivamente em material encontrável no mercado nacional.

O Radiômetro

Fixou-se como objetivo, o desenvolvimento de um aparelho portátil, capaz de medir a irradiância na faixa de 0 a 1999 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$. Este aparelho, tanto funcionalmente como fisicamente, é dividido em duas partes: a cabeça óptica e a unidade de medida. Descreve-se a seguir, cada uma delas.

A Cabeça Óptica

A cabeça óptica tem 4 funções básicas: 1) captar a radiação luminosa; 2) selecionar a faixa correspondente ao espectro eficaz para fototerapia; 3) converter a energia luminosa para um sinal elétrico; e, 4) condicionar este sinal através de amplificação e filtragem. Estas funções são obtidas através de um conjunto de elementos ópticos e componentes eletrônicos, representados de forma esquemática na figura 1.

Para que a cabeça óptica selecione somente a radiação considerada eficaz para fototerapia, procurou-se formar um filtro óptico similar à curva proposta por Lanning et al. (1972). Para tanto, foram utilizados dois elementos filtrantes, um com transmitância acentuada na faixa do azul e outro do tipo bloqueador de infra-vermelho. A necessidade do segundo, se deve à transmitância secundária do primeiro e à sensibilidade do transdutor fotoelétrico utilizado na faixa do infra-vermelho. O difusor utili-

zado não interfere na resposta espectral do instrumento, devido a sua transmitância plana na faixa do azul.

Para converter a energia luminosa em sinal elétrico, utilizou-se uma célula solar, que basicamente é um diodo fotossensível que gera eletricidade quando exposto à radiação, com larga sensibilidade espectral. Esse elemento, se operado ao longo do eixo negativo de corrente de sua curva característica, denominada operação em curto-circuito, fornece uma corrente que é direta e linearmente proporcional ao valor da irradiância incidente sobre a sua superfície (Chapell, 1976).

A corrente gerada pelo transdutor é processada por um amplificador na configuração transimpedância. Além de garantir a condição de curto-circuito do transdutor, este amplificador fornece um sinal na sua saída diretamente proporcional à corrente de entrada. Um filtro passa-baixa é utilizado para eliminar as ondulações de 120 Hz emitidas pelas lâmpadas fluorescentes e captadas pelo elemento sensor.

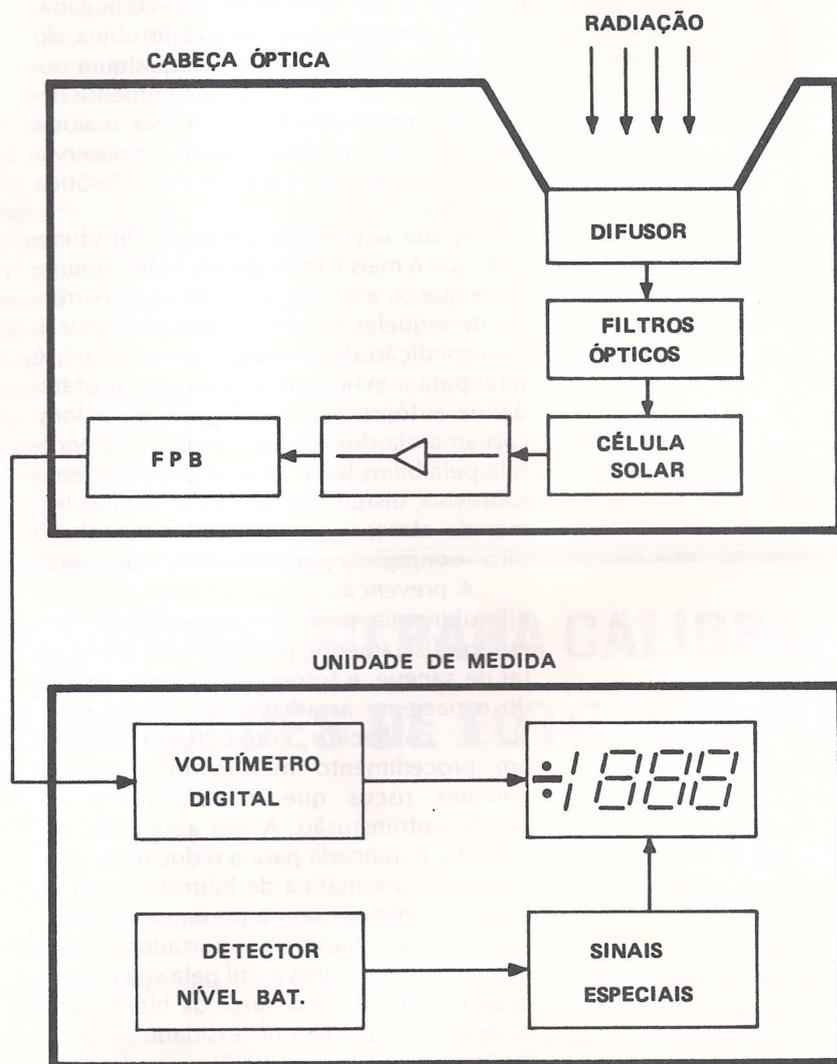


FIGURA 1 — Diagrama em blocos da cabeça óptica e da unidade de medida.

A Unidade de Medida

No projeto da unidade de medida, bem como da cabeça óptica, foram utiliza-

dos componentes eletrônicos de baixo consumo e com possibilidade de alimentação unipolar, para operação adequada com bateria. O diagrama em blocos é mostrado na figura 1.

O sinal proveniente da cabeça óptica é recebido pelo conversor analógico-digital que, por sua vez, alimenta diretamente o mostrador de cristal líquido (LCD) de 3 e ½ dígitos (voltímetro digital). Assim, uma vez calibrada a cabeça óptica, a leitura do mostrador corresponde exatamente à radiação recebida pela cabeça óptica.

A operação do voltímetro digital e da cabeça óptica é praticamente independente da tensão de alimentação, podendo esta se reduzir de 9 volts nominal até 6,7 volts. Contudo, para evitar sua operação fora da faixa adequada, projetou-se um circuito de detector de limiar mínimo de alimentação, baseado num "schmitt trigger" de baixo consumo. Este circuito, via bloco de interface, assinala um segmento no mostrador de cristal líquido, alertando ao usuário.

Calibração

O protótipo construído foi calibrado comparando-o com um sistema composto de um filtro óptico marca Oriel, centrado em 450nm e com 20nm de banda passante, um sensor piroelétrico RKP 545 e um radiômetro faixa larga RK 5200, ambos da Laser Precision. A fonte luminosa e as lentes utilizadas são fabricadas pela Oriel. Para maiores detalhes, ver Netto (1987).

Resultados

Avaliou-se a resposta espectral do protótipo tanto por cálculo teórico como experimentalmente. No primeiro caso, a resposta espectral foi determinada a partir do produto das transmissões espectrais dos filtros ópticos e da curva de sensibilidade espectral da célula solar. A resposta assim obtida é comparada na figura 2 com a curva

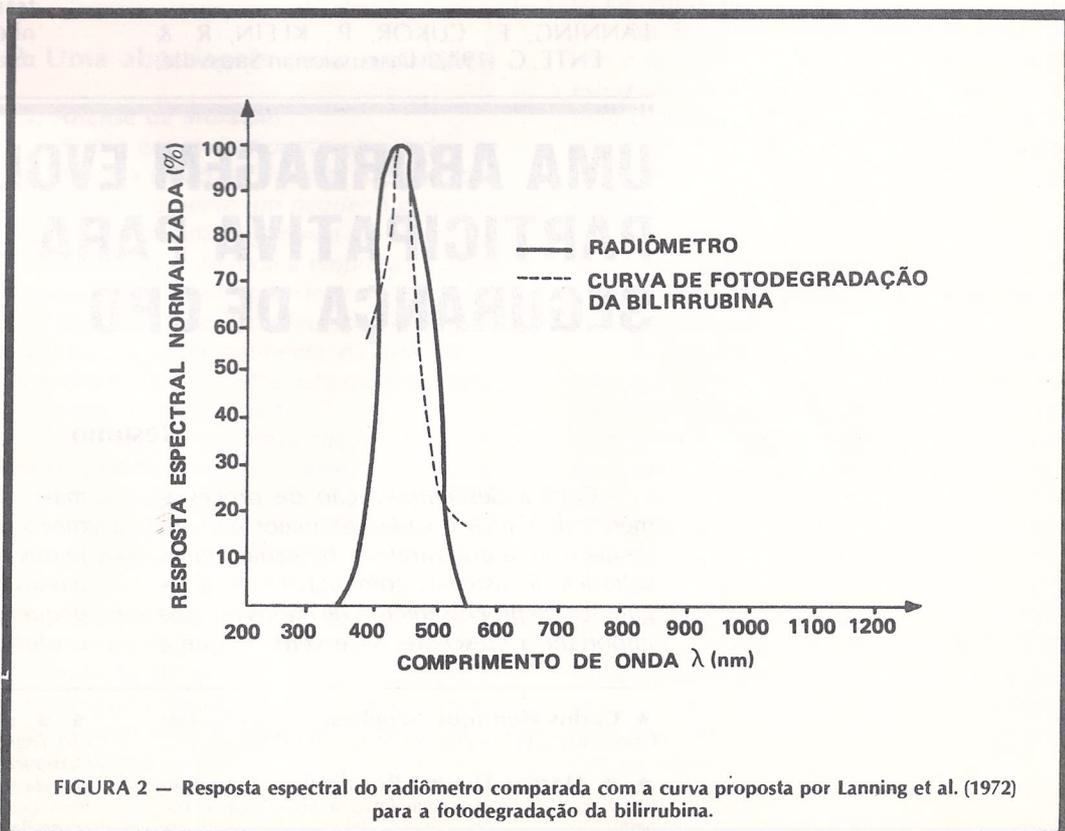
proposta por Lanning et al. (1972). A avaliação experimental foi feita expondo a cabeça óptica a estreitas faixas de comprimentos de onda, desde o violeta (400nm) até o vermelho (750nm), em intervalos de 50nm. Por serem excessivamente espaçados os filtros disponíveis, esta avaliação serviu apenas para confirmar, em alguns comprimentos de onda, a curva calculada teoricamente.

A linearidade nas leituras de irradiância foi verificada com o auxílio de filtros ópticos de densidade neutra, que apresentam a capacidade de atenuar a radiação visível por um fator igual ao valor de sua densidade. Os resultados obtidos ($r = 1,0000$) indicam que o protótipo apresenta excelente linearidade (Netto, 1987).

O consumo do protótipo é de aproximadamente 3mA para uma alimentação unipolar de 9V. Assim, o protótipo poderá funcionar continuamente durante pelo menos 80 horas, alimentado por uma única bateria alcalina.

Discussões

Hammermam et al. (1981) apresentam as respostas espectrais de cinco radiômetros comumente utilizados nas fototerapias. Observa-se que as diferenças existentes entre suas respostas espectrais são marcantes, fundamentalmente devido às larguras de faixa. Comparativamente, a resposta espectral do protótipo se encontra entre as mais largas (150nm entre os comprimentos de onda que possuem 10% da sensibilidade máxima). Destaca-se, inclusive, que este valor de largura de faixa é o dobro dos mais estreitos.



Por outro lado, a resposta espectral do protótipo é razoavelmente similar à curva de fotodegradação da bilirrubina, proposta por Lanning et al. (1981) (Figura 2).

O custo de peças e componentes do protótipo é de aproximadamente Cz\$ 5.000,00 (maio de 87), que, mesmo acrescido de tributos e mão-de-obra, é inferior ao valor médio de Cz\$ 24.000,00 (US\$ 600,00) mais as taxas alfandegárias de um radiômetro importado.

Alguns aprimoramentos no protótipo, ainda, poderiam ser feitos. Dentre eles destaca-se a possibilidade de utilizar um

único filtro óptico, de banda mais estreita e fabricado com tecnologia nacional, ao invés dos importados; uma montagem e acabamento que reduzissem o tamanho do protótipo e a possibilidade de se medir irradiância tanto em $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ com $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$.

Apesar das imperfeições, o protótipo construído atende às finalidades propostas, podendo ser utilizado pelos pediatras na verificação e calibração das unidades fototerápicas do berçário, garantindo assim uma maior eficácia desta terapia no tratamento das hiperbilirrubinemia neonatal.

Referências 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*, 57,(4): 502-504.
- CHAPELL A. (1976). *Optoelectronics: Theory and practice*. Ed. Texas Instruments Ltd., Dallas.
- CREMER, R.J.; PERRYMAN, P.W. & RICHARDS, D.H. (1958). Influence of light on the hyperbilirubinemia of infants. *Lancet*, 1:1094-1097.
- GLAUSER, S.C.; LOMBARD, S.A.; GLAUSER E.M. & SISSON, T.R.C. (1971). Action spectrum for the photodestruction of bilirubin. *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.*, 136:518-519.
- HAMMERMAN, C.; EIDELMAN, A.I.; LEE, K. & GARTNER, L.M. (1981). Comparative measurements of phototherapy: a practical guide. *Pediatrics*, 67, (3):368-372.
- LANNING, E.; CUKOR, P.; KLEIN, R. & ENTE, G. (1972). Discussion in Sausville, J.W.; Sisson, T.R.C. & Berger, D. (1972). *J. Illumin. Engin. Soc.*, 1:116.
- MAISELS, M.J. (1982). Jaundice in the newborn. *Pediatrics in review*, 3, (10):305-319.
- MCDONAGH, A.F. & LIGHTNER, D.A. (1985). "Like a shrivelled blood orange": bilirubin, jaundice and phototherapy. *Pediatrics*, 75, (3):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*, 83, (4):658-662.
- NETTO, E.J. (1987). *Monitor de Radiação para Fototerapia*. Tese de Mestrado apresentada na FEE. Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- TAN K.L. (1975). Comparison of the effectiveness of phototherapy and exchange transfusion in the management of non-hemolytic neonatal hyperbilirubinemia. *J. Pediatrics*, 87, (4):609-612.
-