

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELETRICA

MONITOR DE RADIAÇÃO PARA FOTOTERAPIA

EDEN JANUARIO NETTO

Orientador: Prof. Dr. Wang Binseng

Tese de Mestrado apresentada na
Faculdade de Engenharia Elétrica

CAMPINAS - 1987

Este exemplar corresponde à versão final
de tese defendida por Eden Januário Netto
e aprovada pela Comissão Julgadora
em 25/5/87.

Assinatura

Este trabalho é dedicado

A meus Avós,
pelo carinho

a meus Pais,
pela lição de vida

a meus Irmãos,
pelo apoio

e

a meus Amigos,
pela gratidão de tê-los.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Wang Einseng, pela orientação, paciência e apoio, que foram fundamentais na elaboração deste trabalho.

Ao Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani e Prof. Dr. Saide Jorge Calil, pelas sugestões que muito contribuíram para este projeto.

A Profa. Dra. Maria Adélia Collier Farias e Profa. Vera Lucia da Silveira Nantes Button, pela colaboração.

Ao CEFET-PR, representado pelo Diretor-Geral Prof. Ataíde Moacyr Ferrazza, pelo afastamento e incentivo para a realização de curso de mestrado.

A CAPES-PICD, pela bolsa de estudo, e ao CNPq, pelo financiamento do projeto.

Aos colegas da Pós-graduação, cuja amizade, auxílio, incentivo foram determinantes para a conclusão deste trabalho.

Ao colega Eng. Edson Sganzerla, pelo apoio dado em Curitiba, durante minha permanência em Campinas.

Ao Eng. Alexandre Henrique Hermini e o Técnico Marcio

Toshiharu Watoniki, da Area de Engenharia Médica do Centro de Engenharia Biomédica (CEB), pela construção do protótipo.

Aos Engenheiros e Técnicos da Area de Engenharia Hospitalar do CEB, particularmente a Enga. Erica Wall, pelo apoio encontrado.

A Heliodinâmica S/A, representado pelos Enqs. Reinaldo Mouta e Valentino Carlos Mirica, pela célula solar fornecida e pela calibração óptica do protótipo.

A Sra. Luiza Maria de Campos e Sr. Mauro Sérgio Martinazo, pelo excelente e paciente trabalho de desenho.

Ao setor de Mecânica do CEB, particularmente ao Sr. Vanderlei de Santis, pela confecção da parte mecânica do protótipo.

E a todos do Centro de Engenharia Biomedica da Unicamp, pela amizade e apoio.

INDICE

Lista das figuras.....	1
Lista das tabelas.....	11
Resumo.....	111
Abstract.....	114
 Capítulo I - INTRODUÇÃO.....	 1
 Capítulo II - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	 17
2.1 Aspectos Físicos.....	17
2.1.1 Radiação eletromagnética.....	17
2.1.2 Espectro eletromagnético.....	17
2.1.3 Radiação visível.....	18
2.1.4 Fontes de radiação para a faixa do visível.....	18
2.1.5 Sistemas fotométrico e radiométrico.....	18
2.2 Aspectos Biológicos e Químicos.....	17
2.2.1 Bilirrubina.....	17
2.3 Aspectos Clínicos.....	17
2.3.1 Patológicos.....	17
2.3.1.1 Icterícia do recém-nascido.....	18
2.3.1.2 Diagnóstico diferencial da ictericia.....	18
2.3.1.3 Toxicidade da bilirrubina indireta.....	18
2.3.2 Terapêuticos.....	18
2.3.2.1 Prevenção da hiperbilirrubinemia.....	18
2.3.2.2 Fototerapia.....	18
2.3.2.2.1 Histórico.....	20
2.3.2.2.2 Efeito da radiação na bilirrubina.....	20
2.3.2.2.3 Espectro eficaz no tratamento.....	31
2.3.2.2.4 Relação dose-resposta.....	36
2.3.2.2.5 Toxicidade dos produtos fotodegradados.....	42
2.3.2.2.6 Riscos potenciais da fototerapia.....	42
 Capítulo III - O MONITOR DE RADIAÇÃO.....	 44
3.1 O Monitor de Radiação em blocos.....	44
3.2 A cabeça óptica.....	45
3.3 A unidade de medida.....	47
3.4 O integrador.....	47
3.4.1 Alimentação.....	48
3.4.2 Processamento analógico.....	48
3.4.3 Processamento digital.....	49
3.4.4 Conversão digital-analógico.....	50
3.4.5 Alimentação a bateria.....	51
3.5 Calibração óptica.....	51
 Capítulo IV - RESULTADOS.....	 61
4.1 Linearidade do Monitor de Radiação.....	61
4.1.1 Na medição de irradiância (Radiômetro).....	61

4.1.2 Na integração (dose).....	62
4.2 Resposta Espectral do Monitor de Radiação.....	63
4.2.1 Teórica.....	63
4.2.2 Experimental.....	64
4.2.3 Comparativa.....	64
4.2.3.1 Absoluta.....	64
4.2.3.2 Relativa.....	65
4.3 Desempenho.....	65
4.4 Consumo.....	66
 Capítulo V - DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	 76
 Apêndice 1 - MANUAL DE OPERAÇÃO.....	 80
Apêndice 2 - CALIBRAÇÃO ELETRÔNICA.....	87
Apêndice 3 - DESEMPENHO.....	93
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	97

LISTA DAS FIGURAS

Figura 1.1.....	6
Figura 1.2.....	7
Figura 1.3.....	8
Figura 1.4.....	9
Figura 1.5.....	10
Figura 2.1.....	13
Figura 2.2.....	19
Figura 2.3.....	19
Figura 2.4.....	23
Figura 2.5.....	33
Figura 2.6.....	33
Figura 2.7.....	34
Figura 2.8.....	36
Figura 2.9.....	36
Figura 2.10.....	37
Figura 2.11.....	40
Figura 2.12.....	40
Figura 2.13.....	41
Figura 3.1.....	53
Figura 3.2.....	54
Figura 3.3.....	55
Figura 3.4.....	56
Figura 3.5.....	57
Figura 3.6.....	58
Figura 3.7.....	59
Figura 4.1.....	67
Figura 4.2.....	68
Figura 4.3.....	69
Figura A1.1.....	85
Figura A1.2.....	86
Figura A2.1.....	91
Figura A2.2.....	92
Figura A3.1.....	95

LISTA DAS TABELAS

Tabela 1.1.....	5
Tabela 2.1.....	26
Tabela 3.1.....	60
Tabela 4.1.....	70
Tabela 4.2.....	71
Tabela 4.3.....	72
Tabela 4.4.....	73
Tabela 4.5.....	74
Tabela 4.6.....	75
Tabela A3.1.....	96

RESUMO

Fototerapia tem sido utilizada rotineiramente para o tratamento de hiperbilirrubinemia (ictérica acentuada) em recém-nascidos, desde a descoberta que a luz pode reduzir a concentração plasmática de bilirrubina. Entretanto, a eficácia da fototerapia depende fundamentalmente da irradiância na faixa de 400 a 500 nm (parte azul da radiação visível) que alcança o recém-nascido. Se a irradiância for abaixo de um valor mínimo, o tratamento é ineficaz. Acima deste valor mínimo, se obtém uma correlação direta entre a irradiância e o decréscimo médio da concentração de bilirrubina, até alcançar um ponto de saturação.

A quantidade de radiação que alcança o paciente depende de muitos fatores. Por exemplo, o tipo de lâmpada fluorescente utilizada, a idade da lâmpada, a tensão de alimentação, a temperatura de operação das lâmpadas, a distância paciente-unidade fototerápica, o posicionamento do recém-nascido no berço, sujeiras na unidade fototerápica e outros. Por isso, recomenda-se fortemente que periodicamente sejam efetuadas medições de irradiância nas unidades fototerápicas.

Neste trabalho, apresenta-se o projeto e construção de um Monitor de Radiação para Fototerapia. Este protótipo fornece a irradiância de 0 a 1999 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ na faixa eficaz para o tratamento e a densidade de energia (dose) de 0 a 512 J/cm^2 entregue ao paciente durante a terapia. A primeira, operação como radiômetro, é fundamental para se garantir a eficácia do tratamento fototerápico; a segunda, foi idealizada pois existem muitos fatores que alteram significativamente o valor da irradiância durante o tratamento, dificultando o cálculo da dose.

Os resultados demonstram que o protótipo construído, a custo relativamente baixo e com componentes e peças disponíveis no mercado nacional, exceção feita aos filtros ópticos, atende aos objetivos inicialmente propostos. Desta forma, indica-se a sua utilização rotineiramente pelos pediatras na avaliação e acompanhamento dos tratamentos fototerápicos.

ABSTRACT

Phototherapy has been used routinely for the treatment of neonatal hyperbilirubinemia (jaundice) ever since the discovery that light can reduce the serum concentration of bilirubin. However, the efficacy of phototherapy depends strongly on the irradiance in the 400 - 500 nm wavelengths region (blue in the visible spectrum) that actually reaches the newborn. If the irradiance is below a certain minimum, the treatment may be ineffective. Above this value, a direct correlation between irradiance and mean serum bilirubin reduction is obtained, until a saturation point is reached.

The actual amount of radiation that reaches the newborn depends on many factors. For example, the type, the age, and the operating voltage and temperature of the light bulbs, the distance between the patient and the light source, and the position of baby within the crib. So periodical measurements of the irradiance produced by each phototherapy unit has been recommended strongly.

Here the design and construction of a radiometer and monitor for phototherapy is presented. It is capable of measuring irradiance in the range of 0 to 1999 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$, within the region of spectrum most efficacious for phototherapy; furthermore, it can measure the radiation energy density (dosage) actually delivered to the patient during the entire therapy, in the range of 0 to 512 J/cm^2 . The first measurement, acting as radiometer, is essential in assuring the efficacy of the treatment, whereas the second was invented because there are many factors that can alter significantly the irradiance along the treatment, making it very difficult to calculate the actual dosage.

Results of tests proved that the prototype built is capable of providing the measurements described above and, thus, can be used routinely for checking and monitoring phototherapy.

C A P Í T U L O I

INTRODUÇÃO

Em todas as partes do Mundo, a principal preocupação da Saúde Pública está focalizada na saúde materno-infantil, uma vez que, por razões fisiológicas, a demanda de atenção é maior para a criança desde a sua concepção até a sua maturação física e mental, passando por períodos críticos de gestação, parto e desenvolvimento infantil. Esta preocupação é particularmente acentuada nos países em desenvolvimento, onde a taxa de natalidade é mais elevada que a de países desenvolvidos e também há maior proporção de crianças na sociedade.

Dentre os problemas mais típicos que atingem a população infantil, tem-se a hiperbilirrubinemia, ou icterícia acentuada, que se não prevenida ou tratada adequadamente, pode produzir sequelas no sistema nervoso central, comprometendo o desenvolvimento mental posterior da criança, e no extremo, levando à morte.

A primeira vista, este problema poderia ser solucionado com a ampliação da cobertura da Atenção Primária, conjugando um rápido atendimento em termos de diagnóstico com uma terapêutica adequada. Além de pessoal qualificado, a seguinte instrumentação seria necessária:

- um bilirrubinômetro ou espectrofotômetro, para determinar a concen-

tração de bilirrubina no sangue e,

- uma unidade fototerápica, para reduzir a concentração de bilirrubina no paciente pela ação da luz.

Embora os dois instrumentos acima estejam disponíveis no mercado, por serem fabricados no País, graves problemas persistem sobretudo em relação a fototerapia, prejudicando o tratamento de pacientes neonatais.

1) A utilização de lâmpadas fluorescentes de largo espectro, própria para a iluminação de ambientes, ao invés das azuis, que são adequadas para o tratamento fototerápico (figura 1.1).

2) O envelhecimento da lâmpada fluorescente com o uso, reduzindo a sua potência luminosa emitida (tabela 1.1).

3) Alterações na distância paciente-unidade fototerápica, modificando o valor da irradiância ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$) que alcança o paciente (figura 1.2).

4) O posicionamento do recém-nascido no berço ou incubadora, pois existe um gradiente significativo na irradiância detectada, da região central para as extremidades (figura 1.3)

5) O efeito da temperatura na potência luminosa emitida por estas lâmpadas (figura 1.4).

6) A alteração da tensão da rede elétrica, que alimenta a unidade fototerápica, na potência luminosa emitida (figura 1.5).

7) Dentre os inúmeros outros fatores de menor importância, vale ressaltar o efeito atenuador exercido pelo tempo em tratamentos efetuados em incubadoras, sujeiras presentes na unidade fototerápica, a posição do berço ou incubadora em relação as janelas do ambiente e a luminosidade do dia (Landry et al., 1985).

Portanto, em vista destes fatores que alteram substancialmente o nível da irradiância ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$) e a existência de um valor mínimo necessário para a eficácia do tratamento fototerápico, como proposto por Bonta & Warshaw (1976), é fundamental que todo berçário seja equipado com um Radiômetro especialmente projetado, para acompanhar continuamente (ou, ao menos, periodicamente) a quantidade de radiação que alcança o recém-nascido. Este Radiômetro, além de otimizar a seleção e substituição das lâmpadas (Maisels, 1982), propiciaria que fosse efetuada uma terapia controlada e, conseqüentemente, eficaz. Aliás, esta medida é preconizada em países desenvolvidos; por exemplo, Mims et al. (1973) afirmam:

"Fototerapia sem algum meio de se medir a irradiância (microwatts por centímetro quadrado) na faixa azul do espectro visível é incompleta".

Sentindo a necessidade, foi proposto nesta tese o projeto e construção de um Monitor de Radiação para Fototerapia. O Monitor foi idealizado para fornecer dois tipos de leituras: a primeira, como Radiômetro, medir a irradiância ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$) na faixa azul da radiação visível, e a segunda, como Integrador, efetuar a integração deste sinal durante o tratamento fototerápico fornecendo, assim, o valor da densi-

dade de energia (J/cm^2) que foi aplicado ao recém-nascido.

A leitura de irradiância é fundamental para se garantir a eficácia do tratamento. A possibilidade de se monitorar a densidade de energia (dose) foi imaginada porque existem fatores, ilustrados anteriormente, que alteram significativamente o valor da irradiância durante o tratamento. Ressalta-se que dos radiômetros importados (Biotek, Air Shields, International Light, Olympic Mark II e United Detector Technology) (Hammerman et al. 1981), comumente utilizados no exterior na monitoração das fototerapias, nenhum permite a determinação da densidade de energia entregue ao paciente. No entanto, o RRMC Dosimeter, lançado recentemente pela Rocky Mountain Medical Corporation, já incorpora esta capacidade.

TABELA 1.1

Redução da potência emitida com o envelhecimento da lâmpada fluorescente

- para 200 horas de uso

tipo	redução	referência
azul	20 %	Sausville et al. (1972)
branca-fria	5 %	Ente et al. (1972)

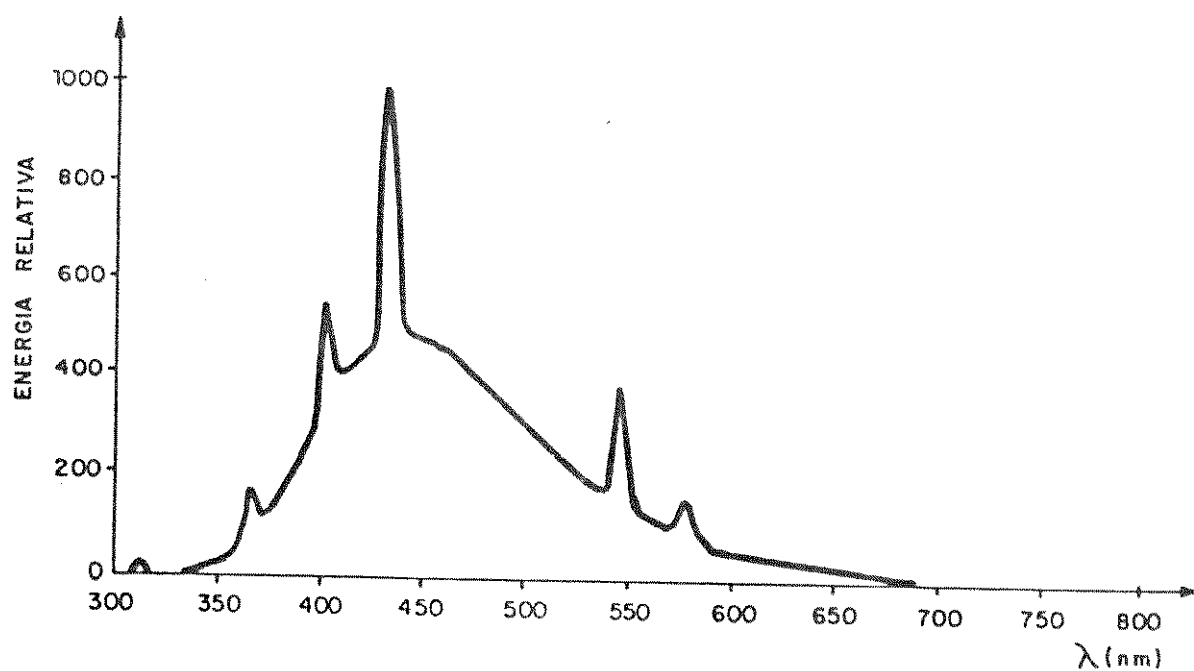
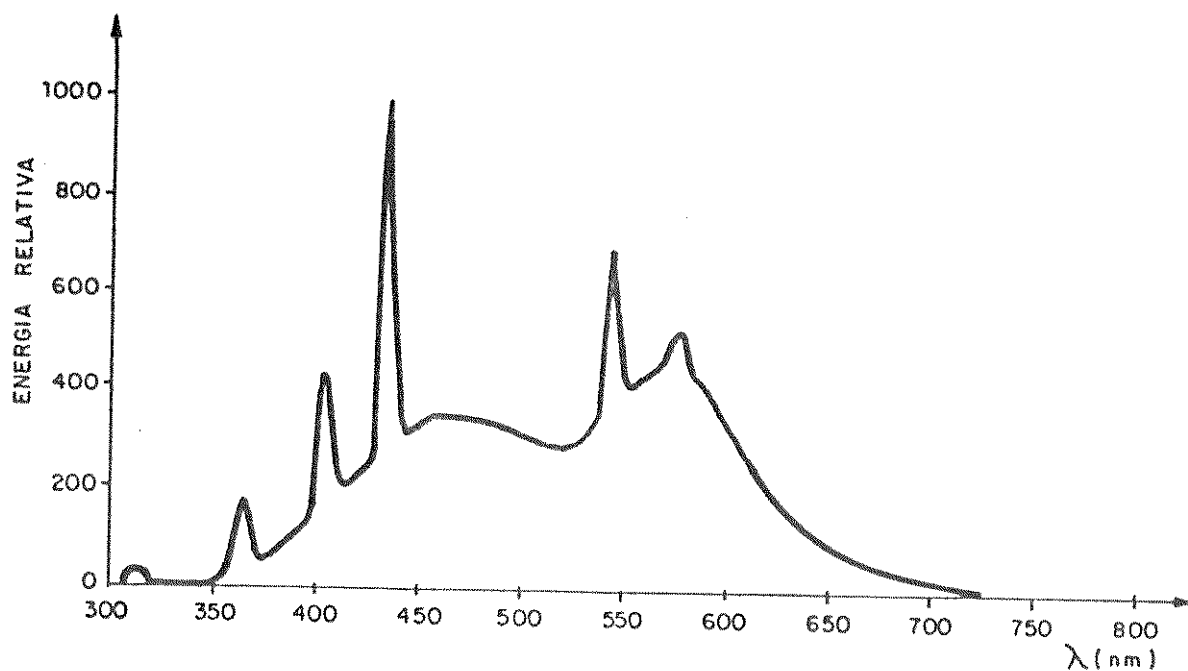


FIG. 1.1 - Distribuição espectral da potência emitida pelas lâmpadas fluorescentes tipo luz do dia e azul, respectivamente. (Modificado de Sausville et al., 1972). Ressalta-se que a faixa compreendida entre os comprimentos de onda de 400 a 500 nm (vide Capítulo II : Fundamentação Teórica) é a eficaz no tratamento da hiperbilirrubinemia.

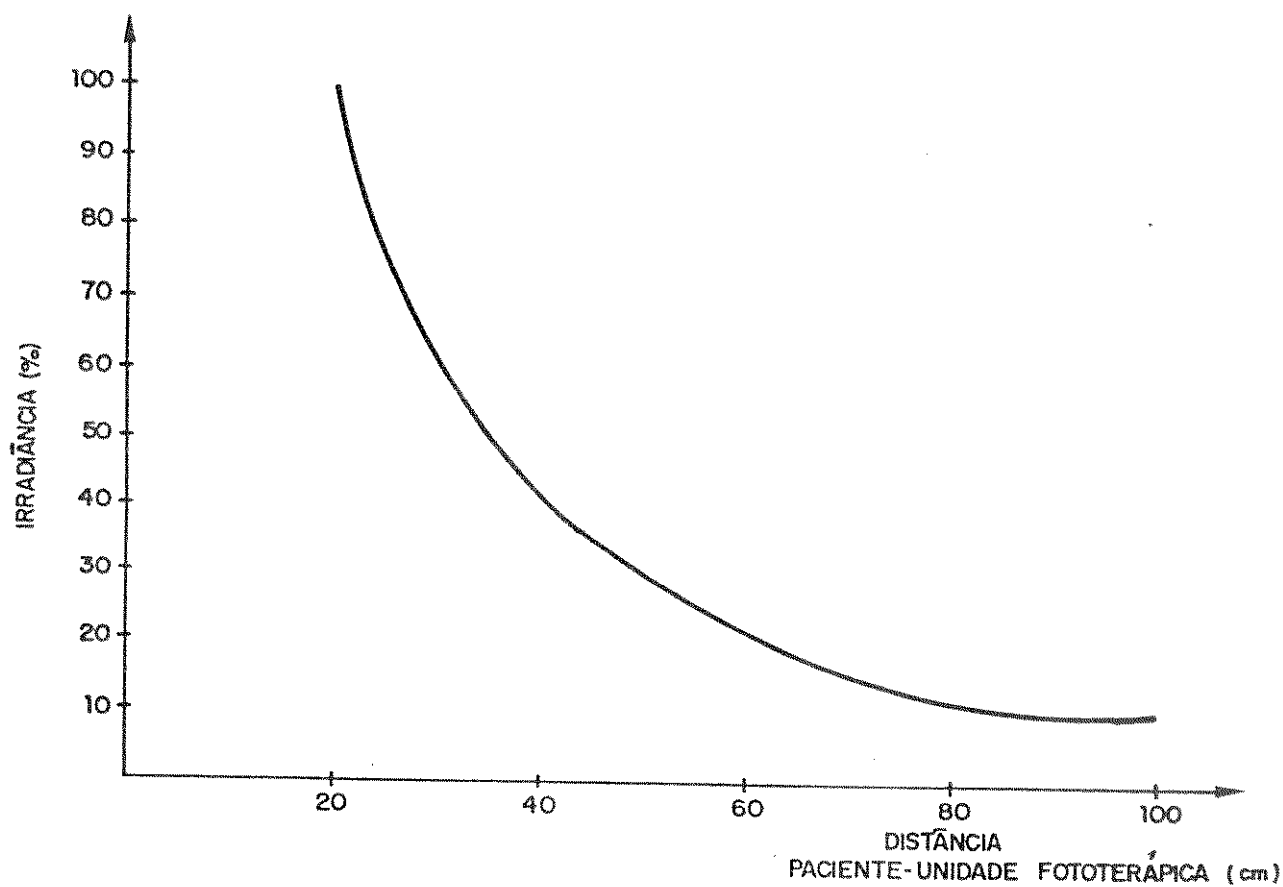


FIG. 1.2 - Comportamento da irradiância (normalizado) com a distância paciente-unidade fototerápica. (Modificado de Philips, 1983).

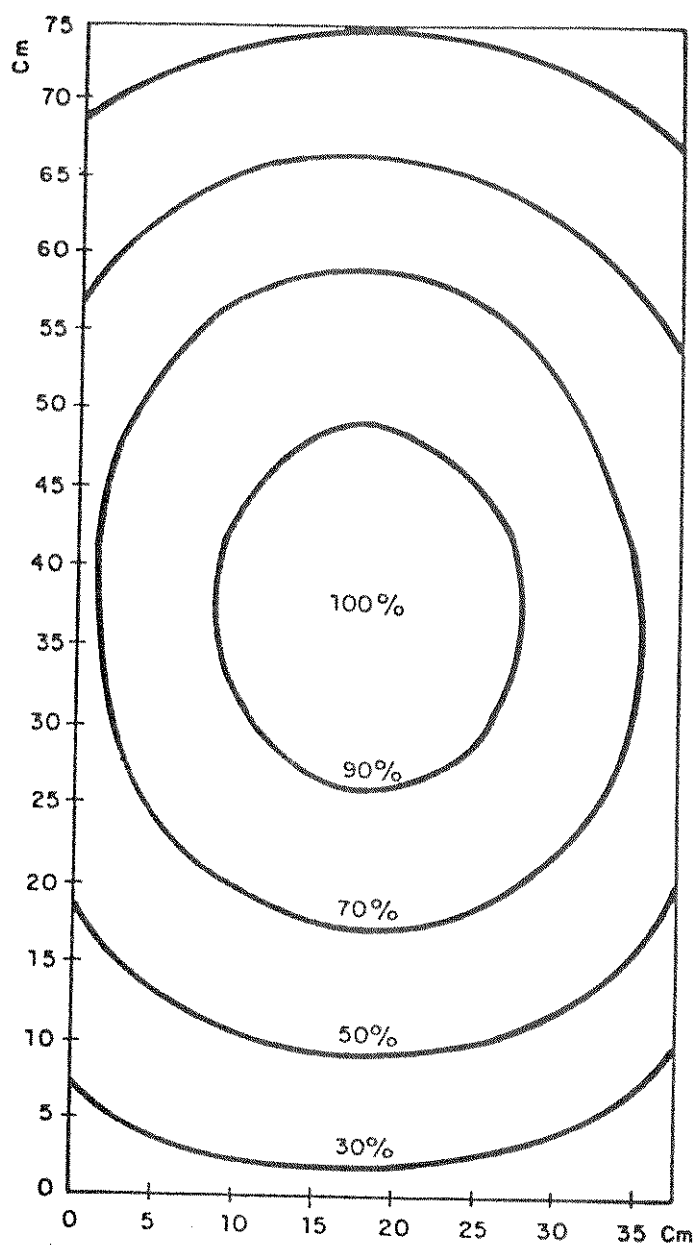


FIG. 1.3 - Distribuição (mapeamento) normalizado da irradiância no plano do colchão, 42 cm da fonte, quando iluminado por uma unidade fototerápica Fanem, composta por 7 lâmpadas fluorescentes novas, do tipo luz do dia, operando em condições estáveis de temperatura e tensão de alimentação. Os valores de irradiância foram obtidos sem luz ambiental e utilizando-se o Monitor de Radiação desenvolvido.

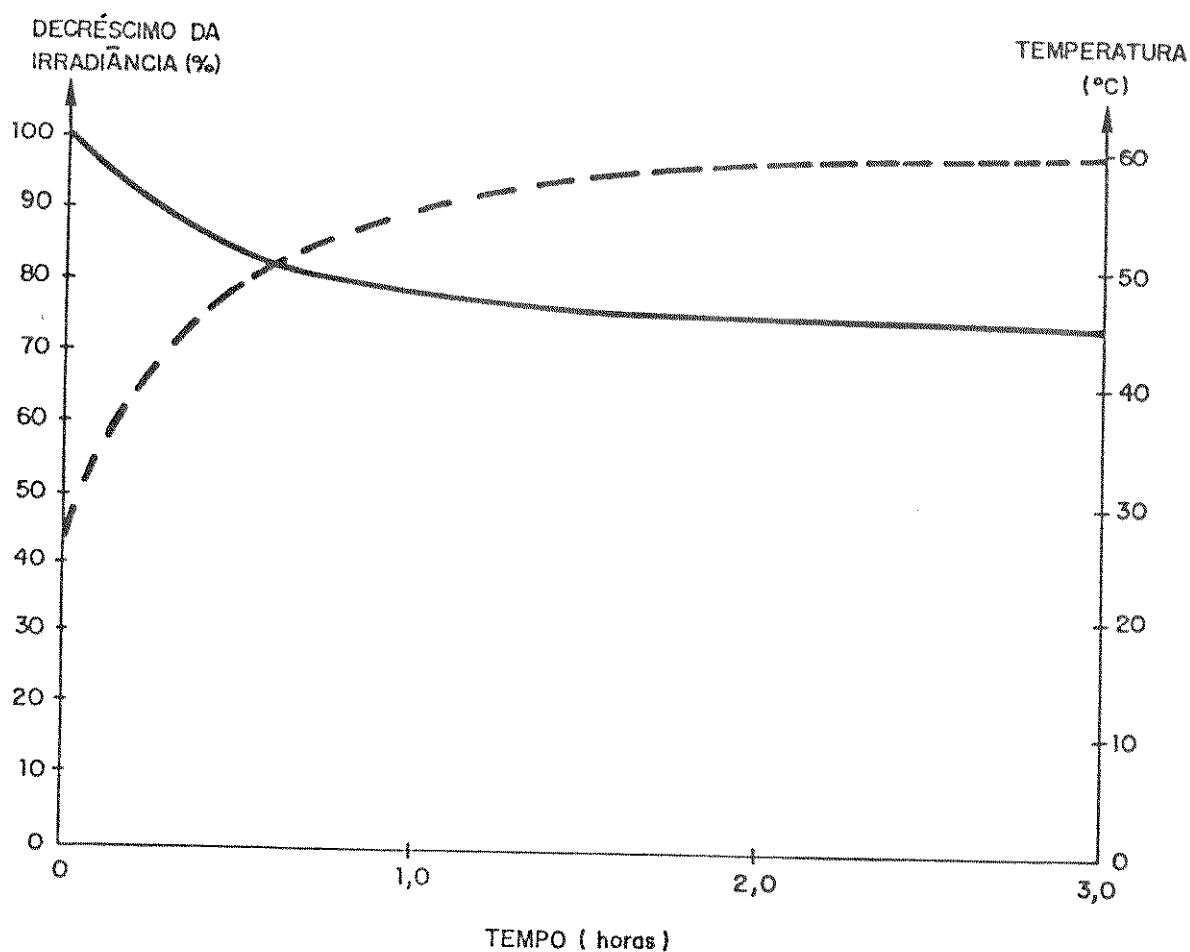


FIG. 1.4 - Elevação da temperatura, no interior da bandeja que abriga as lâmpadas, com o tempo de acionamento e seu efeito na irradiância, registrada a 42 cm da unidade fototerápica Fanem, composta por 7 lâmpadas fluorescentes novas, do tipo luz do dia, operando com alimentação estabilizada. Os valores de irradiância foram obtidos sem luz ambiental e utilizando-se o Monitor de Radiação desenvolvido. Klein (1972) aponta que os reatores são responsáveis por 60% do calor gerado pela unidade fototerápica.

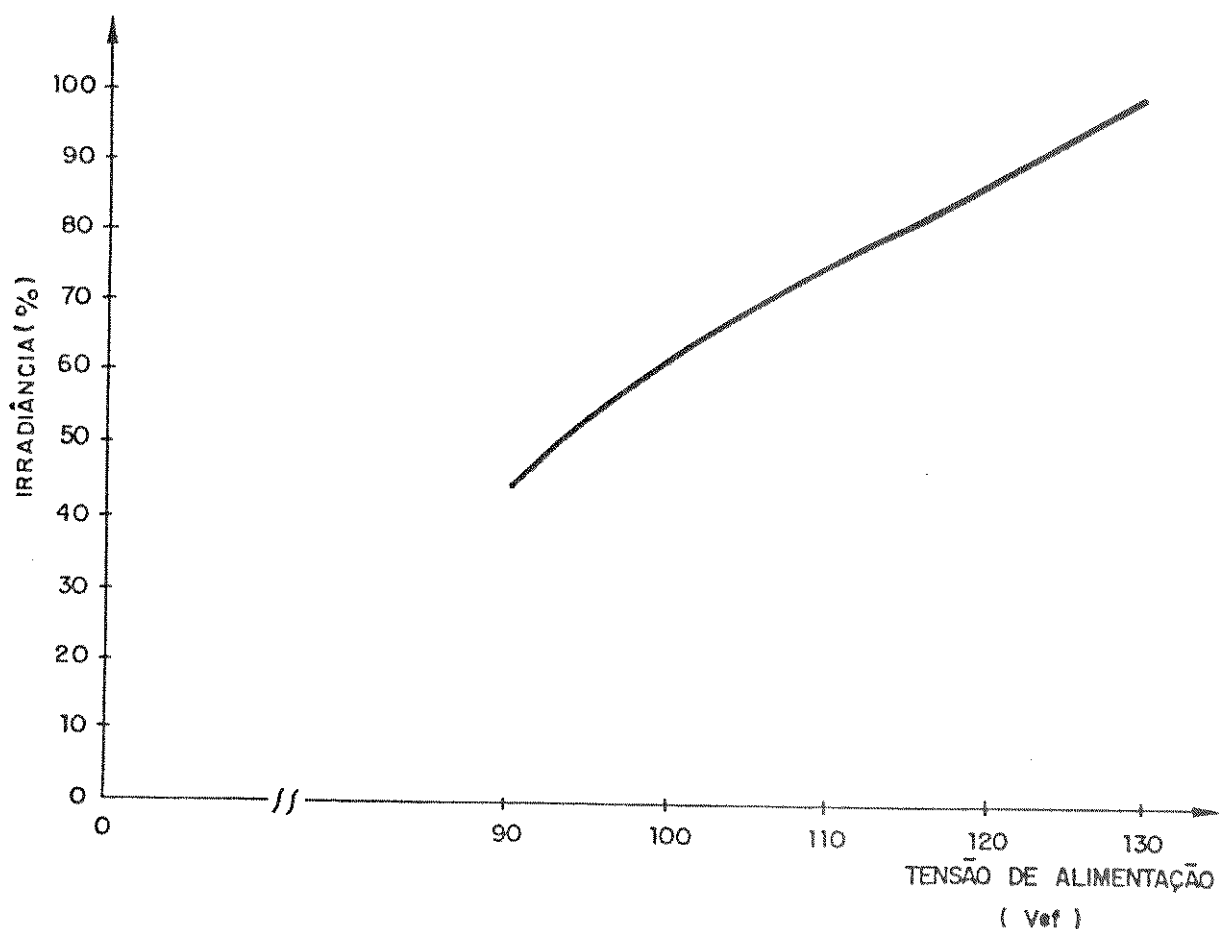


FIG. 1.5 - Comportamento da irradiância (normalizado), a 42 cm da fonte, com a variação da tensão de alimentação da unidade fototerápica Fanem, composta por 7 lâmpadas fluorescentes novas, do tipo luz do dia, operando com temperatura constante. Os valores de irradiância foram obtidos sem luz ambiental e utilizando-se o Monitor de Radiação desenvolvido. Landry et al. (1985) registraram uma queda de 55 % na irradiância com a redução da tensão de alimentação de 125 para 100 V_{ef}.

C A P Í T U L O II

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são apresentados os conceitos básicos que se fizeram necessários para o desenvolvimento do projeto. A sua divisão em três tópicos, Aspectos Físicos, Biológicos e Químicos, e Clínicos, parece ser conveniente para uma boa apresentação destes conceitos. Os Aspectos Físicos tratam, de forma condensada, dos conceitos de radiação e espectro eletromagnético. Na parte Biológica e Química aborda-se, em linhas gerais, o metabolismo da bilirrubina. O tópico Aspectos Clínicos, subdividido em Patológicos e Terapêuticos, aborda na sua primeira parte a icterícia fisiológica e os perigos da hiperbilirrubinemia e, por fim, nos Terapêuticos, a prevenção e tratamento da hiperbilirrubinemia por fototerapia.

2.1) ASPECTOS FÍSICOS

2.1.1) Radiação eletromagnética

A radiação eletromagnética é produzida a partir de variações nos campos elétrico e magnético. Qualquer mudança no valor do campo elétrico, em algum ponto, gera um campo magnético alternado, em um outro adjacente. Assim, as oscilações nas intensidades dos campos elétrico e magnético são transferidas de um lugar a outro do espaço, na forma de radiação eletromagnética. A sua velocidade de propagação no vácuo é de 300.000 km/s e independe da sua frequência ou comprimento de onda. Estas três grandezas se relacionam pela fórmula abaixo (Lanberg, 1972).

$$\text{velocidade (c)} = \text{frequência (f)} \times \text{comprimento de onda (\lambda)}$$

2.1.2) Espectro eletromagnético

A totalidade das radiações eletromagnéticas são divididas em vários grupos de acordo com a sua frequência (ou comprimento de onda). A esta representação, mostrada na figura 2.1, denomina-se espectro eletromagnético.

Iniciando se pelas frequências baixas, tem se as ondas de rádio, as microondas, o infra-vermelho, a radiação visível, o ultravioleta, os raios X, os raios "gamma" e por fim, os raios cósmicos. De forma geral, cada faixa do espectro possui aplicações particulares,

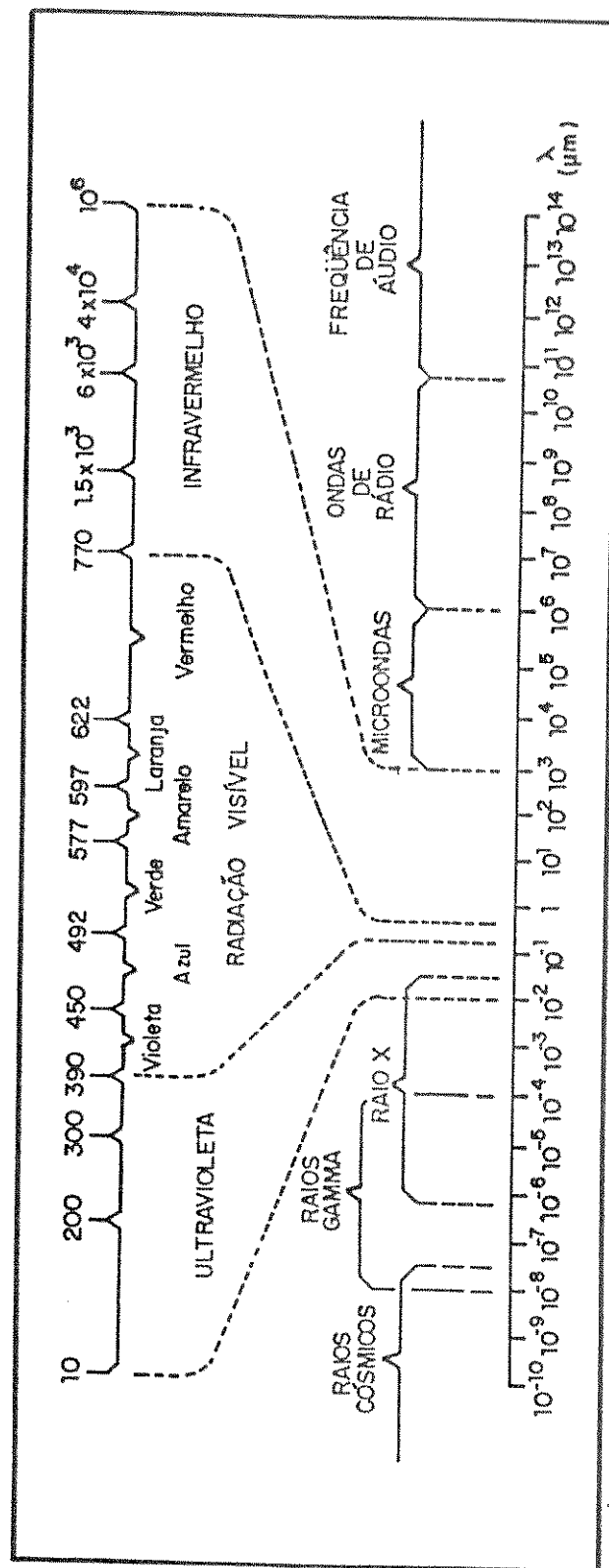


FIG. 2.1 - Representação espectral da radiação eletromagnética.
(Modificado de Chappell, 1976).

bem como suas fontes próprias e técnicas de medição e detecção.

2.1.3) Radiação visível

A radiação visível, que apresenta a capacidade de excitar o nervo óptico, se encontra entre os comprimentos de onda de 390 a 770 nm (nanômetros). Dentro desta faixa, o olho humano percebe uma determinada cor dependendo do comprimento de onda que o estimulou. Por isso, esta faixa foi dividida em várias sub-faixas, de acordo com a cor percebida, conforme mostra a figura 2.1 (Chappell, 1976).

2.1.4) Fontes de radiação para a faixa visível

Existem muitas fontes de radiação potencialmente úteis para a faixa do visível; o sol é a mais típica, no entanto, as fontes mais práticas e controláveis são as lâmpadas incandescente e fluorescente.

A lâmpada incandescente, que grosseiramente consiste de um fio aquecido dentro de um bulbo de vidro, emite um espectro contínuo de comprimentos de onda, desde o ultra-violeta até o infra-vermelho, passando pelo visível. Entretanto, a maior parte da energia radiante emitida se encontra no infra-vermelho ou a região "quente" do espectro (Klein, 1972).

Numa lâmpada fluorescente, basicamente uma pequena porção de vapor de mercúrio é excitada pela corrente elétrica; por isso, alguns elétrons dos átomos de mercúrio se movem para fora de sua posição orbital normal e quando retornam a sua posição inicial, fornecem sua energia de excitação na forma de radiação em específicos comprimentos de onda. Muitos destes, notadamente aqueles na faixa do ultra-violeta, excitam a cobertura guíaca (fosforo) da parede interna da lâmpada, de forma que esta fluoresça e forneça outros comprimentos de onda na faixa do visível. As lâmpadas fluorescentes são eficientes em brilho, pois a maior parte da sua potência emitida se encontra na faixa visível do espectro (Klein, 1972).

Vários tipos de lâmpadas fluorescentes são disponíveis no mercado, como, luz do dia, branca fria, branca quente e outras, e a sua indicação depende das particularidades do ambiente que se deseja iluminar. Fisicamente, a diferença verificada no espectro de emissão destas lâmpadas é fundamentalmente devido ao tipo de fósforo utilizado na sua confecção (Klein, 1972).

2.1.5) Sistemas fotométrico e radiométrico

A medição da radiação eletromagnética, como uma entidade física, é efetuada com grandezas do sistema radiométrico. No entanto, quando a radiação é avaliada considerando o seu efeito e percepção pelo olho humano, as grandezas utilizadas são do sistema fotométrico. Este segundo sistema utiliza nas avaliações a curva de sensibilidade relativa do olho humano, que é padrão e possui o máximo na porção ver-

de-amarelo do espectro visível. Apesar de serem sistemas diferentes, muitas vezes é confusa a interpretação de seus parâmetros devido ao paralelismo existente entre eles, como pode ser observado pela descrição abaixo.

O fluxo radiante, um parâmetro do sistema radiométrico, dado em Watts, é definido como o quociente da energia radiante (E), transmitida por radiação, dividida pelo tempo (t); ao passo que, o fluxo luminoso, do sistema fotométrico, é o fluxo radiante emitido que produz a impressão de luz quando atinge a retina do olho. Portanto, o fluxo luminoso, dado em Lúmen, é a porção espectral do fluxo radiante à qual o olho humano é sensível. A seguir, em forma de tabela, compara-se alguns termos e unidades.

sistema	parâmetro	dimensão	unidade
radiométrico	fluxo radiante	potência	Watts
fotométrico	fluxo luminoso	potência	Lúmen
radiométrico	irradiância	potência/área	Watts/metro2
fotométrico	iluminância	potência/área	"foot-candle" (pé-candela)

Por outro lado, os parâmetros do sistema radiométrico podem ser fornecidos considerando-se a distribuição espectral da radiação. Assim, por exemplo, a irradiância espectral é obtida dividindo-se a irradiância (Watts/metro2) pela largura de banda efetiva (nm) na faixa de interesse.

parâmetro	dimensão	unidade
irradiância espectral	potência/área/largura de banda	Watts/metro2/nanometro

2.2) ASPECTOS BIOLÓGICOS E QUÍMICOS

2.2.1) Bilirrubina

A bilirrubina é um pigmento orgânico amarelo-alaranjado encontrado no soro normal dos mamíferos e formada a partir da quebra enzimática de proteínas que contem heme. Quantitativamente, a maior fonte de heme no organismo é a hemoglobina liberada das hemácias que chegam ao final de sua vida, que é em média 120 dias para o adulto normal. A hemoglobina liberada das hemácias é fagocitada pelas células do sistema retículo-endotelial, principalmente do fígado, baço e medula óssea, onde sofre transformações até o estágio de bilirrubina (Guyton, 1973). As etapas intermediárias destas transformações parecem ser: a) desnaturação da globina; b) transformação do grupo prostético heme, cuja oxidação, acompanhada da perda de um átomo de ferro, fornece inicialmente um pigmento verde-azulado, a biliverdina e c) redução da biliverdina, com formação da bilirrubina (figura 2.2). O ferro resultante deste processo

é armazenado provisoriamente, sobretudo no fígado e baço, e depois reutilizado. A globina desaparece lentamente, sendo os produtos de sua criação integrados no "pool" orgânico de aminoácidos (Marcondes, 1974).

Entretanto, uma parte da bilirrubina formada provém de outras fontes que não os eritrócitos em degradação, acreditando-se nas seguintes: a) destruição, no próprio local de origem ou logo após sua chegada na circulação, de eritrócitos imaturos recém-formados; b) degradação intracorpúscular da hemoglobina na medula óssea, durante a maturação de eritrócitos jovens; c) heme livre, presente no fígado e d) a partir de outras proteínas, também possuidoras do grupo prostético heme, como mioglobinas, catalases, citocromos e peroxidases (Marcondes, 1974).

Até o estágio de bilirrubina, todas as transformações a partir da hemoglobina ocorrem nas células do retículo-endotelial. Daí, a bilirrubina é gradualmente liberada para a corrente sanguínea onde imediatamente se liga a albumina, uma proteína plasmática, formando um complexo bilirrubina-albumina. Os estudos mostram que aproximadamente 95% da bilirrubina se ligam à albumina, estando o restante ligada a hemoglobulina e à membrana do eritrócito, ficando menos de 1% na forma livre. A proporção de bilirrubina não ligada à albumina, única forma capaz de se difundir para o compartimento intracelular pode, porém, ser alterada pela adição ao soro de substâncias capazes de se ligar à albumina e que, por mecanismo de competição, deslocam a bilirrubina para o estado difusível (Marcondes, 1974).

Entretanto, devido à sua pobre solubilidade em água, ao seu alto coeficiente de partição água/lipídio e à sua tendência em formar associações complexas com albumina e outras proteínas, a bilirrubina formada e entregue à circulação sanguínea não é excretada diretamente pelo organismo. Esta natureza lipofílica do pigmento, no entanto, não é aparente se observarmos a sua estrutura molecular na forma planar, como mostrada na figura 2.2. A explicação para esta inconsistência é que as

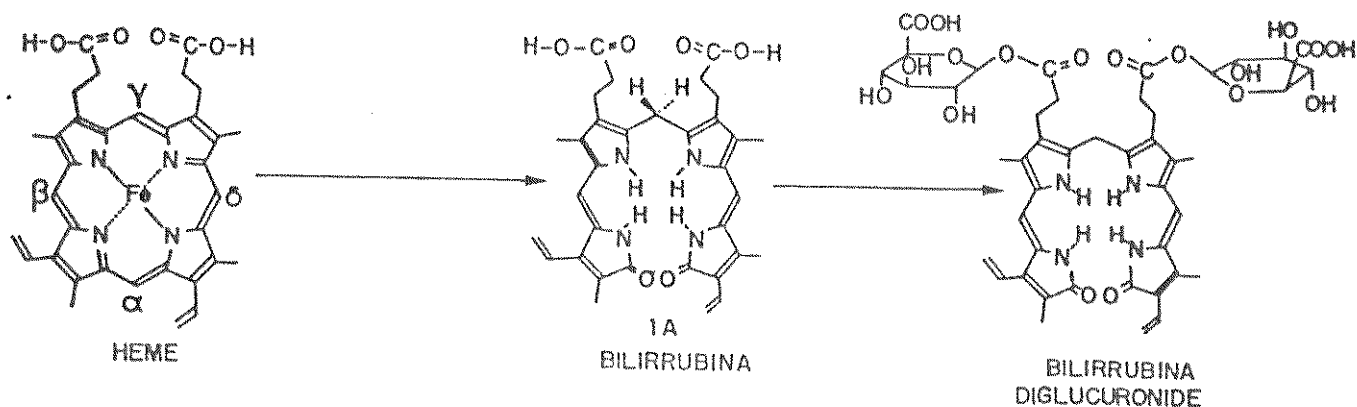


FIG. 2.2 - Principais passos na formação e metabolismo da bilirrubina (Modificado de McDonagh & Lightner, 1985)

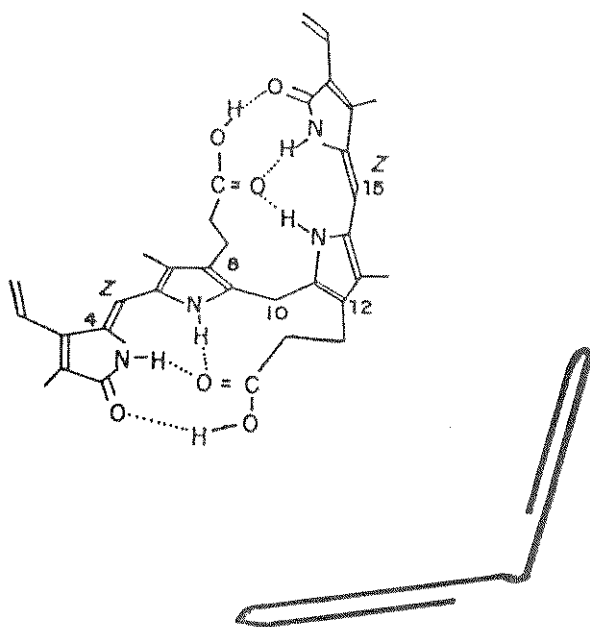


FIG. 2.3 - Forma preferida (ou conformação) da bilirrubina: esquerda, diagrama estrutural; direita, analogia com um clip. (Modificado de McDonagh & Lightner, 1985).

propriedades biológicas das moléculas dependem em largo grau da sua forma e a estrutura planar representa nada mais que uma forma da molécula. A forma ou conformação mais estável que prevalece em cristais e soluções de bilirrubina é a mostrada na figura 2.3. Esta particular conformação é estabilizada por ligações fortes, conhecidas como pontes de hidrogênio, entre grupos justapostos de NH/O e OH/O. Nesta estrutura, os grupos hidrofílicos polares NH e COOH são intimamente associados e não disponíveis para interações com grupos polares do meio. Consequentemente, a bilirrubina é insolúvel em água. Por isso, tende a se comportar como uma molécula lipofílica e, assim, passando facilmente pelas membranas biológicas tais como a placenta, a barreira hemato-cerebral e a membrana do hepatócito e sendo difícil de ser excretada (Maisels, 1982; McDonagh & Lightner, 1985).

O organismo se desintoxica da bilirrubina combinando-a enzimaticamente com o ácido glucurônico, num processo denominado conjugação (figura 2.2). Como o ácido glucurônico contém muitos radicais polares OH e COOH, o efeito final desta reação é gerar um novo pigmento que é mais hidrossolúvel e menos lipofílico que a bilirrubina, e polar o bastante para ser excretado na bile pelo fígado ou filtrado através dos rins para a urina (McDonagh & Lightner, 1985). Os passos intermediários desta transformação parecem ser: primeiro, a bilirrubina captada pelo hepatócito é liberada da proteína plasmática, mas quase instantaneamente se combina com outras proteínas (X e Y). Segundo, essas proteínas encaminham a bilirrubina a ser conjugada para o retículo endoplasmático do hepatócito, onde se processa a conjugação, graças à ação da enzima glucuronil-transferase. Cerca de 80% da bilirrubina conjugada são bilirrubina diglucuronide, que contém duas moléculas de ácido glucurônico e uma de bilirrubina. As outras componentes são: bilirrubina monoglucuronide, sulfato de bilirrubina e uma terceira fração de natureza química desconhecida (Guyton, 1973; Marcondes, 1974).

Nestas formas, a bilirrubina conjugada é excretada por um processo ativo para os condutos biliares. Uma pequena parcela, no entanto, retorna ao plasma, seja diretamente pelos sinusóides hepáticos ou indiretamente, por absorção, para o sangue, a partir dos condutos biliares ou vasos linfáticos. Qualquer que seja o mecanismo exato pelo qual retorna ao sangue, isto faz com que sempre haja uma pequena parcela de bilirrubina conjugada nos líquidos extracelulares junto com a forma não conjugada (Guyton, 1973).

A presença destes dois tipos de bilirrubina no plasma foi observada há muito tempo. Em 1930, Van der Bergh diferenciou-as, baseado na reação com ácido sulfanílico diazotizado, em bilirrubina indireta (a não conjugada) e direta (bilirrubina conjugada) (Schaffer & Avery, 1971).

No intestino, a bilirrubina conjugada sofre a ação de bactérias, transformando-se em urobilinogênio e sendo excretada nas fezes (Marcondes, 1974).

2.3) ASPECTOS CLÍNICOS

2.3.1) Patológicos

2.3.1.1) Icterícia do recém-nascido

Nos primeiros dias de vida, aproximadamente 1/2 a 2/3 do total de recém-nascidos apresentam icterícia visível, observada pela esclerótica dos olhos e amarelidão da pele. Entretanto, todas as crianças nesta fase têm uma concentração plasmática de bilirrubina indireta, ou, simplesmente, bilirrubina, mais alta do que a considerada normal em qualquer outro período da vida. A bilirrubinemia aumenta durante alguns dias até atingir um ápice, mais acentuado em prematuros, e daí começa a decrescer até que, no final da primeira semana para recém nascido a termo e um pouco mais tarde para prematuro, a icterícia fisiológica desaparece. A figura 2.4 ilustra o comportamento da concentração de bilirrubina para diferentes graus de icterícia fisiológica (Marcondes, 1974; Schaffer & Avery, 1971).

Antes do nascimento, no entanto, a concentração de bilirrubina no sangue fetal é mantida em níveis muito baixos, comparáveis a de um adulto normal. Devido à sua natureza lipofílica, a bilirrubina, por difusão placentária, alcança a circulação materna, onde captada e conjugada pelo fígado é excretada para o intestino. Após o nascimento, a bilirrubina do plasma é eliminada pelo mecanismo natural que, durante as primeiras semanas e devido a vários fatores, tem sua capacidade funcional limitada. Entre estes fatores, os principais parecem ser: a) uma ineficiência na captação da bilirrubina pela célula hepática devido à deficiência da proteína Y; b) uma baixa taxa de formação de glucuronídeos nos microsossomos dos hepatócitos em consequência da escassez da enzima glucuronil-transferase e c) uma aparente diminuição, como um todo, na funcionalidade do hepatócito, que após o nascimento deixa de receber o sangue altamente oxigenado da veia umbilical para receber o sangue menos oxigenado da veia porta. Contudo, a deficiência da enzima glucuronil-transferase é citada como a causa principal da limitada capacidade de eliminação do pigmento, portanto da icterícia fisiológica

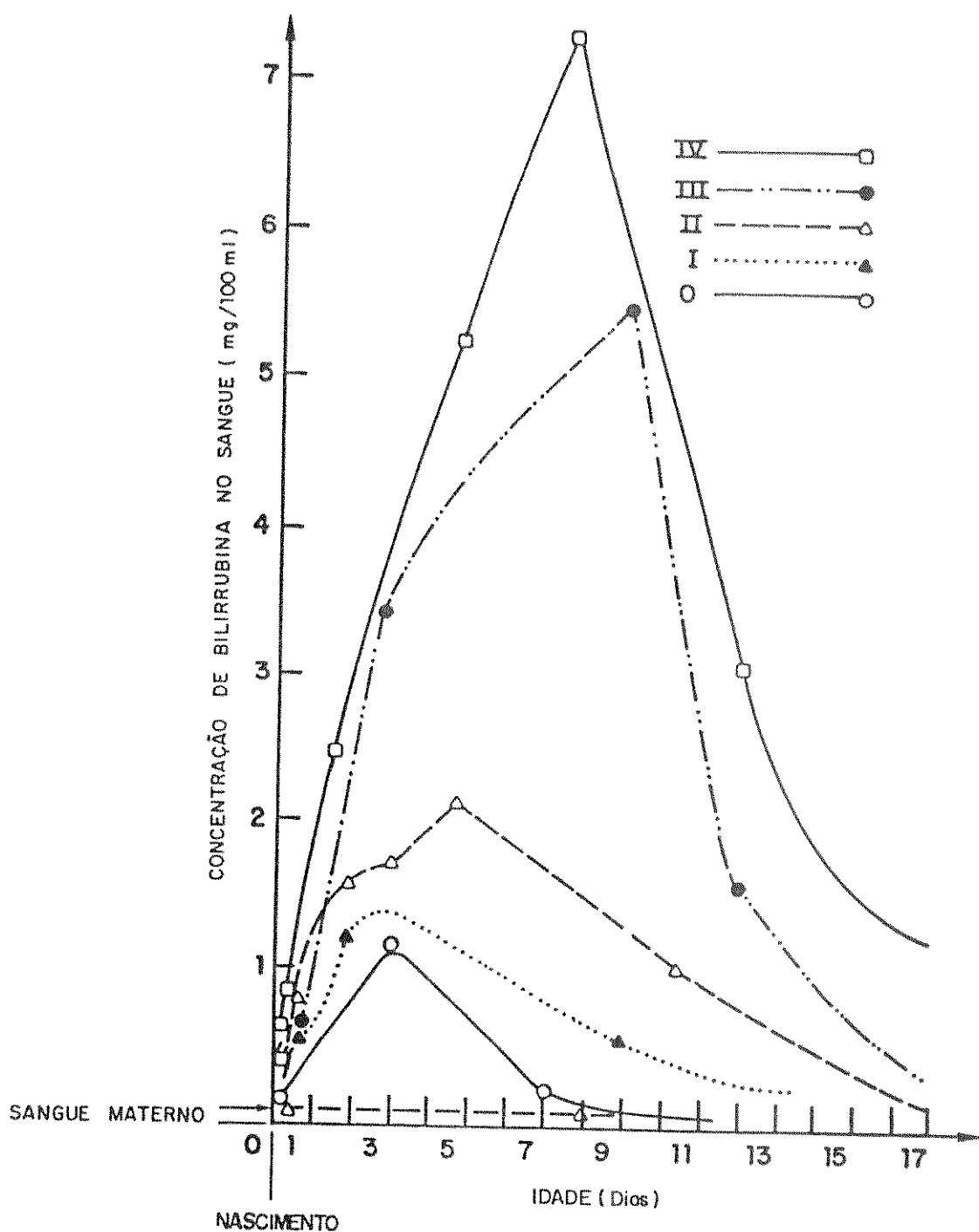


FIG. 2.4 - Representação de diferentes graus do curso da bilirrubinemia neonatal durante os primeiros dias de vida do recém-nascido. (Modificado de Schaffer & Avery, 1971).

(Marcondes, 1974; Schaffier & Avery, 1971).

Desta forma, até que os fatores anteriormente descritos assumam seus valores fisiológicos normais, a concentração de bilirrubina no plasma será elevada. Por isso, o pigmento é distribuído por muitos tecidos do organismo e produz o amarelidão típico da criança icterica.

A icterícia fisiológica é uma condição clínica em geral benigna e reversível, mas a sua acentuação exagerada, a hiperbilirrubinemia, pode produzir sequelas permanentes no sistema nervoso central, denominado kernicterus (literalmente, icterícia nuclear), e ainda, no extremo, levar à morte (Marcondes, 1974).

2.3.1.2) Diagnóstico diferencial da icterícia.

A divisão das icterícias neonatais em precoces e tardias é o primeiro passo do diagnóstico diferencial. Pode-se considerar como precoce a icterícia que se torna visível nas primeiras 24 ou 48 horas. Provavelmente, este segundo limite é mais lógico, pois inclui um maior número de entidades. É bom frisar, no entanto, que a causa principal da icterícia neste grupo, por uma larga margem, é a doença hemolítica por incompatibilidade sanguínea materno-fetal. Determinam ainda icterícia precoce, embora mais raramente, as infecções congênitas graves (citomegalia, toxoplasmose e sífilis) (Marcondes, 1974).

A icterícia tardia, ou seja, a que se torna visível após as 48 horas, pode depender de um grande número de etiologias. Porém, na maioria dos casos em que não há sinais clínicos importantes associados, o diagnóstico será icterícia fisiológica. A tabela 2.1 apresenta crité-

rios para diagnosticar as icterícias. Assim, se qualquer um destes critérios for aplicado, a icterícia em questão não é fisiológica e deve ser investigada (Maisels, 1982).

2.3.1.3) Toxicidade da bilirrubina indireta

A bilirrubina indireta, ou, simplesmente, bilirrubina, é tóxica para as células, tanto in vivo como in vitro. Embora geralmente se manifeste como encefalopatia, sua toxicidade não está restrita às células do sistema nervoso central.

A encefalopatia bilirrubínica ocorre quase que exclusivamente durante o início do período neonatal. Isto porque, nesta fase, o mecanismo natural de eliminação da bilirrubina da circulação sanguínea está prejudicado. Atualmente, muito pouco é conhecido sobre o mecanismo exato e os prejuízos subletais de sua toxicidade em recém-nascidos. Clinicamente, é difícil identificar seus efeitos tóxicos, exceto em kernicterus (McDonagh & Lightner, 1985). Neste caso extremo de encefalopatia se observa, na autópsia de crianças que morreram durante ou logo após uma icterícia acentuada, uma intensa coloração dos núcleos da base do encéfalo por bilirrubina. A bilirrubina alcança o sistema nervoso central, presumidamente devido à alta concentração do pigmento na circulação sanguínea, atravessando, na sua forma livre, a barreira hemato-cerebral e danificando as células nervosas.

Em recém-nascidos a termo, o desarranjo ocorre entre o terceiro e quarto dia e em prematuros, onde sua incidência é maior, do quarto ao décimo dia (Schaffner & Avery, 1971). As manifestações clínicas de

TABELA 2.1

Critérios não envolvidos na Icterícia Fisiológica

- 1 - Icterícia presente nas primeiras 24 horas.
- 2 - Concentração total de bilirrubina no soro aumentando mais que 5 mg/100ml por dia.
- 3 - Concentração total de bilirrubina no soro excedendo a 12,9 mg/100ml em bebês a termo ou 15 mg/100 ml em prematuros.
- 4 - Concentração de bilirrubina direta no soro excedendo 1,5 a 2,0 mg/100ml.
- 5 - A icterícia persistindo por mais de uma semana em recém-nascidos a termo e duas em prematuros.

NOTA - a ausência destes critérios não implica que a icterícia é fisiológica. Na presença de qualquer um deles, a icterícia deve ser investigada.

kernicterus em crianças a termo incluem: letargia, má sucção, choro de sons agudos, vômitos e hipotonia; mais tarde, irritabilidade, opistótonos e ataques podem ocorrer. Os prematuros, entretanto, nem sempre exibem os sinais característicos da encefalopatia grave (Maisels, 1982).

Aproximadamente metade dos recém-nascidos a termo e um pouco mais em prematuros que adquirem kernicterus morrem na fase inicial do período neonatal. Os sobreviventes manifestam serias sequelas neurológicas, particularmente na forma de atetoses, e ainda surdez, paralisia do olhar conjugado para cima e displasia dental (Maisels, 1982).

2.3.2) Terapêuticos

2.3.2.1) Prevenção da hiperbilirrubinemia

Não há dúvida que existe uma correlação direta entre a hiperbilirrubinemia, presente na icterícia acentuada, com a incidência de kernicterus em recém-nascidos, pois a prevenção da primeira reduz significativamente o número de casos da encefalopatia grave.

Nos últimos anos, tem-se adotado como valor crítico, acima do qual é provável a instalação de kernicterus durante os primeiros dias de vida do recém-nascido, uma concentração plasmática de bilirrubina de 20 mg/100 ml (342 micromoles/litro). Não é um critério perfeito, mas tem-se mostrado eficaz na diminuição dos casos da encefalopatia. Para crianças prematuras de baixo peso, este valor parece ser excessivo,

pois a presença de kernicterus foi detectada em concentrações bem inferiores, como por exemplo 10 mg/100 ml (Schaffer & Avery, 1971). Nesta classe de recém-nascidos, entretanto, outros fatores clínicos parecem contribuir para o surgimento da encefalopatia, tais como hipoxemia, sépsis, hipoalbuminemia, hipotonia e acidez (Ritter et al., 1982).

A prevenção da hiperbilirrubinemia é feita por dois modos: fisicamente por exsanguineotransfusão, onde o sangue do recém-nascido é trocado e fotoquimicamente, expondo a criança a radiação luminosa. A transfusão sanguínea é um tratamento digno de confiança em caso de icterícias intensas. Na doença hemolítica, em geral, sua indicação tem lugar antes que se desenvolvam altos níveis de bilirrubina, enquanto que em icterícias intensas, sem a presença de hiperemólise, aguarda-se o aparecimento de um limiar plasmático do pigmento.

2.3.2.2) Fototerapia

A fototerapia é um meio eficaz de se prevenir e tratar a hiperbilirrubinemia, sendo ainda um procedimento mais simples e com menores riscos que a exsanguineotransfusão. A fototerapia é mais eficiente na redução da concentração plasmática de bilirrubina em crianças com icterícias não-hemolíticas; além disso, modifica o curso da hiperbilirrubinemia em doenças hemolíticas, reduzindo, mas não eliminando, a necessidade de transfusão sanguínea (Tan, 1975).

Entretanto, o tratamento fototerápico não é recomendado para ser utilizado rotineiramente como medida profilática, e sim nos casos em que a concentração de bilirrubina é crescente e se aproxima do nível

no qual a transfusão sanguínea é necessária. Um critério utilizado é iniciar a fototerapia numa concentração de 5 mg/100 ml abaixo da considerada para a transfusão sanguínea (Maisels, 1982), embora que, na presença de doença hemolítica (Maisels, 1982) ou em prematuros de baixo peso (Brown et al., 1985), seja apropriado iniciá-la antes.

2.3.2.2.1) Histórico

Fischer e Herrle (1938) notaram que a bilirrubina é susceptível à fotodestruição (Glauser et al., 1971). No entanto, a primeira aplicação clínica que se conhece foi efetuada por Cremer et al. (1958), que inicialmente observaram um decréscimo na concentração de bilirrubina quando o soro de recém-nascidos ictericos era exposto à radiação luminosa e, a seguir, construíram uma unidade fototerápica com lâmpadas fluorescentes para o tratamento de hiperbilirrubinemia.

2.3.2.2.2) Efeito da radiação no metabolismo da bilirrubina.

Embora os seres humanos requeiram exposições a luz visível para uma saúde ótima, poucos metabolismos são afetados diretamente. Para que haja o efeito metabólico, a luz deve ser absorvida por uma molécula receptora. No entanto, a maior parte dos compostos que formam o corpo

humano são incolores e incapazes de absorverem luz. As principais moléculas absorvedoras de luz são a bilirrubina, a melanina, os compostos contendo heme e as envolvidas na visão.

Na bilirrubina, a luz aumenta a sua excreção e ainda converte rapidamente uma substancial porção desta para uma forma presumivelmente menos tóxica. Isto é efetuado por meio de uma reação fotoquímica na qual a bilirrubina, uma das poucas substâncias do corpo que absorve o azul, é o fotoreceptor primário. Até hoje, dois mecanismos gerais de reação foram demonstrados: a fotooxidação, na qual a molécula do pigmento é fisicamente destruída e a fotoisomerização, onde a molécula permanece intacta, mas deformada.

2.3.2.2.2.1) Fotooxidação

As observações in vitro revelam que a bilirrubina sofre oxidação e reações adicionais, transformando-se em biliverdina e uma série de substâncias ainda não bem caracterizadas. Estas transformações dependem em largo grau do solvente utilizado, da presença de albumina, do valor do pH e dos comprimentos de onda em questão (Behrman et al., 1969; Cohen & Ostrow, 1980; Cremer et al., 1958; Ente et al., 1972).

In vivo, o efeito da luz na bilirrubina é diferente do observado in vitro. Primeiro, porque a ação na bilirrubina se dá ao nível da pele e não no soro e em segundo, porque a biliverdina produzida in vitro não é detectada in vivo. Contudo, apesar das poucas evidências, o pigmento in vivo sofre fotooxidação para uma série de produtos incolores, que polares e pequenos são excretados na urina (McDonagh &

Lightner, 1985). Porém, este mecanismo de destruição contribui de forma reduzida na eliminação da bilirrubina pela fototerapia (Cohen & Ostrow, 1980; McDonagh, 1981).

2.3.2.2.2) Fotoisomerização

A fotoisomerização é um processo mais rápido que a fotooxidação pois a forma da molécula é trocada mas não fragmentada. A bilirrubina sofre dois tipos de isomerização. Em um destes, o grupo $\text{CH} = \text{CH}_2$ de um anel terminal da molécula de bilirrubina, na presença da luz, forma ligações novas com o anel adjacente, resultando na estrutura mostrada na figura 2.5, denominada lumirrubina (McDonagh & Lightner, 1985).

Como a lumirrubina possui exatamente a mesma constituição atômica da bilirrubina, os dois compostos são ditos isômeros e, mais especificamente, isômeros constitucionais. A taxa de formação da lumirrubina in vivo é lenta e o pigmento é retirado da circulação pelo fígado sem conjugação, pois sua molécula apresenta um terminal polar que a torna ligeiramente hidrossolúvel. Consequentemente, a lumirrubina não se acumula em grandes quantidades na circulação durante a fototerapia, a menos que o sistema hepato-biliar esteja funcionalmente comprometido.

Entretanto, uma reação mais rápida que a formação da lumirrubina é a isomeria geométrica ou configuracional. Nesta, a energia absorvida da radiação luminosa produz momentaneamente o rompimento de uma das ligações de uma dupla que une o anel terminal da bilirrubina ao

átomo vizinho, possibilitando que uma rotação de 180 graus seja efetuada em torno de seu eixo de ligação, dando origem a um isômero (Cohen & Ostrow, 1980; McDonagh, 1981; McDonagh & Lightner, 1985).

A molécula de bilirrubina possui duas duplas ligações (marcadas com flechas na figura 2.6) que podem sofrer fotoisomerização. Portanto, potencialmente, existem quatro isômeros configuracionais. O mais estável é formado dentro do nós por redução enzimática da biliverdina. Este isômero é lipofílico, hidrofóbico e requer conjugação para uma eficiente excreção na bile. As isômeros que os demais isômeros, por simplicidade denominados de fotobilirrubinas, sejam mais hidrofílicos e, portanto, possam ser retirados da circulação pelo fígado sem a necessidade de conjugação e excretados na bile (McDonagh, 1981).

A fotoisomerização provavelmente ocorre no tecido extravascular. Alguns fótons penetram na pele do paciente e são absorvidos pelo isômero natural, que se transforma em fotobilirrubina e difunde-se para o plasma onde se liga à albumina. Nesta forma, a fotobilirrubina é transportada até o fígado e excretada na bile. Porém, não mais presa à proteína estabilizadora e na presença da bile, reverte-se espontaneamente para bilirrubina. Subsequente difusão de bilirrubina do sangue para os lugares desocupados pelas fotobilirrubinas resulta no declínio de sua concentração no plasma. As fotobilirrubinas são aparentemente menos tóxicas que o isômero natural devido à sua hidrossolubilidade. Portanto, o efeito benéfico imediato da fototerapia é converter uma fração substancial de bilirrubina para uma forma presumivelmente menos tóxica (McDonagh, 1981; McDonagh & Lightner, 1985).

Dos três caminhos apresentados na eliminação da bilirrubina e sumarizados na figura 2.7, a contribuição relativa de cada um não é bem definida. Entretanto, a isomeria configuracional é a mais rápida na ocorrência da fotorreativação e a análise de produtos encontrados no ducto biliar durante a fototerapia leva a crer que é o principal canal

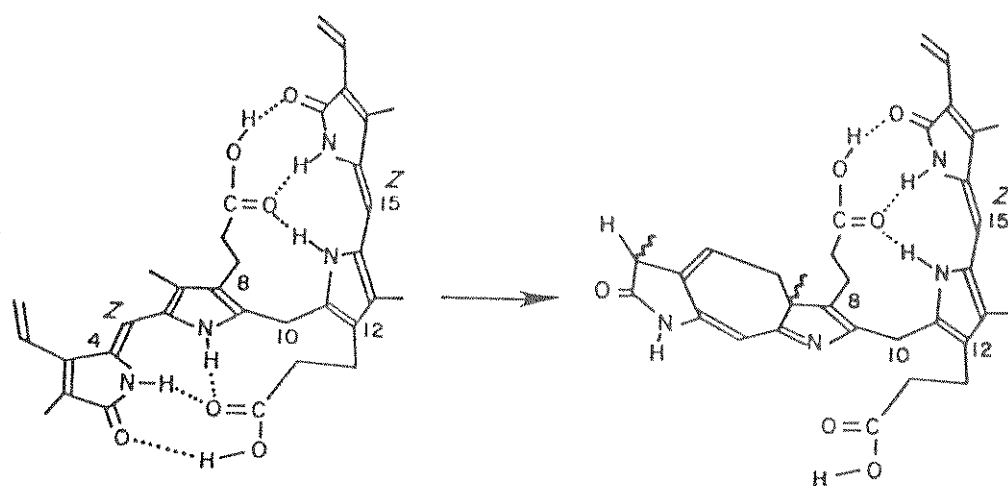


FIG. 2.5 - Ciclatização intramolecular da bilirrubina na presença de luz para formar a lumirrubina. (Modificado de McDonagh & Lightner, 1985).

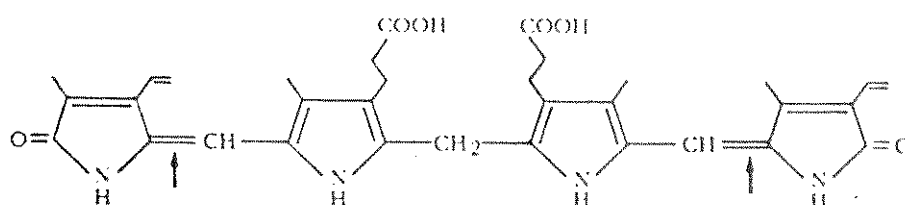


FIG. 2.6 - Molécula de bilirrubina na sua forma planar. As flechas indicam as duplas ligações nas quais a fotoisomerização pode ocorrer. (Modificado de McDonagh, 1981).

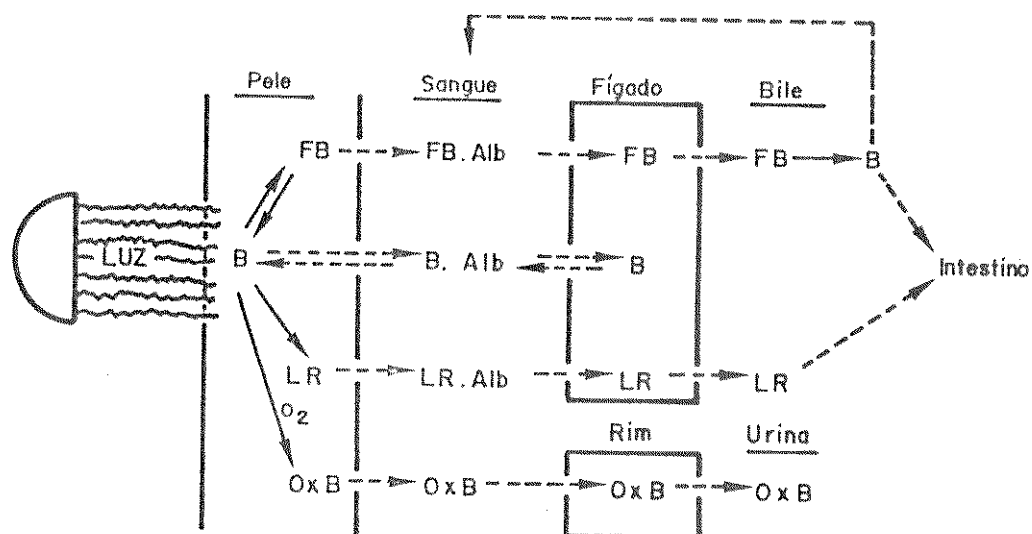


FIG. 2.7 - Mecanismo geral da fototerapia. As linhas sólidas representam reações químicas; as tracejadas, processos de transporte. Apesar de não representado, também ocorre a excreção de fotoisômero na urina. (Modificado de McDonagh & Lightner, 1985).

de eliminação (Cohen & Ostrow, 1980; McDonagh & Lightner, 1985).

2.3.2.2.3) Espectro eficaz no tratamento fototerápico

Cremer et al.(1958) observaram in vitro que a faixa azul da radiação visível, com o máximo no comprimento de onda de 450 nm, como mostrado na figura 2.8, é a mais eficaz na diminuição da concentração de bilirrubina. A partir desta curva espectral, inúmeras unidades fototerápicas foram construídas com lâmpadas fluorescentes que emitiam fortemente nesta faixa.

Mais tarde, com o objetivo de maximizar o efeito da luz na fototerapia sem o aumento real de potência de saída das lâmpadas, Glauser et al.(1971) pesquisaram in vitro o espectro de ação para a fotodegradação da bilirrubina. A faixa do azul, com o valor máximo em 450 nm, como observado anteriormente por Cremer et al.(1958), mostrou-se ser a mais eficaz. No entanto, como mostrado na figura 2.9, foram observados outros três picos menores.

Lanning et al.(1972), a partir do estudo de Sausville et al.(1972), observaram que os comprimentos de onda na faixa de 450 a 460 nm apresentam in vivo um efeito ainda mais marcante. Desta forma, baseados na medição da refletância difusa da pele, aplicaram uma correção na curva espectral obtida in vitro por Cremer et al.(1958), valorizando estes comprimentos de onda. A curva corrigida é mostrada na figura 2.10.

Do exposto anteriormente e dos trabalhos de Sisson et al.(1972) e Raethel (1975) fica evidente que a faixa azul da radiação

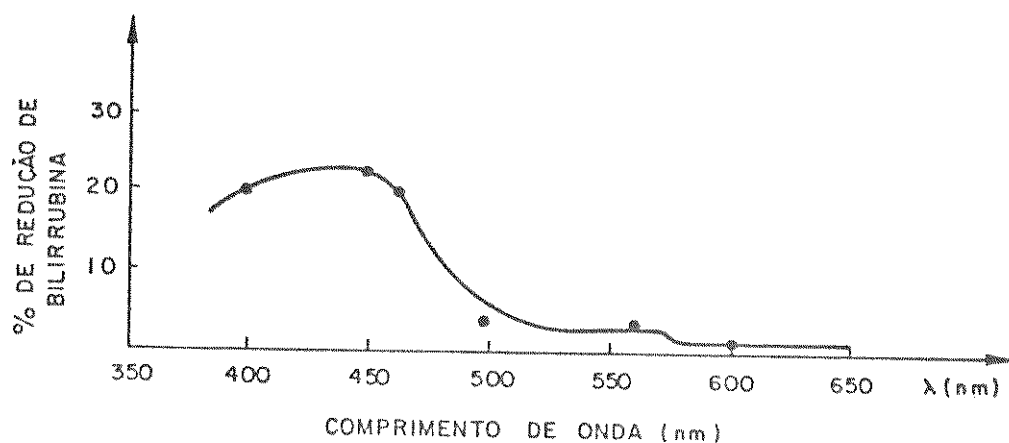


FIG. 2.8 - Distribuição espectral de fotodecomposição da bilirrubina in vitro. (De Cremer et al., 1958).

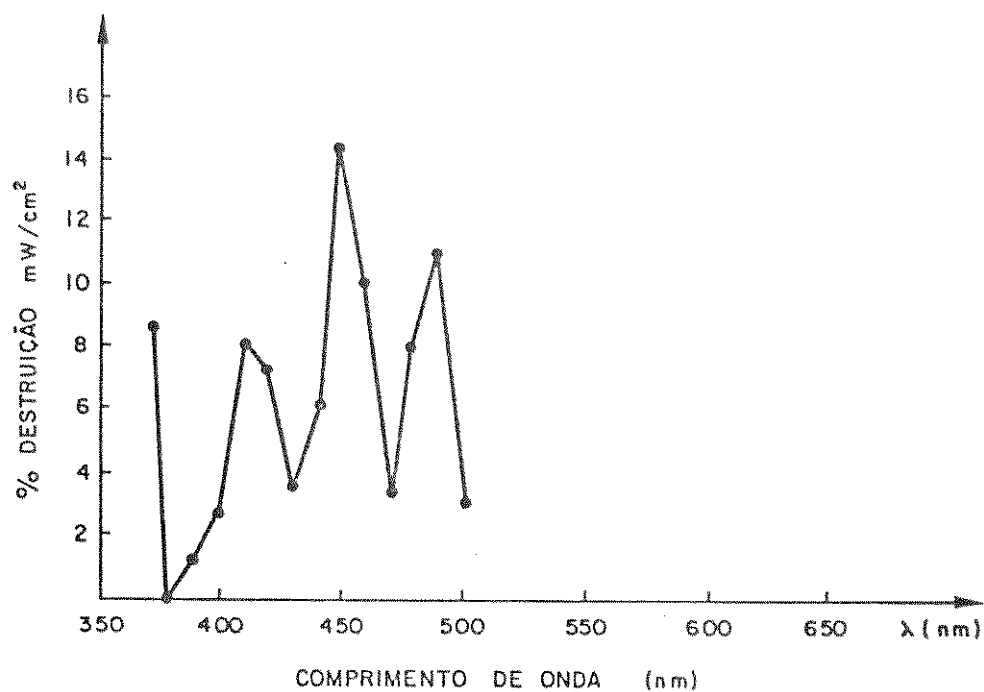


FIG. 2.9 - Percentagem de bilirrubina in vitro destruída em função do comprimento de onda de luz aplicada. (De Glauser et al., 1971).

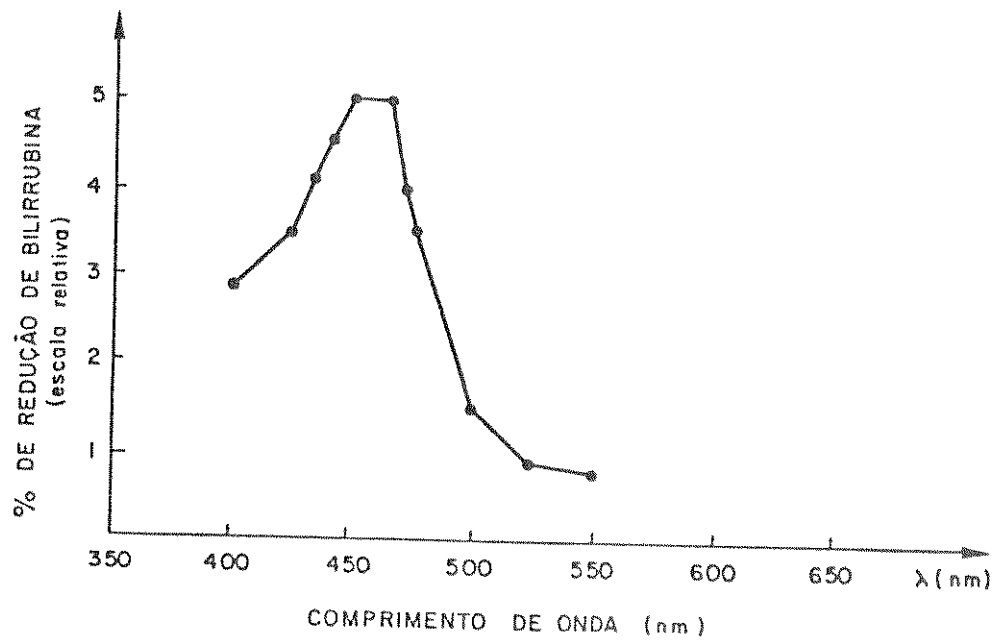


FIG. 2.10 - Distribuição espectral da fotodegradação da bilirrubina in vitro, obtida por Cremer et al. (1958), corrigida considerando a atenuação da pele. (De Lanning et al., 1972).

visível, predominantemente entre os comprimentos de onda de 400 nm a 500 nm, é a mais eficaz no tratamento de hiperbilirrubinemia.

2.3.2.2.4) Relação dose-resposta

A densidade de potência indicada como adequada para fototerapia era expressa até 1972 em "foot-candles", uma unidade fotométrica adaptada ao olho humano que fornece a sensação de claridade produzida pela luz. No entanto, esta unidade é baseada num espectro de frequência centrado na cor verde-amarelado, ou seja, no ponto médio da radiação visível, enquanto que no tratamento fototerápico a faixa eficaz é a do azul. Consequentemente, as medidas efetuadas em "foot-candles", adequadas para se determinar a iluminação de ambiente, têm sua utilidade comprometida na monitoração de fototerapia (Lucey, 1972). Portanto, as medições começaram a ser feitas utilizando-se uma grandeza do sistema radiométrico, a irradiância. Esta grandeza, dada em submúltiplos de watts por área, quando obtida na faixa do azul, fornece uma correlação muito forte com a eficácia do tratamento fototerápico. Sisson et al. (1972), num estudo comparativo entre leituras de iluminância e irradiância na faixa de 420 - 490 nm em fototerapia, comprovaram a validade das medições feitas no sistema radiométrico.

A relação dose-resposta no tratamento de hiperbilirrubinemia por fototerapia foi primeiro investigada por Mims et al. (1973). Uma relação linear foi obtida entre o valor da irradiância na faixa do azul e o decréscimo da concentração plásmatica de bilirrubina em 24 horas de

tratamento, conforme mostra a figura 2.11.

No entanto, Bonta & Warshaw (1976) complementaram o estudo anterior, demonstrando que é necessário para a eficácia da fototerapia que o paciente seja exposto a um nível mínimo de irradiância na faixa do azul. O valor de $4,0 \text{ uW/cm}^2/\text{nm}$, mostrado na figura 2.12, foi indicado.

O efeito de saturação na curva dose-resposta, não mostrado por Mims et al. (1973), já observado in vitro por Ente et al. (1972), foi detectado in vivo tanto por Ballowitz et al. (1977), que trabalharam com ratos "gunn" ictericos, como por Tan (1977), em bebês recém-nascidos. Em ambos, o decréscimo da concentração de bilirrubina no soro é proporcional ao valor do logaritmo da irradiância e existe uma faixa de saturação na curva dose-resposta que, uma vez alcançada e ultrapassada, não mais se observa um significativo declínio da concentração plasmática do pigmento. Na figura 2.13, Tan (1977) sugere o valor de 770 uW/cm^2 , medidos entre $400 - 480 \text{ nm}$, como um ponto de saturação ou próximo dele.

Entretanto, a interpretação prática destes níveis fornecidos para fototerapia se tornou difícil, fundamentalmente porque os pesquisadores em suas leituras não utilizaram os mesmos radiômetros e estes diferem tanto na resposta espectral como na unidade de medida (uW/cm^2 e $\text{uW/cm}^2/\text{nm}$). Contudo, Hammerman et al. (1981), em um estudo comparativo, facilitaram a interpretação destes níveis. Concluíram que o nível mínimo de $4.0 \text{ uW/cm}^2/\text{nm}$, medido com um radiômetro IL 155, corresponde em termos práticos a uma unidade fototerápica com 8 lâmpadas fluorescentes novas, do tipo luz do dia, operando sob condições ótimas e a uma distância de 42 cm do colchão. Por outro lado, uma unidade fototerápica com 4 lâmpadas do tipo luz do dia e 4 do tipo azul especial, operando sob as condições anteriores, deve fornecer aproximadamente o nível de saturação de 770 uW/cm^2 .

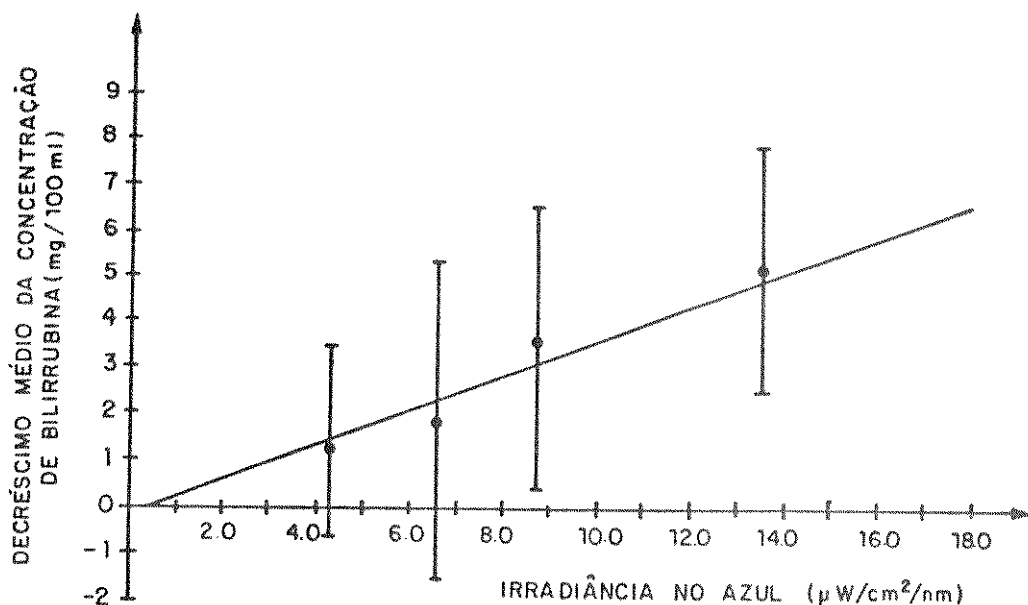


FIG. 2.11 - Relação entre o nível de irradiância na faixa azul do espectro visível e o decréscimo médio na concentração de bilirrubina em 24 horas de tratamento (De Mims et al., 1973).

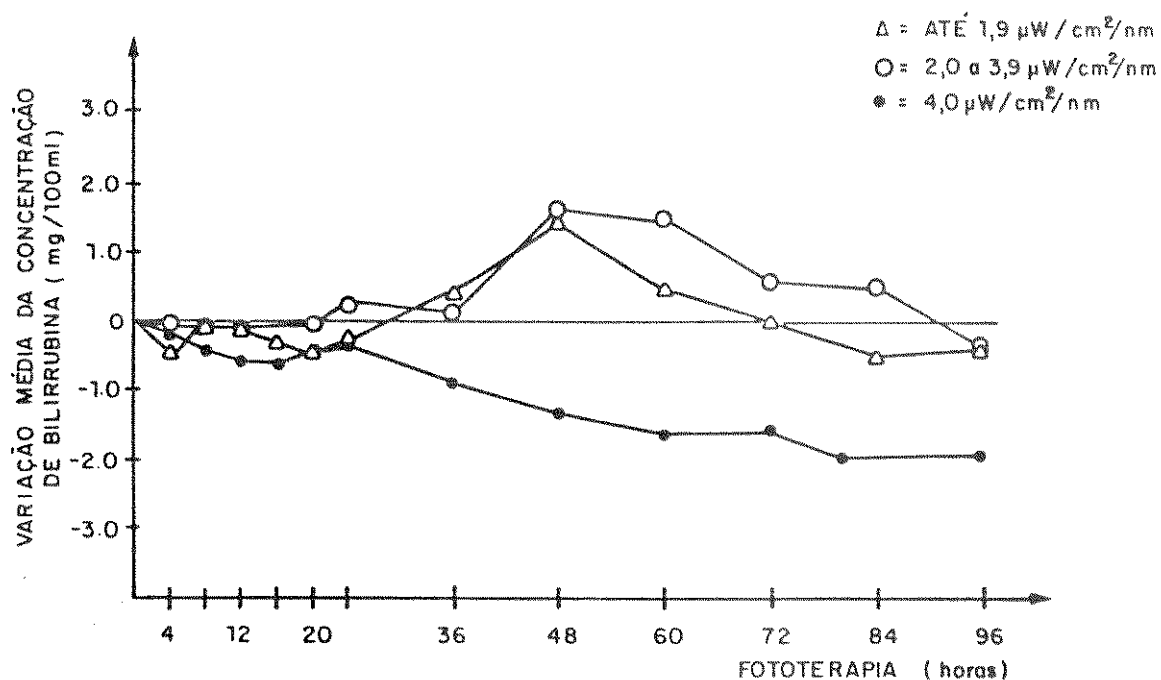


FIG. 2.12 - Efeito de diferentes níveis médios de irradiância na fototerapia. O ponto zero corresponde a concentração de bilirrubina indireta antes de iniciar o tratamento. As alterações positivas e negativas são baseadas em relação a este ponto. (De Bonta & Warshaw, 1976).

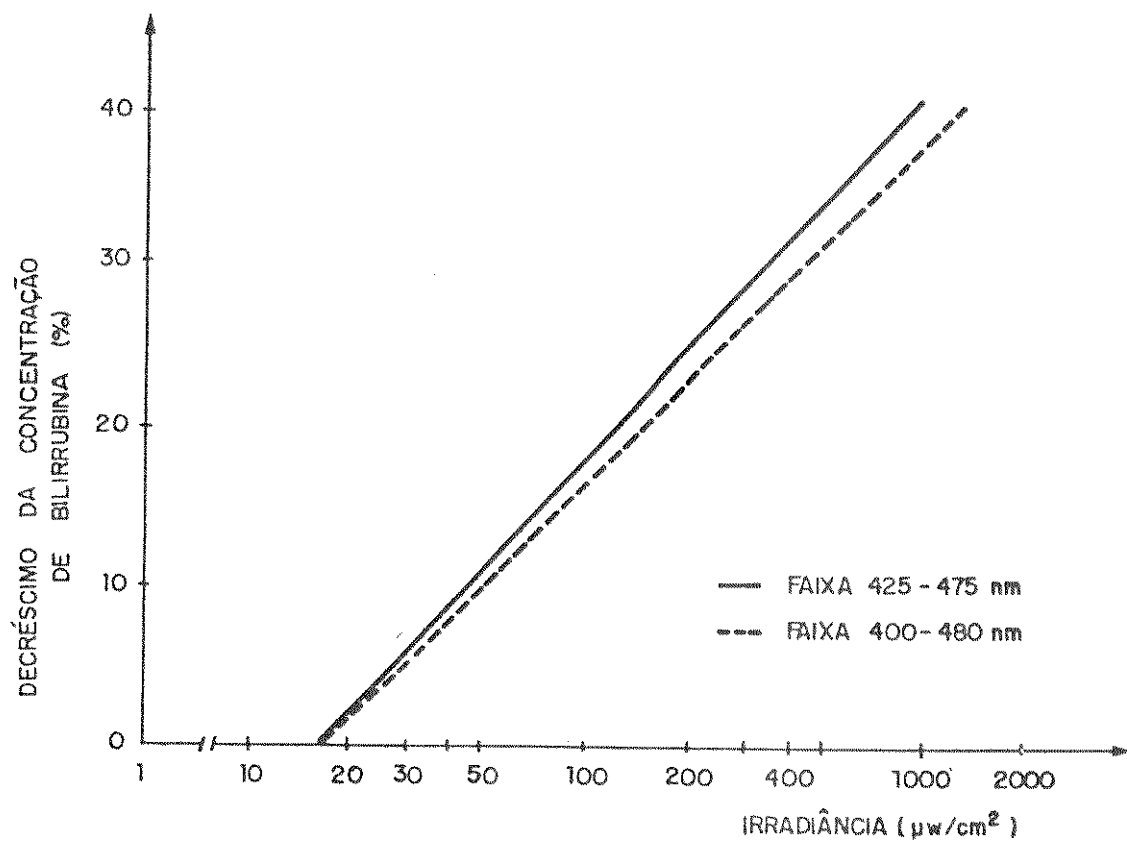


FIG. 2.13 - Representação monolog do decréscimo médio da concentração de bilirrubina, no soro de crianças ictericas, quando expostas por 24 horas a níveis diferentes de irradiância na faixa do azul (De Tan. 1977).

2.3.2.2.5) Toxicidade dos produtos da fotodegradação

Os fotoderivados produzidos *in vitro* não são prejudiciais para as mitocôndrias isoladas e, diferentemente da bilirrubina, não produzem kernicterus quando administrados a suínos recém-nascidos; no entanto, a preocupação permanece se a retenção de pequenas quantidades não possa ser tóxica para o cérebro. Postula-se que em crianças, tais produtos, alcançando a luz intestinal, via bile, causam diarreia, decrescem o tempo de trânsito intestinal e, como observado por alguns autores mas não comprovado por outros, provocam uma deficiência temporal da lactase intestinal (Cohen & Ostrow, 1980).

Entretanto, a toxicidade dos fotoisômeros, principal produto da fotodegradação da bilirrubina, não foi ainda avaliada. Existe a preocupação se os fotoisômeros difundem-se para o cérebro e, após reversão espontânea para a bilirrubina, danificam os neurônios (Cohen & Ostrow, 1980).

2.3.2.2.6) Riscos potenciais do tratamento fototerápico

A fototerapia está associada a um aumento de duas a três vezes na insensível (ou invisível) perda de água (Insensible Water Loss). A IWL da pele e do trato respiratório constitui o maior fator da termore-

gulação e do balanço dos fluídos do organismo (Wu & Hodgman, 1974). Bonta & Warshaw (1976) enfatizaram o efeito negativo da fototerapia no crescimento, não somente pela IWL, mas pelo aumento da demanda metabólica devido a maior temperatura interna e da pele, aumento do fluxo periférico e do consumo de oxigênio, associação com uma redução do tempo de trânsito intestinal, que limita a absorção calórica. No entanto, Teberg et al. (1977) não confirmaram o efeito negativo sobre o crescimento dos recém-nascidos.

Cohen & Ostrow (1980) alertam sobre o efeito prejudicial da fototerapia sobre a retina dos pacientes. É fundamental em todo tratamento fototerápico que os olhos do recém-nascido sejam adequadamente protegidos da intensa radiação luminosa.

Apesar das preocupações teóricas e experimentais, a fototerapia tem sido utilizada extensivamente por quase três décadas no tratamento de hiperbilirrubinemia sem apresentar problemas sérios. Embora exista a possibilidade de riscos a longo prazo, tal como câncer e distúrbios na maturação sexual, estes ainda não foram avaliados (Cohen & Ostrow, 1980).

O MONITOR DE RADIAÇÃO

3.1) O MONITOR DE RADIAÇÃO EM BLOCOS

O protótipo construído é fisicamente dividido em três partes: a cabeça óptica, a unidade de medida e o integrador.

A cabeça óptica, como unidade de entrada, coleta a radiação na faixa azul do espectro, efetua a sua transdução para sinal elétrico e promove a amplificação e filtragem. Este sinal entregue a unidade de medida, basicamente um voltímetro digital (DVM), fornece num "display" de cristal líquido (LCD) o valor da irradiância de 0 a 1999 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$.

O sinal da cabeça óptica também alcança o integrador, que continuamente efetua a integração durante o tratamento fototerápico. A saída do integrador, por sua vez, alimenta a unidade de medida, que apresenta no "display" o valor da densidade de energia (dose) entregue ao paciente na faixa de 0 a 512 J/cm^2 .

Mecanicamente, a cabeça óptica está ligada por um cabo à unidade de medida e esta, via conector, ao integrador. Este arranjo foi preferido para proporcionar portatibilidade ao radiômetro (cabeça

óptica e unidade de medida), pois facilita as medições nas diversas unidades fototerápicas do berçário. Portanto, os dois primeiros blocos podem operar a bateria e em separado do integrador, porém quando operado no conjunto, a alimentação é feita pela rede elétrica.

3.2) A CABEÇA ÓPTICA

A cabeça óptica, mostrada em blocos na figura 3.1, é composta por um difusor, um conjunto de filtros ópticos, uma célula solar, um amplificador e um filtro passa-baixa.

O difusor, que consiste de um vidro despolido (Landry e Andersen, 1982), possibilita que a cabeça óptica capte luz incidente de todos os ângulos (os filtros ópticos não apresentam esta capacidade), proporcionando ao instrumento uma resposta angular próxima da característica de absorção de luz da pele. No entanto, o difusor não influencia na resposta espectral do instrumento, pois a sua transmitância (potência transmitida pela potência incidente, para cada comprimento de onda) é plana na faixa do azul, conforme mostra a figura 3.2.

Os filtros ópticos foram selecionados baseado na curva proposta por Lanning et al. (1972) para a fotodegradação da bilirrubina, que considera o efeito de atenuação da pele. Esta curva foi também utilizada para o mesmo fim por Lund et al. (1974).

O filtro gelatinoso marca Kodak, modelo 47A, é o responsável direto pela seleção dos comprimentos de onda da faixa do azul. No entanto, como pode ser observado na figura 3.2, não bloqueia os comprimentos de onda maiores que 700 nm (final do vermelho e infravermelho) e

a célula solar é inclusive mais sensível nesta faixa (figura 3.5). Portanto, é necessário utilizar um segundo filtro óptico para bloquear estes comprimentos de onda. O filtro de vidro marca Schott, modelo BG 39, cumpre esta tarefa. A transmitância espectral deste filtro é mostrada na figura 3.2.

O elemento transdutor utilizado é uma célula solar. Alguns fatores conduziram à sua escolha: a maior área exposta à radiação e com isto uma maior grandeza elétrica produzida, ser disponível no mercado nacional e de baixo custo, bem como adequada para o objetivo proposto.

As células solares são, essencialmente, diodos fotosensíveis que geram eletricidade quando expostos à luz. A figura 3.3 mostra sua curva característica (tensão-corrente). Se operada ao longo do eixo negativo de corrente, denominada operação em curto-circuito, a corrente gerada pela célula solar é linear com o aumento de luz (irradiância). Esta relação é apresentada na figura 3.4 (Chapell, 1976).

No entanto, a eficiência espectral da célula solar não é plana. Conforme mostrado na figura 3.5, para a faixa do azul, a eficiência é crescente com o comprimento de onda. Portanto, na obtenção da resposta espectral do aparelho, dada na figura 4.1 (Capítulo IV - Resultados) e obtida a partir do produto das transmitâncias dos filtros nos respectivos comprimentos de onda (Kodak, 1981), é necessário que este fator seja considerado.

Devido à condição de curto-circuito imposta para a operação da célula solar, utiliza-se um amplificador na configuração transimpedância, que fornece uma tensão de saída proporcional à corrente gerada pela célula solar. Faz-se necessário, após o amplificador, a utilização de um filtro passa-baixa (FPB), a fim de eliminar as ondulações de 120 Hz na emissão de potência luminosa pelas lâmpadas fluorescentes, devido a sua alimentação pela tensão alternada da rede (figura 3.1).

3.3) A UNIDADE DE MEDIDA

A unidade de medida, bem como a cabeça óptica, foi projetada utilizando-se componentes de baixo consumo e de alimentação unipolar, para a operação adequada com bateria. O diagrama em blocos é mostrado na figura 3.1.

O bloco de entrada da unidade de medida é um conversor analógico-digital, de características especiais. Isto porque, além de promover a conversão, possibilita o interfaceamento direto com um "display" de cristal líquido de 3 e 1/2 dígitos. Desta forma, tem-se um voltímetro digital (DVM), com tensão de fundo de escala em 1999 mV.

A operação do DVM, que pode ser alimentado por bateria de 9 V, é praticamente independente da tensão de alimentação até o valor de 6,7 V. Contudo, para evitar a sua operação fora da faixa adequada, foi projetado um circuito detetor de limiar mínimo de alimentação, baseado num comparador analógico (detetor de nível de bateria), que, via bloco de sinais especiais, aciona o sinal negativo do LCD, alertando o usuário (figura 3.1).

O bloco sinais especiais promove o interfaceamento dos sinais de controle com o LCD.

3.4) O INTEGRADOR

3.4.1) Alimentação

O integrador é alimentado pela rede elétrica, devido o tempo em operação na monitoração contínua, seu consumo razoavelmente elevado e a necessidade de tensão regulada para alguns de seus blocos. Para sua operação adequada, são necessárias duas fontes de alimentação. A primeira, de 8,0 V, alimenta principalmente os circuitos analógicos; a outra, de 5,0 V, possibilita a alimentação dos integrados da família TTL e, por ser uma tensão intermediária, facilita a conversão digital-analógica. A figura 3.1 apresenta uma visão global em blocos do integrador.

3.4.2) Processamento analógico

A parte analógica é composta basicamente por um amplificador de tensão de ganho variável, como unidade de entrada, um oscilador controlado por tensão (VCO), como o primeiro bloco responsável pela integração, um comparador analógico, um estável e um circuito de ajuste de nível mínimo.

O amplificador promove uma ampliação do sinal de entrada (irradiância), antes deste alcançar o VCO. Este procedimento é necessário para compensar a queda de irradiância detetada durante a monitora-

ção contínua, pois a cabeça óptica é forçada a ocupar um ponto extremo do berço, de menor intensidade que a região central, ocupada pelo paciente (vide Capítulo I - Introdução - fig. 1.1). Assim, atuando-se no ajuste de ganho (compensação de posição - P 1 - painel do integrador - apêndice 1), compensa-se a redução na irradiância e, assim, a integração é efetuada em relação à região central do berço, possibilitando a uniformização do cálculo da dose e fornecendo um valor mais próximo da energia entregue ao paciente.

Este sinal amplificado (irradiância compensada) excita o VCO ($K_f = 131,1 \text{ Hz/V}$) que oscila, durante o tratamento fototerápico, numa frequência que é função da tensão de entrada. Desta forma, a frequência do VCO acompanha a irradiância compensada presente em sua entrada, formando o primeiro bloco para a obtenção da sinal integrado (dose).

O VCO é basicamente formado por um integrador analógico, um Schmitt Trigger, que fornece os dois níveis de comparação, e por um transistor de efeito de campo, que é responsável pelo elo de realimentação.

Ao mesmo tempo e continuamente, o sinal de irradiância compensada é comparado num circuito analógico com um nível de tensão, irradiância mínima, programada pelo usuário. Esta capacidade foi incorporada ao instrumento para alertar ao usuário, mediante o LED 2 (vermelho) que pisca no painel, que o nível de irradiância compensada está abaixo do mínimo programado.

3.4.3) Processamento digital

O contador 2, que no início do tratamento tem seu conteúdo zerado, é carregado continuamente pelos pulsos do oscilador controlado por tensão. Desta forma, é possível se determinar a energia, pois a "palavra" binária disponível nos seus terminais de saída expressa a integral no tempo do sinal analógico que excita o VCO, a irradiância compensada (figura 3.1).

O contador 1 é utilizado na programação de dose final. Para tanto, é carregado previamente por um multivibrador estável, com opção de rápido e lento, até se obter no "display" o valor desejado. Desta forma, durante o tratamento, o conteúdo do contador 1 (dose programada) é continuamente comparado com o conteúdo do contador 2, que está sendo carregado pelos pulsos do VCO. Assim, quando este alcançar ou ultrapassar o conteúdo binário do contador 1, o comparador digital habilita um estável, que aciona o LED 1 (amarelo) no painel, indicando ao usuário que a dose programada foi alcançada (figura 3.1).

3.4.4) Conversão digital-analógico

Uma vez que, neste circuito, o "display" só pode ser excitado via o conversor analógico-digital (a opção feita por este conversor é devido a portatibilidade que fornece ao radiômetro), é necessário, para alcançar o "display", converter para analógico os conteúdos dos contadores.

O multiplex digital é necessário para selecionar qual contador, da dose programada ou da integração, terá seu conteúdo convertido para analógico.

3.4.5) Alimentação a bateria

Como os tratamentos fototerápicos são prolongados, dezenas de horas, e, obviamente, faz-se necessário interrupções para higiene e alimentação do paciente, nos quais o instrumento possivelmente será desligado, equipou o protótipo com um sistema de alimentação a bateria, tipo "stand-by", que automaticamente alimenta os contadores, preservando os seus conteúdos. Este sistema também atua caso ocorra interrupção no fornecimento de energia elétrica durante a terapia.

3.5) CALIBRAÇÃO ÓPTICA

A resposta espectral normalizada do Monitor, obtida a partir da multiplicação das transmitâncias dos filtros utilizados na sua confecção, apresenta o máximo de sensibilidade relativa (100%) no comprimento de onda de 450 nm e pontos de 10% nos comprimentos de onda de 380 e 530 nm, aproximadamente (a resposta espectral, tanto teórica como experimental, é fornecida no capítulo IV - Resultados).

Para se calibrar o protótipo, utilizou-se os equipamentos, acessórios e montagens mostrados na figura 3.6. Neste, a fonte de radiação emite na faixa de 300 a 1000 nm e com a utilização de filtros

ópticos na posição 4 seleciona-se os comprimentos de onda que alcançam o ponto C (calibração). As lentes, pelo seu deslocamento, proporcionam uma distribuição homogênea (difusa) da radiação visível numa superfície localizada no ponto C.

O filtro óptico utilizado para a calibração seleciona uma faixa estreita de comprimentos de onda (menos de 20 nm para os pontos de 10% - figura 3.7) em torno de 450 nm. Assim, como a resposta espectral do Monitor é bem mais ampla que a do filtro óptico, a irradiância medida com o Monitor no ponto C equivale a leitura obtida, no mesmo ponto, com um Medidor de Irradiância faixa larga. As características deste último são mostradas na tabela 3.1.

- PROCEDIMENTO PARA A CALIBRAÇÃO

- 1 - Ligada a fonte de alimentação, aguardou-se 15 minutos para a estabilização da fonte luminosa.
- 2 - O filtro óptico, cuja transmitância é mostrada na figura 3.7, foi posicionado em 4 (figura 3.6).
- 3 - As lentes foram deslocadas para se ajustar o foco no ponto C.
- 4 - O sensor piroelétrico RKP 545 (faixa larga) foi posicionado no ponto C e lido no Radiômetro RK 5200 (faixa larga) o valor da irradiância em $\mu\text{W}/\text{cm}^2$.
- 5 - O sensor piroelétrico foi retirado e posicionado em seu lugar a cabeça óptica do Monitor. Atuou-se no "trimpot" de precisão TP 1 (interno da cabeça óptica) até o valor no "display" se igualar ao obtido no passo anterior.

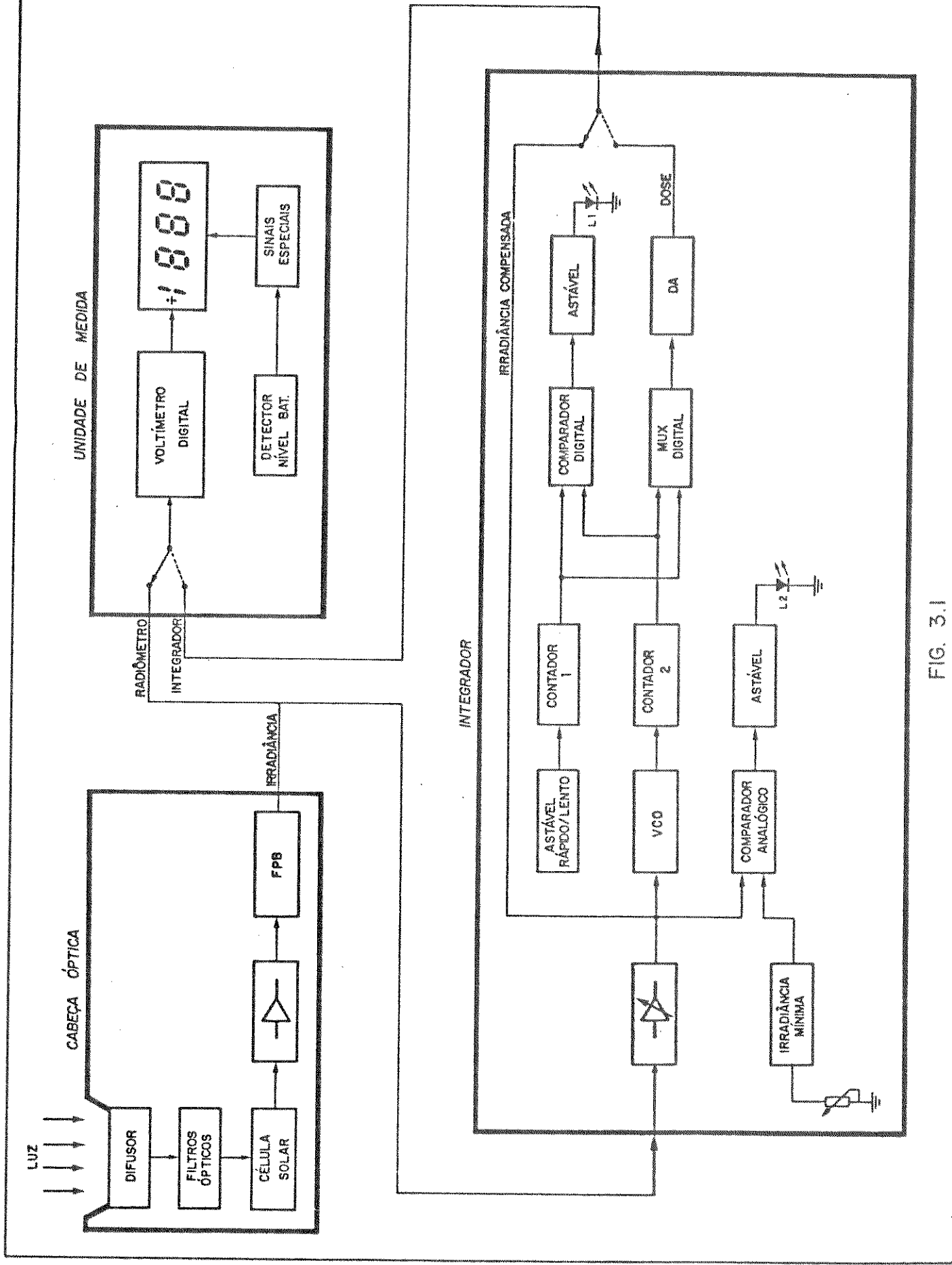


FIG. 3.1

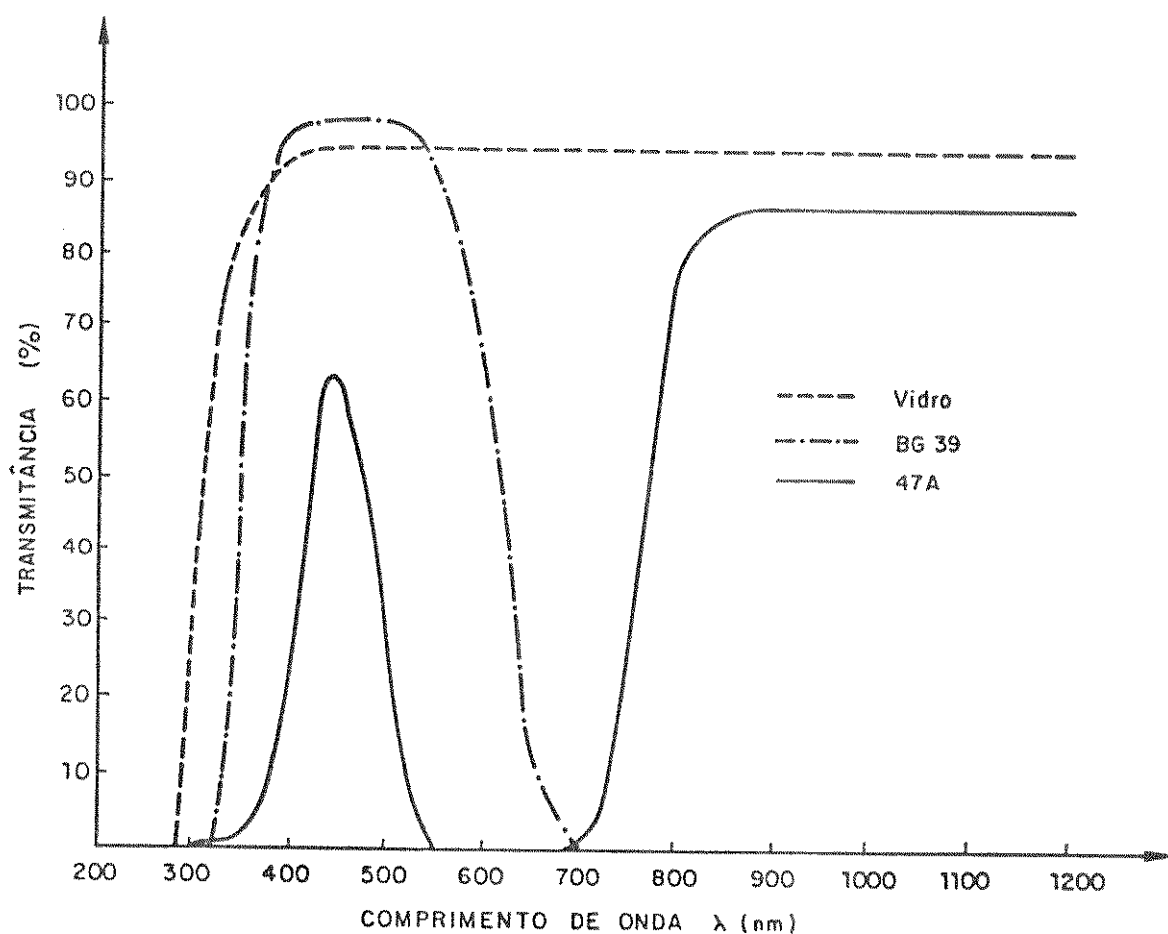


FIG. 3.2 - Transmitância dos filtros e do vidro utilizado na confecção da cabeça óptica em função do comprimento de onda (nm). Curvas obtidas a partir do catálogo do fabricante.

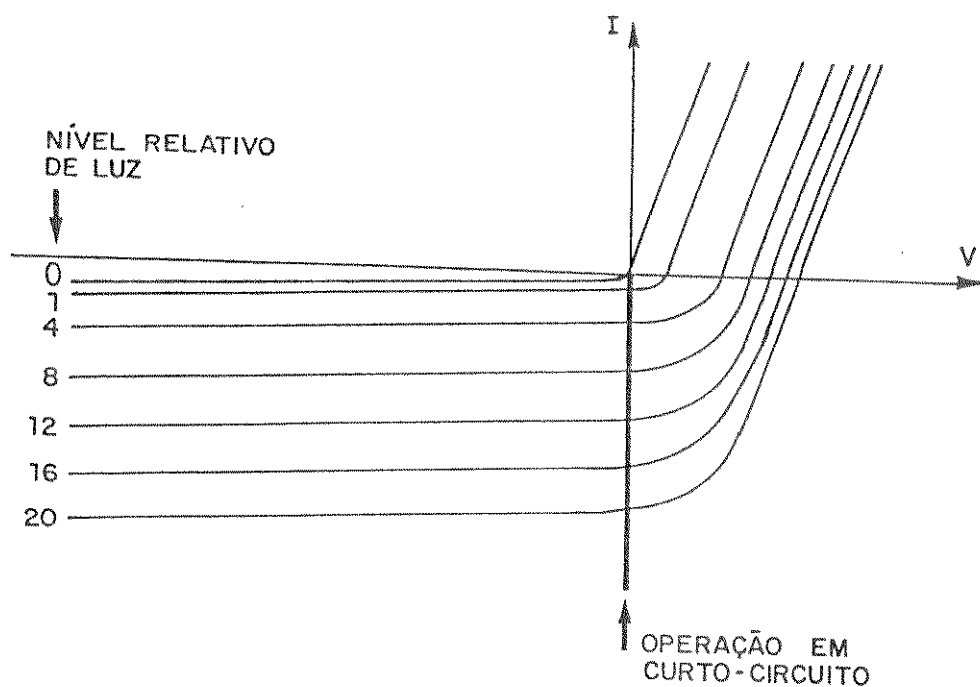


FIG. 3.3 - Curva característica ($I \times V$) de uma célula solar. Se operada ao longo do eixo negativo de corrente (reforçado na figura), denominada operação em curto-circuito, a corrente gerada é função linear da irradiância que alcança a célula solar. (Modificado de Oriel, 1982).

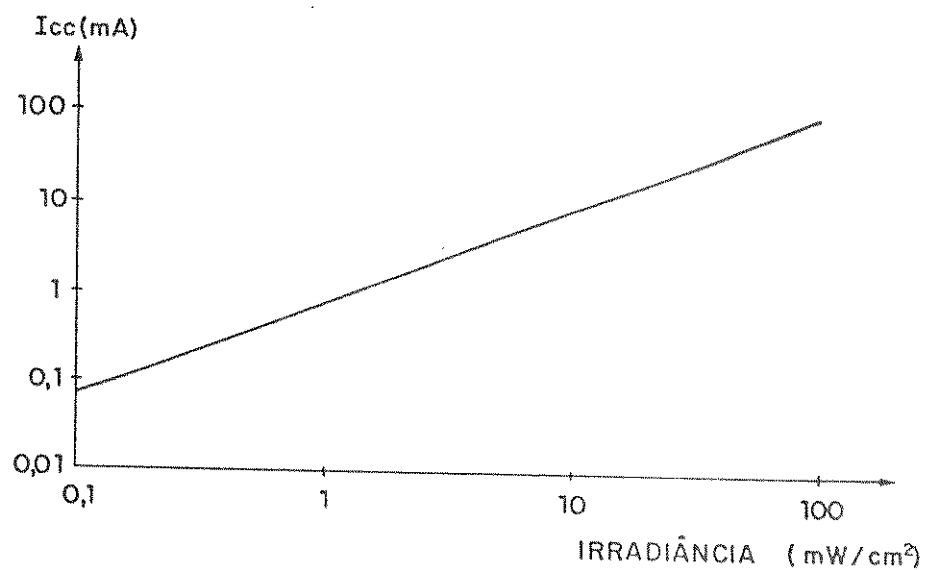


FIG. 3.4 - Corrente de curto-circuito (I_{cc}) de uma célula solar em função da irradiância. Se a corrente de curto-circuito não for função linear da irradiância, a célula solar está danificada ou ocorreu erros de leitura. (Modificado de Chappell, 1976).

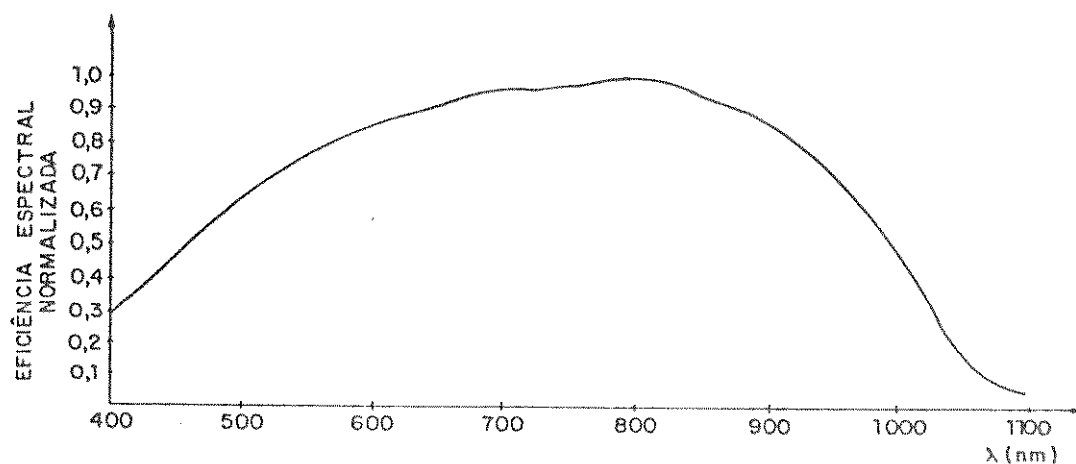
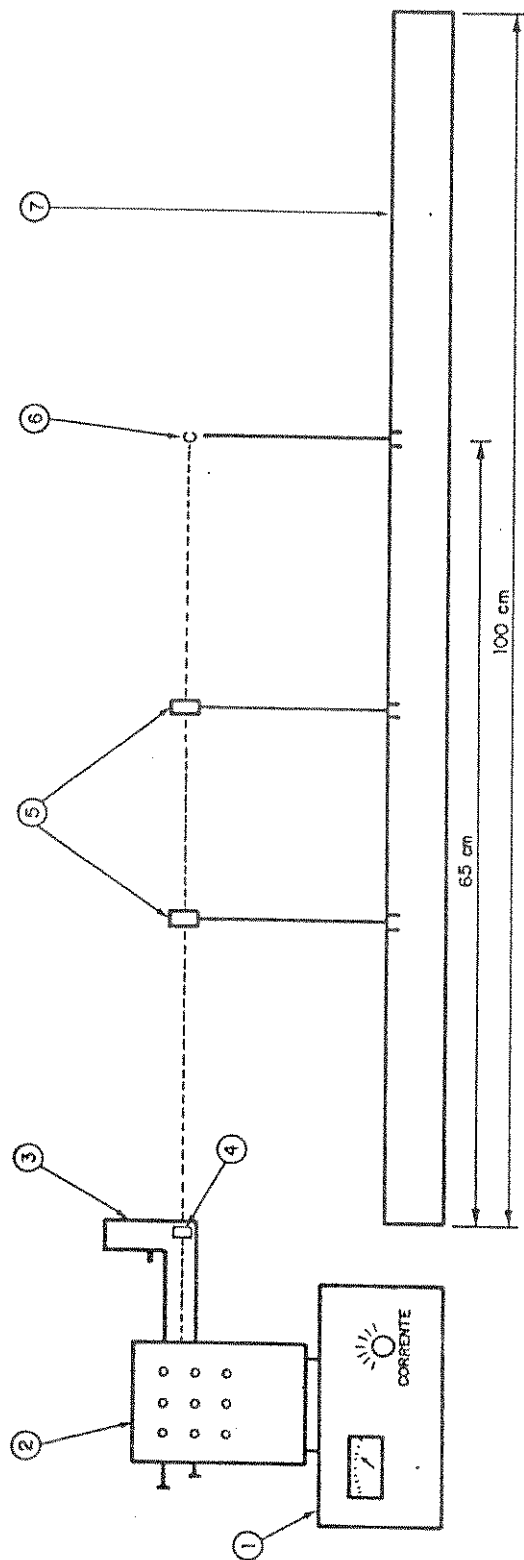


FIG. 3.5 - Eficiência espectral normalizada da célula solar utilizada na confecção da cabeça óptica em função do comprimento de onda (nm). Curva fornecida pelo fabricante - Heliodinâmica S.A.



- | | | | |
|---|--|---|-----------------------|
| ① | FONTE DE ALIMENTAÇÃO
ORIEL - MODELO 8510-2
ARC. LAMP POWER SUPPLY | ⑤ | LENTE DE 2 POLEGADAS |
| ② | FONTE DE RADIAÇÃO (300-1000 nm)
LÂMPADA DE XENÔNIO
ORIEL - MODELO 6137 | ⑥ | POSIÇÃO DE CALIBRAÇÃO |
| ③ | SUPORTE DOS FILTROS ÓPTICOS
CAPACIDADE - 8 FILTROS | ⑦ | SUPORTE PARA MONTAGEM |
| ④ | POSIÇÃO DO FILTRO SELECIONADO | | |

FIG. 3.6

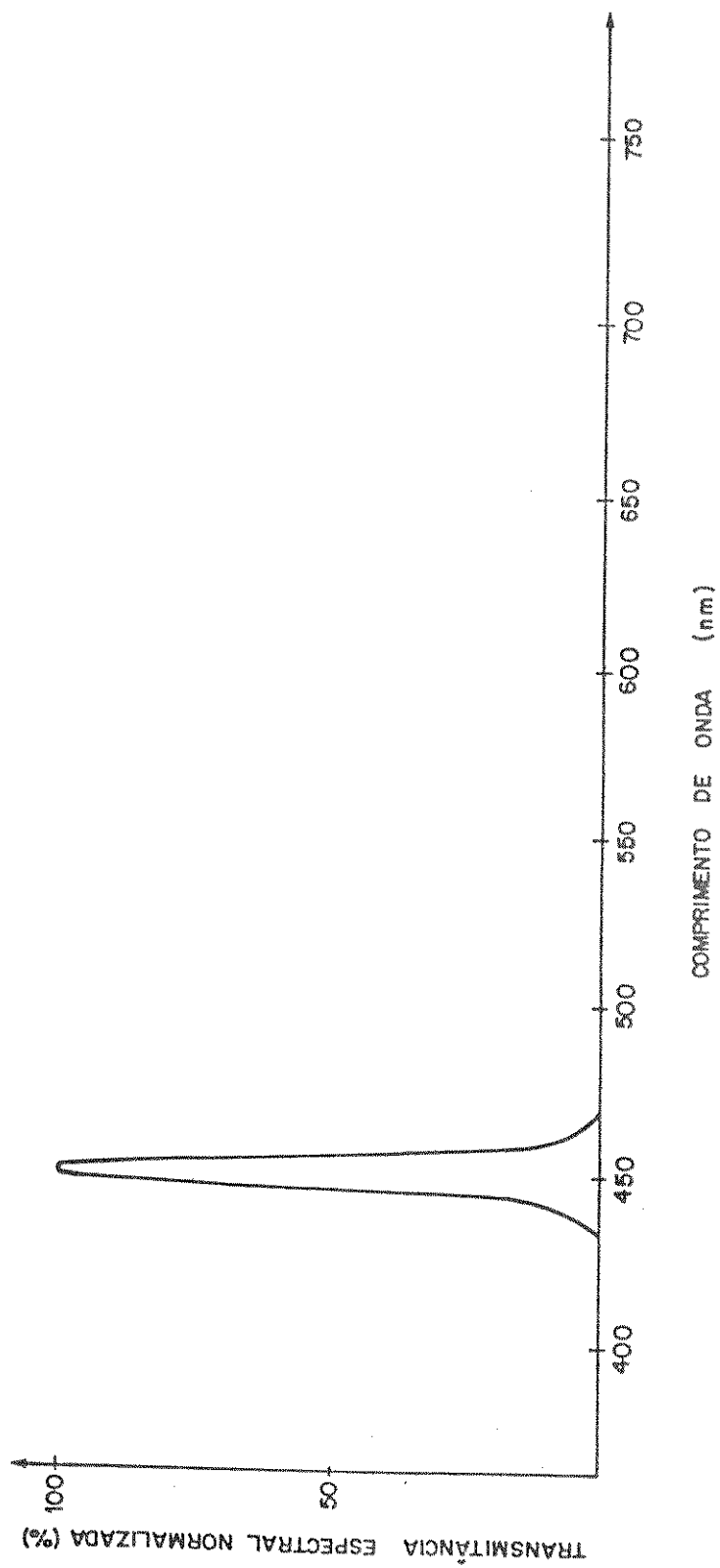


FIG. 3.7 - Transmittância espectral do filtro óptico (número 2) utilizada-
do na calibração óptica do protótipo - marca Oriel.

TABELA 3.1

ESPECIFICAÇÕES DO MEDIDOR DE IRRADIANCIA FAIXA LARGA

- Fabricante: LASER PRECISION CORP.

RADIOMETRO - RK 5200

- estabilidade $\pm 0,5$
- linearidade dentro de $\pm 0,2\%$

SENSOR ("PROBE") PIROELETRICO - RKP 545

- área sensítiva (cm² , circular) $1,0 \pm 0,005$
- resolução de irradiância $0,1 \mu\text{W}/\text{cm}^2$
- máxima irradiância $100 \text{ W}/\text{cm}^2$
- exatidão da irradiância $\pm 1,5 \% \text{ da leitura}$
- erro máx. de razão de escala $\pm 0,2 \%$
- precisão $\pm 1,5 \%$
dentro de 2%
- desvio de zero $1,0 \mu\text{W}/\text{cm}^2$
- constante de tempo até 10 segundos
- resposta espectral $300 \text{ a } 1000 \text{ nm}$
($\pm 1/2\%$)

C A P Í T U L O I V

RESULTADOS

4.1) LINEARIDADE DO MONITOR DE RADIAÇÃO

4.1.1) Na medição de irradiância (Radiômetro)

A fim de se avaliar a linearidade, a cabeça óptica foi exposta a diferentes níveis de irradiância. A fonte luminosa utilizada foi o sol, pois proporciona altos valores de irradiância, e os decrescimos de irradiância foram obtidos com a utilização de filtros ópticos de densidade neutra (este tipo de filtro possui uma transmitância plana para toda a faixa visível e de valor igual a sua densidade). O procedimento prático foi inicialmente determinar a irradiância com um filtro de densidade 100% posicionado sobre o área sensora, a seguir, substituindo-o por outros de menor densidade, avaliar se o decrescimo da leitura do radiômetro corresponde a densidade do filtro utilizado. A tabela 4.1 apresenta os dados e resultados deste procedimento.

Foi calculada a reta de regressão pelo Método dos mínimos quadrados, fornecendo a equação:

$$Y = 1,0168 X + 0,1681$$

com um coeficiente de regressão (r)

$$r = 1,0000$$

4.1.2) Na integração (Dose)

A linearidade do Integrador depende fundamentalmente do Oscilador Controlado por Tensão (VCO), uma vez que, os circuitos analógicos que o antecedem não são críticos e os erros de linearidade introduzidos pelos digitais, se calibrados, são desprezíveis. Portanto, foi determinada a função de transferência do VCO (frequência X tensão) e ainda avaliado a sua dependência em relação às variações de tensão da fonte de alimentação e da temperatura ambiente.

No primeiro caso, foi determinada a reta de regressão pelo Método dos mínimos quadrados, a partir dos dados da tabela 4.2, fornecendo a equação.

$$Y = 0,9996 X + 0,2351$$

e um coeficiente de regressão

$$r = 1,0000$$

Por fim, para uma ddp constante em sua entrada, o VCO não altera a sua frequência de oscilação para variações de até ± 100 mV na alimentação e mudanças de temperatura ambiente na faixa de 20°C a 10°C .

4.2) RESPOSTA ESPECTRAL DO MONITOR DE RADIAÇÃO

4.2.1) Teórica

A partir das transmitâncias dos filtros ópticos (47 Å e 1039), do vidro, utilizado como difusor, e da curva de eficiência relativa da célula solar, determinou-se a resposta espectral do conjunto, ou do instrumento, multiplicando-se estes fatores nos respectivos comprimentos de onda. Para a faixa de 320 a 750 nm, a tabela 4.3 apresenta as transmitâncias destes componentes e a eficiência espectral da célula solar relativa ao comprimento de onda de 550 nm (estes dados foram obtidos do catálogo do fabricante). As duas últimas colunas listam o produto destas variáveis e a sua normalização, que fornece a resposta espectral do instrumento.

4.2.2) Experimental

Com a montagem utilizada na calibração do protótipo (figura 3.6) e com um conjunto de filtros ópticos (figura 4.1 e tabela 4.4), que selecionam pequenas faixas de comprimentos de onda desde o violeta até o vermelho, juntamente com o Medidor de irradiância de faixa larga - do ultravioleta ao infravermelho (radiômetro RK 5200 e sensor fotoelétrico RKP 545, ambos da Laser Precision Corp.), determinou-se a sensibilidade do Monitor em cada uma das faixas selecionadas pelos filtros, possibilitando avaliar a resposta espectral do protótipo.

O procedimento prático foi primeiro selecionar o filtro número 1 (400 nm), medir o valor real da irradiância no ponto de teste com o Medidor faixa larga e, em seguida, posicionar a calça óptica neste ponto e registrar a sua leitura. Este procedimento se repetiu para os demais filtros e os resultados são apresentados na tabela 4.5.

4.2.3) Comparativa

4.2.3.1) Absoluta

A resposta espectral final do protótipo, obtida teoricamente, apresenta uma similaridade razoável, ligeiramente mais larga, com a

curva de fotodegradação da bilirrubina proposta por Lanning et al. (1972). A figura 4.2 ilustra as duas curvas.

4.2.3.2) Relativa

Comparada aos radiômetros importados comumente utilizados nas fototerapias (figura 4.3), o Monitor apresenta o máximo num comprimento de onda intermediário. A largura de banda, no entanto, só é inferior ao IL 155, da International Light.

4.3) DESEMPENHO

Com o propósito de se traçar um paralelo entre os desempenhos do prototipo e o radiômetro para fototerapia marca Bio-Tek, foram efetuadas leituras de irradiância na posição central do berço (sem a presença do paciente), à 42 cm das 7 lâmpadas fluorescentes usadas, tipo lux-dodia, para várias tensões de alimentação, numa unidade fototerápica do berçário do Hospital das Clínicas da Universidade Estadual de Campinas. A tabela 4.6 apresenta os resultados das medidas.

4.4) CONSUMO

O consumo da parte portátil do protótipo é de aproximadamente 3,0 mA. Este valor se altera ligeiramente com a variação da ddp da bateria.

O Integrador, alimentado pela rede elétrica, tem um consumo em torno de 150 mA. Este valor, razoavelmente elevado, se deve principalmente aos LEDs e relés.

No entanto, os circuitos do sistema "stand-by", alimentado pela bateria interna ao Integrador, apresentam um consumo muito pequeno, aproximadamente 50 uA.

É importante frisar que as baterias são desconectadas das cargas quando todo o conjunto opera ligado ao Integrador e também que o valor mínimo de tensão admitida para as baterias é: 6,7 V para a primeira e 3,0 V para a segunda (esta não possui circuito indicador de nível mínimo).

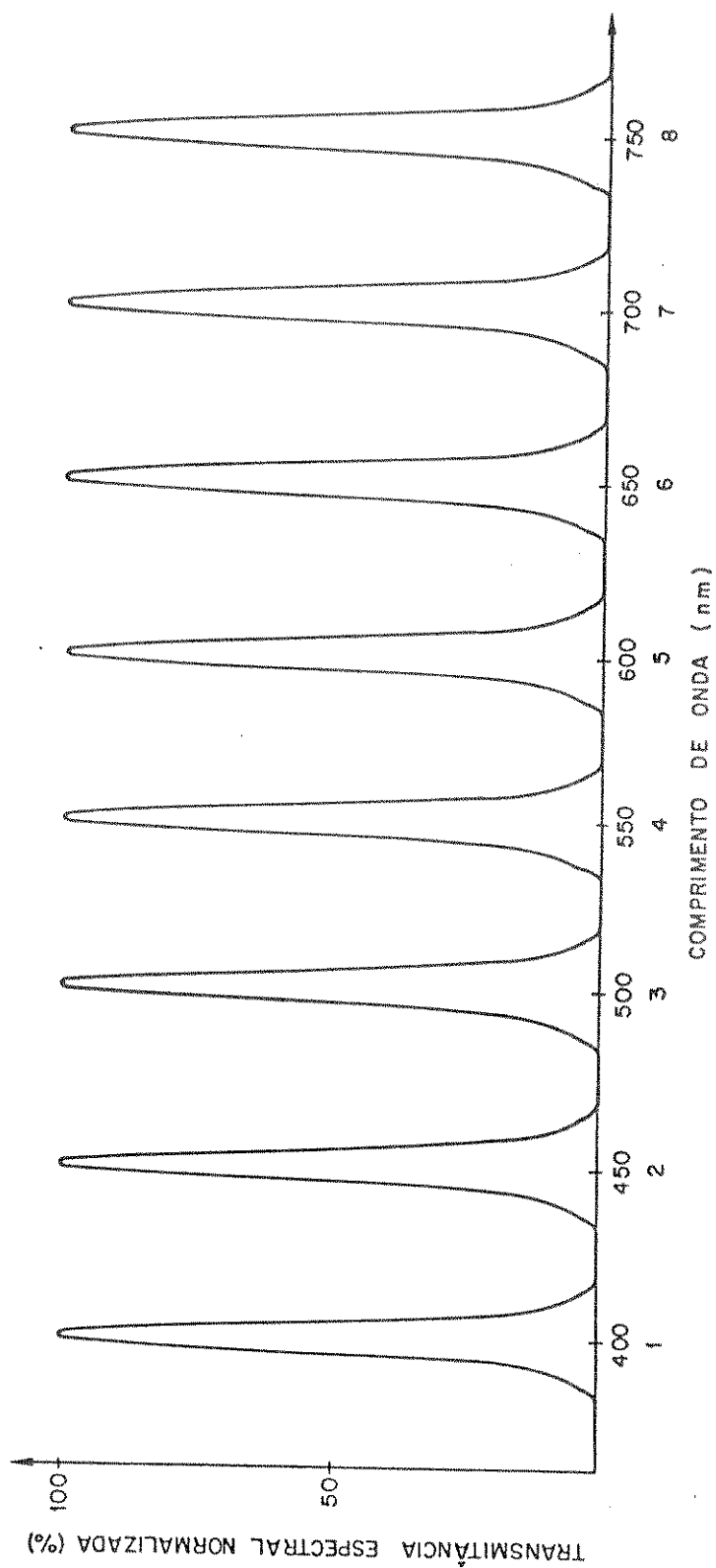


FIG. 4.1 - Transmittância espectral dos filtros (1 a 8) utilizados na avaliação e calibração óptica do protótipo - marca Oriel.

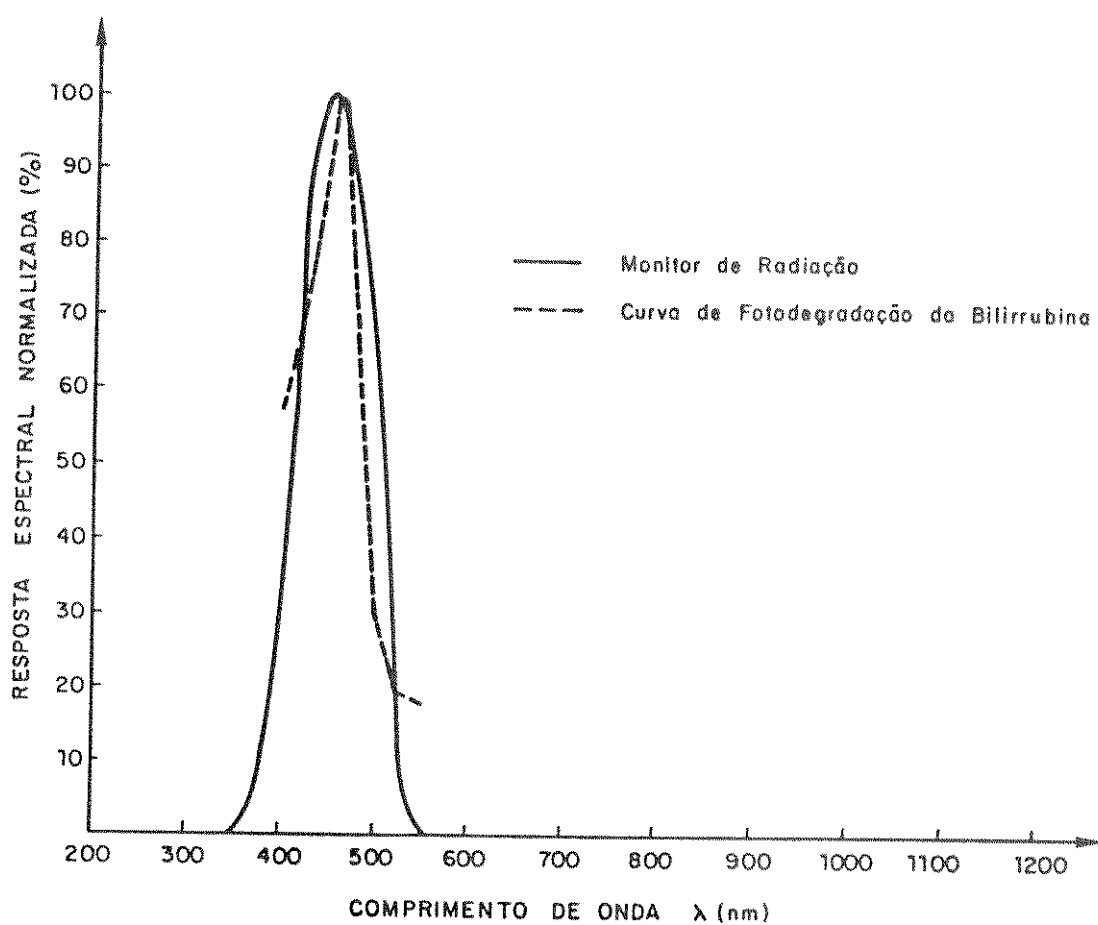


FIG. 4.2 - Resposta espectral do Monitor comparada com a curva proposta por Lanning et al. (1972) para a fotodegradação da bilirrubina.

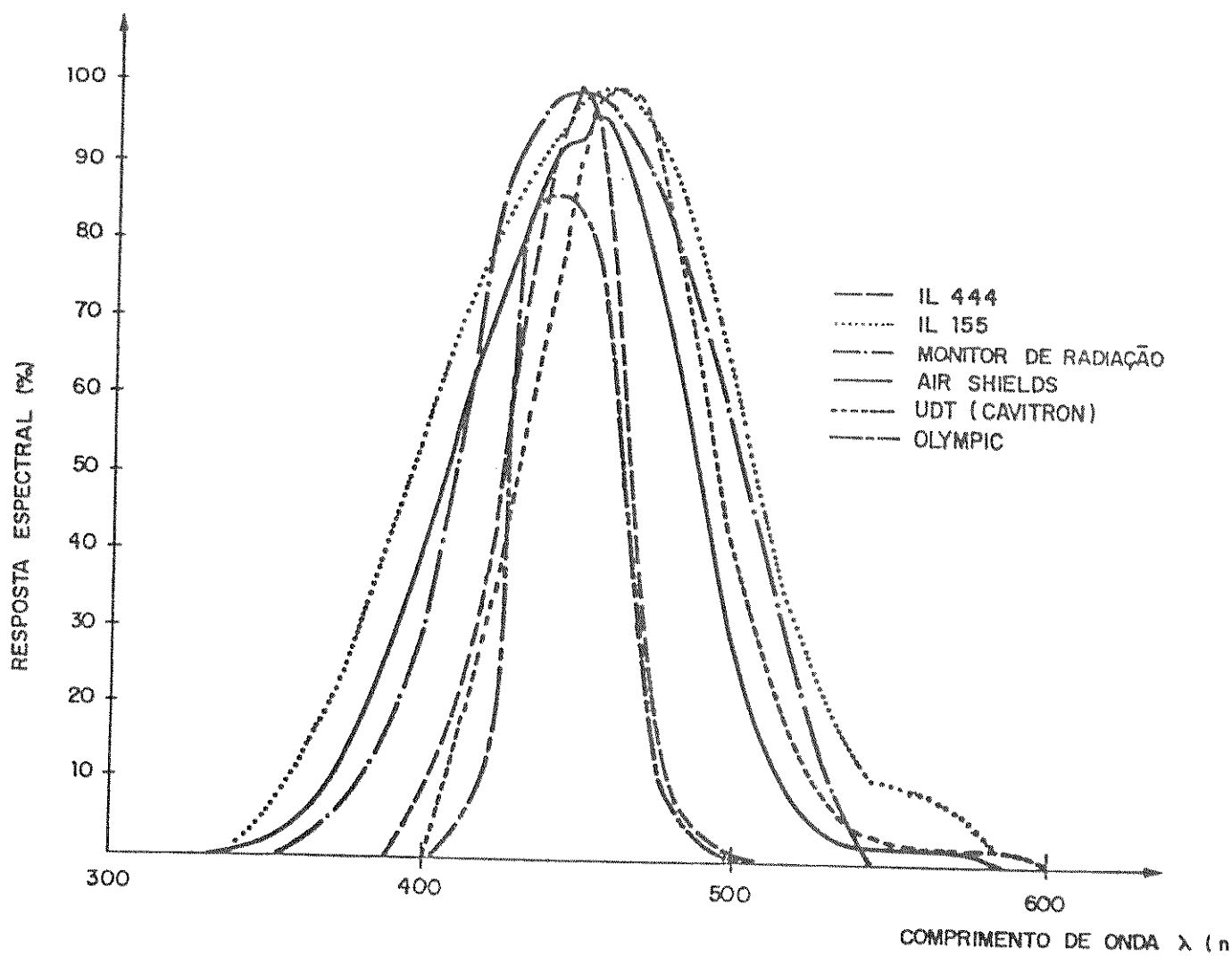


FIG. 4.3 - Resposta espectral do Monitor de Radiação comparada com a de outros Radiômetros comumente utilizados na monitoração de fototerapia.

TABELA 4.1

LINEARIDADE DA LEITURA DE IRRADIÂNCIA

leitura de irradiância $\mu\text{W}/\text{cm}^2$				valor médio	decréscimo irradiância (%)	filtro densimétrico (%)
1	2	3	4			
1488	1480	1476	1475	1479,75	-	100,00
1116	1116	1120	1113	1116,25	75,44	74,13
847	846	850	847	847,50	57,28	50,21
567	565	565	566	565,75	38,23	37,15
177	172	174	172	173,75	11,74	11,23
48	46	48	46	47,50	3,21	3,31
24	18	19	21	20,50	1,28	1,05

TABELA 4.2

OSCILADOR CONTROLADO POR TENSÃO (VCO)

tensão de entrada (mv)	frequência teórica (Hz)	frequência obtida (Hz)
000	00,0	00,0
100	13,1	13,7
200	26,2	26,0
300	39,3	39,1
400	52,4	52,3
500	65,5	65,5
600 (calibração)	78,6	78,6
700	91,7	92,2
800	104,9	105,2
900	118,0	118,5
1000	131,1	131,2
1100	144,1	144,2
1200	157,3	157,6
1300	170,4	171,3
1400	183,5	184,6
1500	196,6	197,8
1600	209,8	210,3
1700	222,9	222,8
1800	236,0	236,0
1900	249,1	248,6
2000	262,2	261,1

TABELA 4.3

TRANSMITÂNCIAS E

RESPOSTA ESPECTRAL NORMALIZADA

(nm)	Vidro	47 A	BG 39	Célula	Produto	Normalizada
320	82,0	-	-	0,20	-	-
330	88,0	1,0	20,0	0,25	-	-
340	92,0	1,0	50,0	0,28	0,1	0,3
350	94,0	1,6	75,0	0,32	0,4	0,9
360	94,0	4,0	85,0	0,35	1,1	2,7
370	94,0	6,3	92,0	0,38	2,1	4,9
380	94,0	12,0	95,0	0,42	4,5	10,7
390	94,0	20,3	96,0	0,46	8,0	21,5
400	94,0	27,4	97,0	0,51	13,0	30,7
410	94,0	40,3	97,5	0,56	21,4	50,6
420	94,0	54,1	97,8	0,62	31,0	73,7
430	94,0	62,1	98,0	0,67	38,3	91,0
440	94,0	63,5	98,0	0,71	41,5	98,0
450	94,0	61,8	98,0	0,74	42,1	100,0
460	94,0	58,2	98,0	0,77	41,4	98,2
470	94,0	53,0	98,0	0,81	39,6	93,9
480	94,0	46,4	98,0	0,84	35,9	85,2
490	94,0	38,6	98,0	0,86	30,6	72,6
500	94,0	29,5	98,0	0,89	24,2	57,4
510	94,0	20,3	97,9	0,91	17,0	40,4
520	94,0	11,9	97,5	0,93	10,1	24,1
530	94,0	5,4	96,0	0,96	4,7	11,1
540	94,0	2,0	94,0	0,98	1,7	4,1
550	94,0	-	90,0	1,00	-	-
600	94,0	-	57,0	1,08	-	-
650	94,0	-	13,0	1,15	-	-
700	94,0	1,0	1,0	1,23	-	-
750	94,0	29,0	-	1,23	-	-

TABELA 4.4

FILTROS OPTICOS (marca Oriel)

número	comprimento de onda de máxima transmitância (nm)	largura de banda (nm)
1	399,5	9,0
2	449,5	10,0
3	500,5	9,0
4	550,5	10,0
5	600,5	11,0
6	650,5	10,0
7	699,0	10,0
8	750,0	9,0

TABELA 4.5

DADOS E RESULTADOS EXPERIMENTAIS DA SENSIBILIDADE RELATIVA

Filtro número	(nm) central	Rad. Laser ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	Monitor ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	SENS. (exper.)	SENS. (TAB. 4.3)
1	399,5	142,3	30	21,1	30,9
2	449,5	184,1	184	100,0	100,0
3	500,5	187,9	114	60,7	57,4
4	550,5	159,5	3	1,9	-
5	600,5	192,6	1	0,5	-
6	650,5	192,5	0	0	-
7	699,0	134,4	0	0	-
8	750,0	128,0	0	0	-

COLONA 1 - número do filtro
(ver figura 4.1 e tabela 4.1)

2 - comprimento de onda (nm) central do filtro
(ver figura 4.1 e tabela 4.4)

3 - valor "real" da irradiância no ponto de teste, medido com o radiômetro RK 5200 e o sensor ("probe") piroelétrico RKP 545 da Laser Precision Corp.
(ver tabela 3.1, capítulo III).

4 - valor medido no ponto de teste com o Monitor

5 - sensibilidade relativa, em percentagem, do Monitor no comprimento de onda em questão
SENS. = (leitura do Monitor "coluna 4" / leitura do Rad.Laser "coluna 3") . 100

6 - sensibilidade relativa, em percentagem, do Monitor no comprimento de onda em questão, obtida da tabela 4.3.

TABELA 4.6

DESEMPENHO

tensão de alimentação (V ef)	Monitor ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	Bio-Tek ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	Monitor/Bio-Tek
175	280	132	2,12
180	290	137	2,12
185	299	141	2,12
190	306	145	2,11
195	315	148	2,12
200	321	152	2,11
205	329	154	2,12
210	335	159	2,11
215	342	162	2,11
220	349	165	2,11

Valor médio do quociente = 2,12

C A P Í T U L O V

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados dos testes com os filtros de densidade neutra e com o oscilador controlado por tensão mostram a linearidade ($r = 1,0000$) do Monitor nas medições de irradiância ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$) e na obtenção da dose de energia entregue ao paciente (J/cm^2), respectivamente.

A resposta espectral, obtida teoricamente, mostra que o Monitor possui sensibilidade relativa na faixa de 380 a 530 nm (pontos de 10%), com o máximo no comprimento de onda de 450 nm. Esta capacidade foi comprovada com os dados experimentais, que mostram uma alta sensibilidade relativa para o comprimento de onda de 450 nm, valores medianos para os comprimentos de onda de 400 e 500 nm e pequenos para os comprimentos de onda maiores que 550 nm. Uma avaliação mais pormenorizada da sensibilidade relativa do Monitor não pode ser efetuada por falta de filtros ópticos adequados, isto é, de banda estreita e com menores distâncias espectrais.

Comparativamente, a resposta espectral do Monitor é muito semelhante à curva proposta por Lanning et al. (1972) para a fotodegradação da bilirrubina. Em relação aos radiômetros importados, o Monitor apresenta uma resposta espectral próxima ao da Air Shields, mais estreita que o IL 155, mais ampla que o da UDT e bem mais ampla, em ter-

mos de área, aproximadamente o dobro ou mais, que o IL 444 e Olympic. Ressalta-se que, após ter sido efetuada uma extensa pesquisa bibliográfica nos periódicos de Neonatologia, desde 1958 até 1986, a curva proposta por Lanning et al. (1972), utilizada para definir a resposta espectral do instrumento construído, em termos científicos, e a mais recente e única tentativa "in vivo" para se obter o espectro ideal para a fotodegradação da bilirrubina.

O quociente médio de 2,12 obtido entre as leituras de irradiância com o protótipo e o radiômetro marca Bio-Tek pode ser explicado pela diferença nas suas respostas espectrais. No apêndice 5, este quociente foi determinado teoricamente levando-se em consideração a distribuição espectral de potência emitida pela lâmpada fluorescente tipo luz-do-dia e as respostas espectrais dos instrumentos. Desde cálculo resultou um quociente de 1,99, que é muito próximo do valor obtido experimentalmente.

Quanto ao consumo, uma bateria de 9,0 Volts alimenta o Monitor nas medições de irradiância por até 80 horas, ininterruptamente. A duração da bateria interna ao Integrador é de no mínimo um (1) ano, se o Integrador não for ligado a rede elétrica.

Alguns aprimoramentos ainda poderiam ser efetuados no protótipo. Dentre eles, destaca-se a possibilidade de utilização de um único filtro óptico, de banda ligeiramente mais estreita e fabricado com tecnologia nacional, ao invés dos dois importados (BG 39 e 47 A), uma escala de dose com precisão de décimos de J/cm², uma montagem que reduzisse o tamanho do protótipo e a possibilidade de se medir irradiância tanto em $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ como $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$.

Quanto ao custo do protótipo, o valor total dos componentes e peças utilizados na sua confecção é de aproximadamente Cz\$ 8000,00 (março de 87), destes, Cz\$ 4500,00 para o Integrador. Comparativamente, o medidor de irradiância (cabeça óptica e unidade de medida) tem um

custo de Cz\$ 3500,00, que é bem inferior ao valor médio de Cz\$ 18.000,00 do radiômetro importado (aproximadamente US\$ 600,00) e, ainda, acrescido de taxas alfandegárias. Para o Integrador é difícil traçar um paralelo com o dosímetro da RMMC, por falta de informações mais detalhadas.

As leituras de irradiância fornecidas pelo Monitor são em $\mu\text{W}/\text{cm}^2$, porém vários radiômetros utilizam $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$. Apesar dos esforços, a diferença entre estas duas unidades não ficou bem clara, fundamentalmente no que diz respeito a largura de banda efetiva (nm) utilizada na conversão. No entanto, a Bio-Tek afirma, sem explicação, no manual do usuário, que a largura de banda é definida entre os pontos de 10% da resposta espectral do instrumento, que no seu caso vale 60 nm. Portanto, uma leitura de 320 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ no Bio-Tek corresponde ao nível mínimo de 4,0 $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ proposto por Bonta & Warshaw (1976). Para o Monitor, considerando o exposto, a largura de banda efetiva é de 115 nm, que resulta no valor de 620 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ para a irradiância mínima. Tentou-se experimentalmente verificar estes cálculos com os dados de Hammerman et al. (1981), que colocam que a irradiância mínima corresponde a obtida no centro do berço, a 42 cm de uma unidade fototerápica composta por 8 lâmpadas fluorescentes tipo luz-do-dia novas, operando sob condições ótimas. Como as unidades fototerápicas do berçário do Hospital das Clínicas da Unicamp são compostas por 7 lâmpadas fluorescentes tipo luz-do-dia, as medidas efetuadas com os radiômetros, nas condições citadas, foram extrapoladas para 8 lâmpadas, assumindo-se que é igual a participação de cada lâmpada na composição da irradiância medida. Com o Bio-Tek obteve-se 255 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$, que corrigido para 8 lâmpadas fornece 291 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$, que corresponde a 3,64 $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$. Com o Monitor obteve-se 535 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$, que corrigido fornece 611, que corresponde a 3,94 $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$.

Portanto, em vista dos resultados obtidos, que mostram um bom

desempenho do Monitor de Radiação nas medições de irradiância e na integração (dose), o protótipo pode ser utilizado para as finalidades propostas. A presença de monitores, como este, em berçários é fundamental para se controlar e avaliar os tratamentos fototerápicos, garantindo, assim, a sua eficácia e ainda, estes monitores são quantitativamente mais importantes para países sub-desenvolvidos e em desenvolvimento, pois estes apresentam uma maior proporção de recém-nascidos prematuros em sua população, que são mais propensos a hiperbilirrubinemia. Por outro lado, este protótipo, se industrializado, além de contribuir para a capacitação da indústria brasileira, economizaria divisas e diminuiria a dependência nacional na importação de equipamentos médico-hospitalares.

APENDICE 1

MANUAL DE OPERAÇÃO

Os controles do Monitor de Radiação foram imaginados para serem auto-explicativos, facilitando assim a sua operação pelo usuário. No entanto, devido a presença de alguns ajustes e as dificuldades normalmente encontradas na utilização inicial de um instrumento, é necessário esta descrição.

1.1) RADIÔMETRO

O radiômetro opera tanto a bateria como, conectado ao integrador, a rede elétrica.

Quando operado a bateria, a medição da irradiância é efectuada directamente, rotacionando a chave CH 1 para a posição "radiômetro" e expondo a cabeça óptica a radiação. Desta forma, o "display" de cristal líquido apresentará seu valor na faixa de 0 a 1999 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$.

Estando o radiômetro conectado ao integrador e, portanto, alimentado pela rede elétrica, o procedimento para a medição da irradiância

cia não se altera.

1.2) INTEGRADOR

Como pode ser observado na figura deste apêndice, o painel do integrador (bloco responsável pelo cálculo da dose) é dividido em dois setores: um que diz respeito as funções (irradiância compensada, pausa e integração - chave CH 2) e outro a dose programada (desativado, ativado e ajuste - chave CH 3). A chave liga-desliga encontra-se na parte traseira do instrumento.

Para se conhecer a dose (densidade de energia) fornecida a um paciente durante o tratamento fototerápico, bem como programar um valor final, alguns procedimentos precisam ser seguidos.

1.2.1) Programação da irradiância mínima

Para se programar, posicionar primeiramente a CH 1 para "integrador" e CH 2 para "irradiância compensada". A seguir, mantendo-se pressionado o botão ("push-button") "irradiância mínima" do painel do integrador, atuar, com o auxílio de uma chave de fenda, em um "parafuso" embutido na parede lateral esquerda do integrador, até que o valor mostrado no "display" corresponda ao mínimo desejado.

Este procedimento, uma vez efetuado, é mantido indefinidamente. No entanto, para se conhecer seu valor em utilizações posteriores, basta pressionar o botão ("push-botton") "irradiância mínima", com as chaves ocupando as posições anteriormente citada.

1.2.2) Determinação da dose

O primeiro passo, seja iniciando ou reiniciando um tratamento, é promover a compensação na irradiância devido a posição ocupada pela cabeça óptica não ser a central, ocupada pelo paciente.

O procedimento prático é, inicialmente, medir a irradiância no centro (item 1.1 deste apêndice). Em seguida, deslocar a cabeça óptica até uma posição extrema, de forma que não atrapalhe o posicionamento do paciente. O valor da irradiância obtida neste ponto será inferior a primeira leitura. A partir deste procedimento, a CH 1 deverá ser rotacionada para a posição "integrador". Com a chave CH 2 na posição "irradiância compensada", atuar no botão ("knob") "compensação de posição" até que o valor no "display" se iguale ao obtido na posição central. Portanto, quando na integração, o valor da dose fornecida no "display" será relativo ao entregue no ponto central do berço ou encubadora.

Após a compensação de posição, a CH 2 deverá ser rotacionada para a posição "pausa" e, neste instante, surgirá no "display" um valor que está relacionado com dose (J/cm^2). Se iniciando um tratamento, o botão "reset" deve ser acionado para anular uma possível dose já existente. Se reiniciando, o valor mostrado no "display" corresponde a dose

acumulada até o instante da interrupção.

Para processar o cálculo da dose quando se inicia ou reinicia um tratamento, a CH 2 deve ser rotacionada para a posição "integração". É importante observar que, nesta condição, um sinal (dois pontos) ficará piscando no "display", numa frequência diretamente proporcional à irradiância que atinge a cabeça óptica, indicando ao usuário que a integração está sendo processada.

Vale ressaltar, neste ponto, se o valor da irradiância compensada, no decorrer do tratamento, se igualar ou ficar inferior ao valor da programada, o LED 2 (irradiância mínima) piscará, alertando ao usuário.

Interrompido ou terminado o tratamento, a CH 2 deve ser rotacionada para a posição "pausa" e, se for o caso, o instrumento pode ser desligado. É importante frisar que a dose acumulada até a interrupção fica mantida na "memória" do aparelho por um tempo, posteriormente, limitado. O mesmo ocorre se eventualmente houver uma queda da rede elétrica.

1.2.3) Programação de dose

A chave CH 3 é a responsável pela programação da dose. No entanto, é necessário que a CH 3 esteja na posição "integrador" e a CH 2 em "pausa" ou "integração".

A posição "desativado" da CH 3 significa que o conteúdo da dose programada está zerado e, como o próprio nome diz, desativado.

Para se programar, a CH 3 deve ser rotacionada para a posição

"ajuste". O valor pretendido como dose final será obtido no "display" atuando-se nos botões ("push-buttons") de carregamento rápido ou lento. Uma vez efetuado este ajuste, a CH3 deve ser rotacionada para a posição "ativado", concluindo a programação.

Nesta condição, o instrumento comparará continuamente o valor da dose entregue ao paciente com a programada e, piscará o LED 1 (amarelo) quando o primeiro valor se igualar ou for superior ao segundo, alertando ao usuário.

No entanto, se durante o tratamento houver necessidade de ler o valor da dose programada, basta rotacionar a chave CH 3 para a posição "ajuste", bem como seu valor pode ser incrementado atuando nos carregamentos rápido ou lento.

Caso ocorra uma queda na rede elétrica ou o instrumento seja desligado durante as interrupções no tratamento, o valor programado ficará retido na "memória" do integrador. Isto só não ocorrerá se a chave CH 1 for posicionada para "inativado", que zerará o valor da dose programada quando o aparelho for religado.

MONITOR DE RADIAÇÃO

÷1888

INTEGRADOR
RADIÔMETRO
 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$
DESL. — CH1

CEB-UNICAMP

FIG. A1.1 - Painel da unidade de medida.

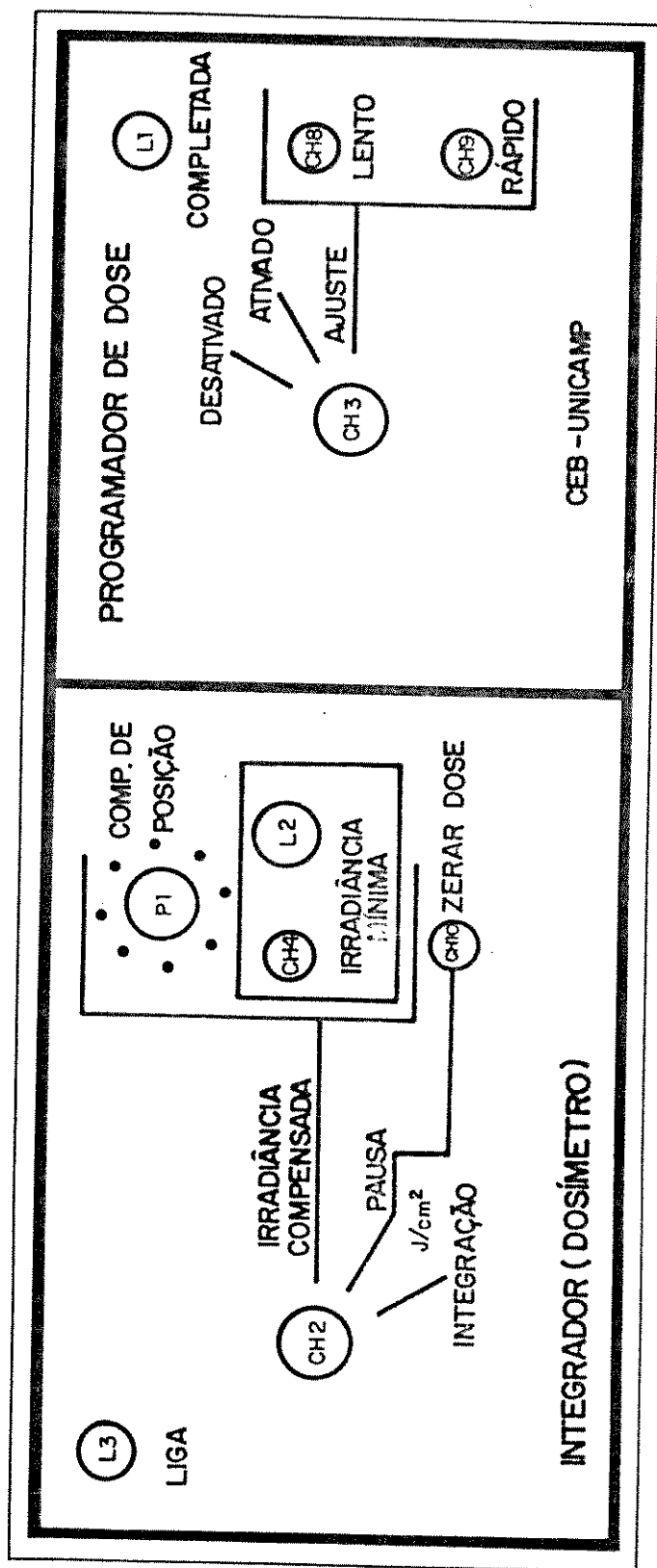


FIG. A1.2 - Painel do integrador

CALIBRAÇÃO ELETRÔNICA

O instrumento deverá ser recalibrado trimestralmente.

Material utilizado

- Multímetro digital de 4 dígitos, no mínimo.
- Frequencímetro digital, com precisão de décimos de Hertz.
- Chave de fenda pequena, para ajustes em "trimpots".

Posição das chaves de onda no instrumento

- CH 1 - painel da unidade de medida.
- CH 2 - painel do integrador (lado esquerdo)
- CH 3 - painel do integrador (lado direito)

Calibração do Radiômetro

Com o radiômetro desconectado do integrador (operação a bateria) e a CH 1 na posição "radiômetro", aferir:

- 1- A ddp da bateria deverá ser superior a 6,7 V; caso contrário, o sinal negativo do "display" deverá estar ativado.
- 2- A ddp entre os pinos 35 e 36 do CI 2 deverá ser de 1000 mV. O ajuste poderá ser efetuado no "trimpot" de precisão TP 3.
- 3- Obstruir, com um papel opaco preto, a área de captação de luz pela cabeça óptica, o valor no display será 000. Ajuste poderá ser efetuado no "trimpot" TP 2.

Calibração do integrador

Retirando-se o tampo do integrador e com o radiômetro ligado ao conector, processar os seguintes ajustes:

- posição das chaves

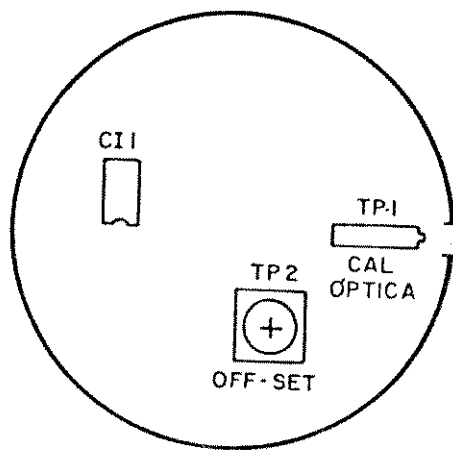
CH 1 - "integrador"

CH 2 - "irradiância compensada"

- 4- A ddp medida nos terminais da bateria deverá ser superior a 3,0 Volts (valor mínimo admitido). Para esta bateria não há circuito indicador de limiar mínimo.
- 5- A ddp entre os pinos 4 e 11 do CI 7 deverá ser 0,000 volts. O ajuste poderá ser efetuado no "trimpot" de precisão TP 4.
- 6- A ddp entre os pinos 3 e 6 ("off-set") do CI 8 deverá ser zero volts. Ajuste, no "trimpot" TP 5.
- 7- Para se calibrar o VCO, posicionar a chave CH 5 (interna ao integrador) para "cal." e rotacionar o botão "compensação de posição" (painel do integrador) até obter no "display" o valor 600. A seguir, com o objetivo de acionar o VCO, posicionar a CH 2 para a posição "integração". A frequência (sinal quadrado, unipolar, aproximadamente 6,0 volts) registrada entre os pinos 25 (vivo) e 22, placa de "wire-wrapp", é de 78,6 Hz. Ajuste neste valor poderá ser efetuado atuando-se no "trimpot" de precisão TP 6.
- 8- Com o aparelho desligado e retirando-se o "jump" interno ao integrador, a resistência entre o ponto P do "jump" e o pino 30 da placa de "wire-wrapp" deverá ser 100k ohms. Ajuste no "trimpot" TP 8.
- 9- Com o aparelho religado, o "jump" recolocado e a chave CH 2 na posi-

ção "pausa", rotacionar a chave CH 3 da posição "desativado" para "ajuste"; a leitura no "display" será de 000. A seguir, pressionando a chave CH 7 ("push-botton" - interno ao integrador - placa de "wire-wrapp") o valor no "display" será 256, indicando que o conversor digital-analógico está calibrado. Ajuste poderá ser efetuado no "trimpot" de precisão TP 7.

CABECA OPTICA



UNIDADE DE MEDIDA

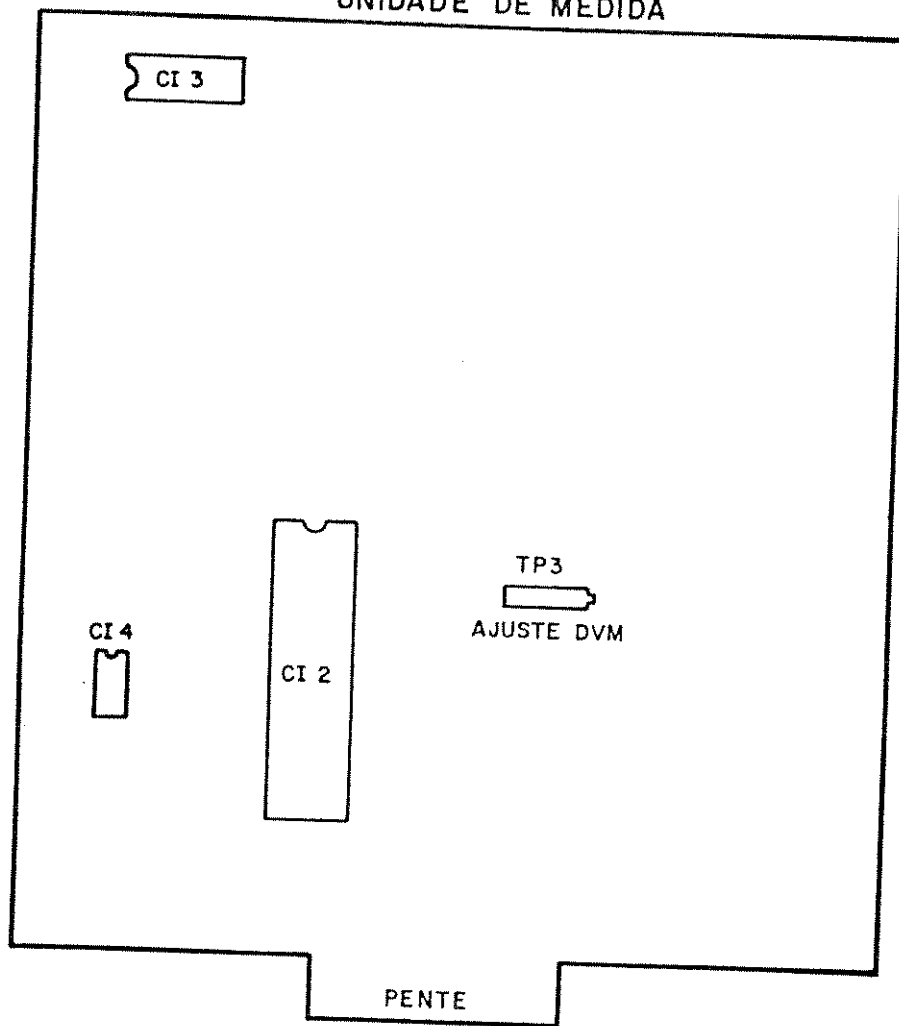


FIG. A2.1 - Distribuição dos componentes nas placas de circuito impresso da cabeça óptica e da unidade de medida.

PAINEL FRONTAL DO INTEGRADOR

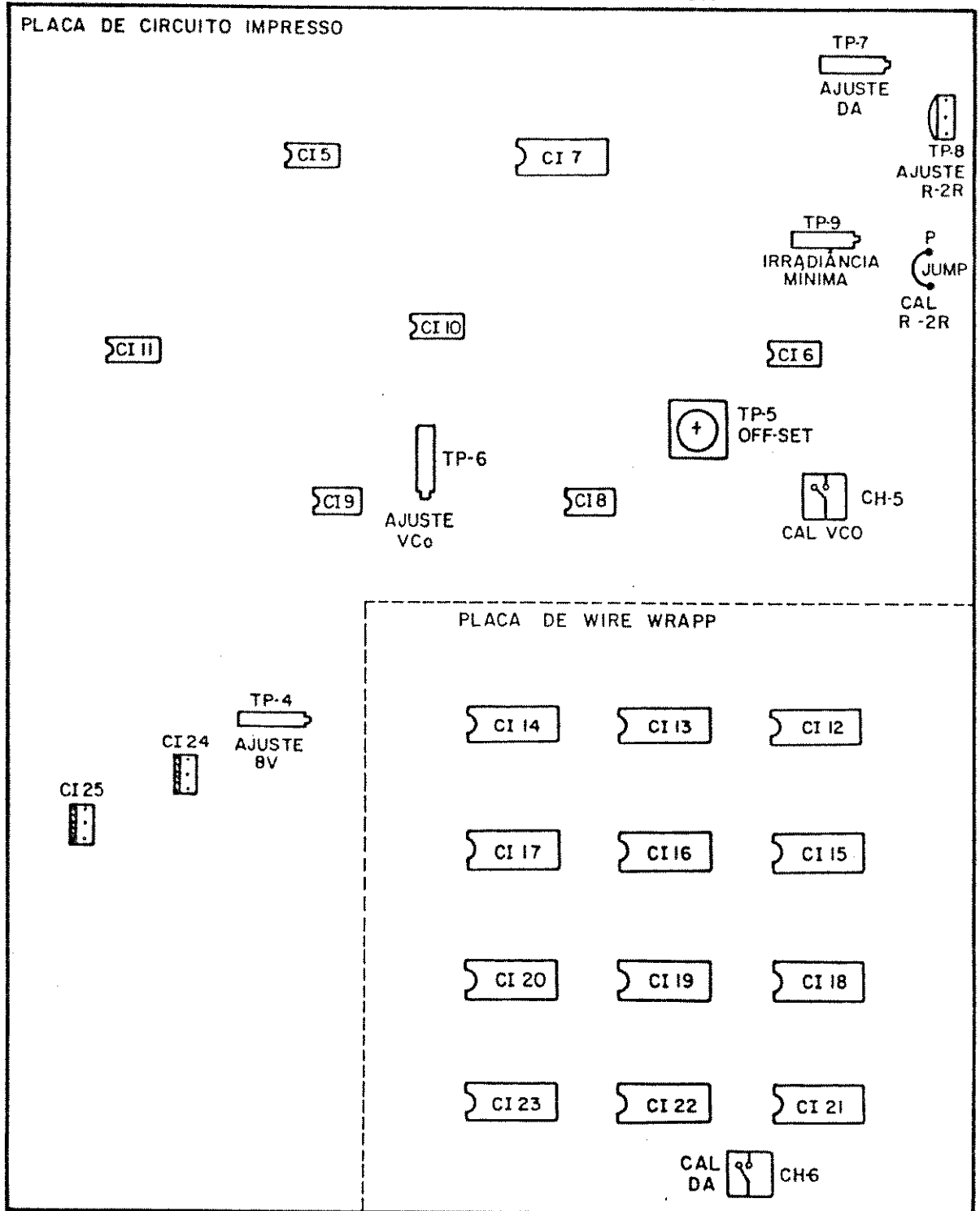


FIG. A2.2 - Distribuição dos componentes nas placas de circuito impresso e "wire-wrapp" do integrador.

DESEMPENHO

a) Quociente calculado das diferenças de leituras

A figura A3.1 apresenta as respostas espectrais dos dois instrumentos. Se a fonte de radiação utilizada nas medições emitisse de forma plana na faixa de sensibilidade dos instrumentos, a relação entre suas leituras corresponde exatamente a relação entre as áreas definidas pelas respostas espectrais. Desta análise obtém-se o quociente de 2,13. No entanto, para uma fonte de radiação não plana, a relação entre as leituras é obtida multiplicando-se, em pequenas faixas de comprimento de onda, a resposta espectral do instrumento em questão pela curva de distribuição de potência emitida pela fonte luminosa. O quociente entre estes produtos, para uma lâmpada fluorescente tipo luz-do-dia, cujo espectro de potência é mostrado na figura 1.1 (capítulo I), fornece o valor de 1,99.

b) Resposta espectral do Bio-Tek

A resposta espectral do radiômetro para fototerapia marca Bio-Tek foi avaliada experimentalmente utilizando o equipamento mostrado na figura 3.6, os filtros ópticos da figura 4.1 e o procedimento similar ao efetuado no item 4.2.2 do capítulo IV, na avaliação da resposta espectral do Monitor.

Os resultados são mostrados na tabela A3.1 e a resposta espectral é próxima da fornecida no manual do fabricante (figura 5.1).

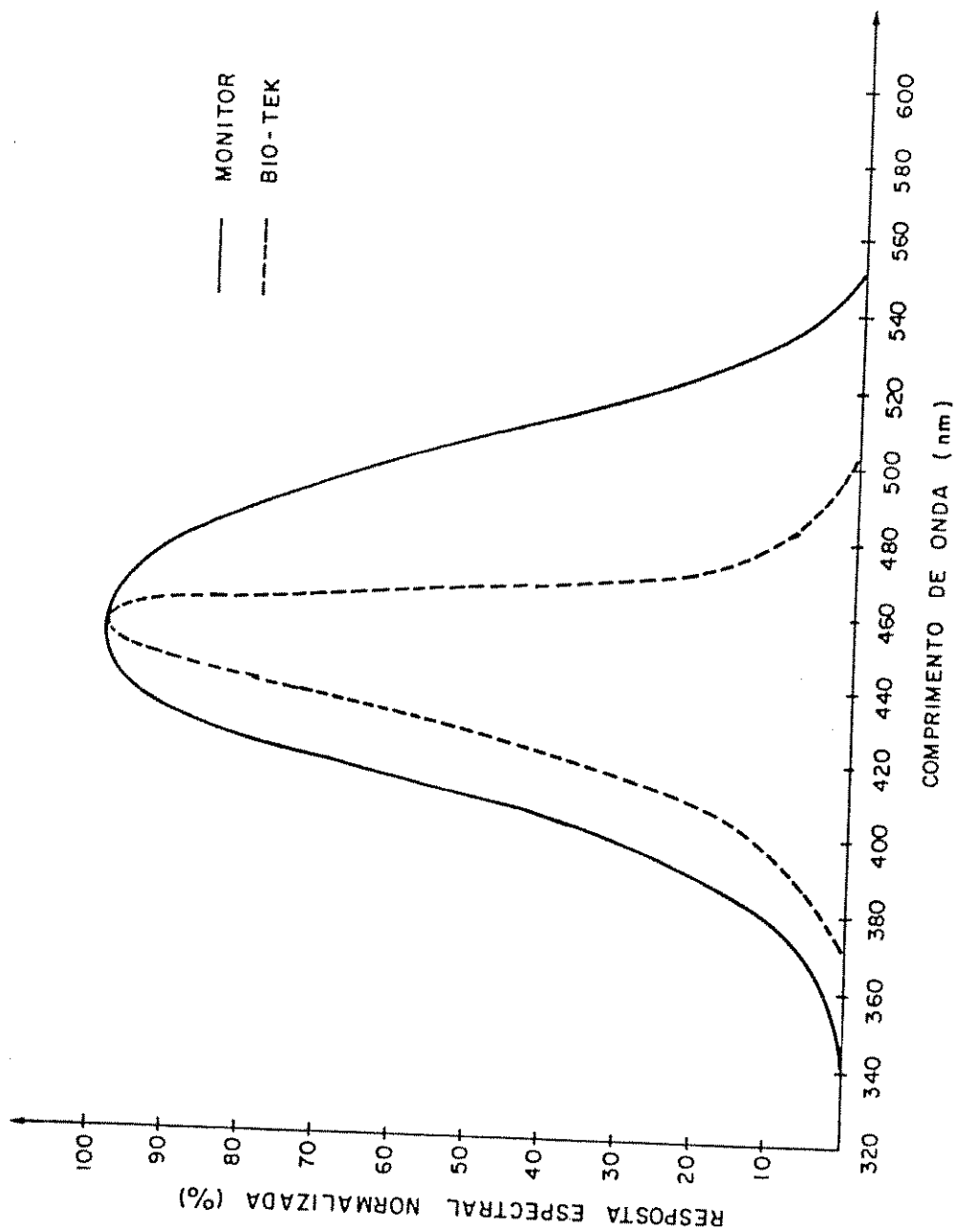


FIG. A3.1 - Representação das respostas espectrais do Monitor de radiação (tabela 4.3) e do radiômetro para fototerapia marca Bio-Tek (manual do fabricante).

TABELA A3.1

DADOS E RESULTADOS EXPERIMENTAIS DA SENSIBILIDADE RELATIVA

Filtro número	(nm) central	Rad.Laser ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	Bio-Tek ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	SENS. (exper.)	SENS. (TAB. 4.3)
1	399,5	142,3	0	0	11,0
2	449,5	184,1	176	95,6	96,0
3	500,5	187,9	0	0	0
4	550,5	159,5	0	0	0
5	600,5	192,6	0	0	0
6	650,5	192,5	0	0	0
7	699,0	131,4	0	0	0
8	750,0	128,0	0	0	0

COLUNA 1 - número do filtro
(ver figura 4.1 e tabela 4.4)

2 - comprimento de onda (nm) central do filtro
(ver figura 4.1 e tabela 4.4)

3 - valor "real" da irradiância no ponto de teste, medido com o radiômetro RK 5200 e o sensor ("probe") piroelétrico RKP 545 da Laser Precision Corp.
(ver tabela 3.1, capítulo III).

4 - valor medido no ponto de teste com o radiômetro para fototerapia marca Bio-Tek.

5 - sensibilidade relativa, em percentagem, do Bio-Tek no comprimento de onda em questão
SENS. = (leitura do Bio-Tek "coluna 4" / leitura do Rad.Laser "coluna 3") . 100

6 - sensibilidade relativa, em percentagem, do Bio-Tek no comprimento de onda em questão, obtida do manual do fabricante.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BALLOWITZ, L.; GEUTLER, G.; KROCHMANN, J.; PANNITSCHKA, R.; ROEMER, G. e ROEMER, I. (1977)
Phototherapy in Gunn rats
Biol. Neonate, 31: 229-244
- BEHRMAN, R.E. e HSIA, D.Y.Y. (1969)
"Summary of a symposium on phototherapy for hyperbilirubinemia"
Fetal and Neonatal Medicine, 75: 718-726
- BIO-TEK INSTRUMENTS, INC. (1985)
Phototherapy Radiometer - Model 7434E (Manual de Operação)
- BONTA, B.W. e 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: 502-505
- BROWN, A.K.; KIM, M.H.; WU, P.Y.K. e BRYLA, D.A. (1985)
Efficacy of phototherapy in prevention and management of neonatal
hyperbilirubinemia
Supplement Pediatrics, 75, 2: 393-400
- CHAFFELL A. (1976)

- COHEN, A.N. e OSTROW, J.D. (1980)
Review article : New concepts in phototherapy: photoisomerization of bilirubin IX alfa and potencial toxic effects of light
Pediatrics, 65, 4: 740-750
- CREMER, R.J.; PERRYMAN, P.W. e RICHARDS, D.H. (1958)
Influence of light on the hyperbilirubinemia of infants
Lancet, 1: 1094-1097
- ENTE, G.; LANNING, E.W.; CUKOR, P. e KLEIN, R.M. (1972)
Chemical variables and new lamps in phototherapy
Pediat. Res., 6: 246-251
- GLAUSER, S.C.; LOMBARD, S.A.; GLAUSER, E.M. e SISSON, T.R.C. (1971)
Action spectrum for the photodestruction of bilirubin
Proc. Soc. Exp. Biol. Med., 136: 518-519
- GRAEME J.G.; TOBEY G.E. e HUELSMAN L.P. (1971)
Operational Amplifiers: Design and Applications
McGraw-Hill Kogakusha, LTD
- GUYTON A.C. (1973)
O Fígado e o Sistema Biliar
in TRATADO DE FISILOGIA MEDICA, quarta edição, Ed. Guanabara Koogan S.A. pp. 825-831
- HAMMERMAN, C.; EIDELMAN, A.I.; LEE, K. e GARTNER, L.M. (1981)

Comparative measurements of phototherapy: a practical guide
Pediatrics, 67, 3: 368-372

- KLEIN, R.M. (1972)

Special article : Shedding light on the use of light
Pediatrics, 50, 1: 118-126

- KODAK COMPANY (1981)

Kodak Filters for Scientific and Technical uses

- INTERSIL (1980)

A/D Converter / DVM Circuits

- LANBERG G.S. (1972)

Textbook of Elements Physics: vol. 3
Trad. do russo por A. Troitsky

- LANDRY, R.J. & ANDERSEN, F.A. (1982)

Optical Radiation Measurements: Instrumentation and Sources of Error
J. Natl. Cancer Inst., 69: 155-161

- LANDRY, R.J.; SCHEIDT, P.C. e HAMMOND, R.W. (1985)

Ambient light and phototherapy conditions of eight neonatal care
units: a summary report
Supplement Pediatrics, 75, 2: 434-436

- LANNING, E.; CUKOR, P.; KLEIN, R. e ENTE, G. (1972)

Discussion in Sausville et al.
J. Illumin. Engin. Soc., 1: 116 (pág. única)

- LUCEY, J.F. (1972)
 Light : a time for change to "radiant flux", or microwatts per square
 centimeter ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)
 Pediatrics, 50: 5 (pág. única)

- LUCEY, J.F.; FERREIRO, M. e HEWIFF, J. (1968)
 Prevention of hyperbilirubinemia of prematurity by phototherapy
 Pediatrics, 41, 6: 1047-1054

- LUND, H.T.; GUDUM, J. e KOP, V. (1974)
 The "blue" meter, a photometer designed to measure light emission
 during phototherapy of hyperbilirubinemia
 Acta Paediat. Scand., 63: 89-91

- MAISELS, M.J. (1982)
 Jaundice in the newborn
 Pediatrics in review, 3, 10: 305-319

- MARCONDES, P.A.E. (1974)
 Síndrome Ictérica
 in PEDIATRIA BASICA, quarta edição, vol. 2, Ed. Instituto Nacional de
 Livro - MEC. pp. 1565-1579

- McDONAGH, A.F. (1981)
 Phototherapy: a new twist to bilirubin
 J. Pediatrics, 99, 6: 909-911

- McDONAGH, A.F. e LIGHTNER, D.A. (1985)
 "Like a shrivelled blood orange" : bilirubin, jaundice and
 phototherapy

- MIMS, L.C.; ESTRADA, M.; GOODEN, D.S.; CALDWELL, R.R. e KOTAS, R.V. (1973)

Phototherapy for neonatal hyperbilirubinemia : a dose:response relationship

Fetal and Neonatal Medicine, 83, 4: 658-662

- NATIONAL SEMICONDUCTOR CORP. (1982)

Linear Databook

- ORIEL CORP. (1982)

Light Detection and Measuring Equipment

- PHILIPS LIGHTING DIVISION (1983)

Phototherapy of Hyperbilirrubinaemia

- RAETHEL, H.A. (1975)

Wavelengths of light producing photodecomposition of bilirubin in serum from a neonate with hyperbilirubinemia

J. Pediatrics, 87, 1: 110-114

- RCA SOLID STATE (1978)

Cos/Mos Integrated Circuits

- RCA SOLID STATE (1978)

Linear Integrated Circuits

- RITTER, D.A.; KENNY, J.D.; NORTON, H.J. e RUDOLPH, A.J. (1982)

A prospective study of free bilirubin and other risk factors in the

development of kernicterus in premature infants

Pediatrics, 69, 3: 260-266

- SAUSVILLE, J.W.; SISSON, T.R.C. e BERGER, D. (1972)

Blue lamps in phototherapy of hyperbilirubinemia

J. Illumin. Engin. Soc., 1: 112-116

- SCHAEFFER J.A. e AVERY M.E. (1971)

Physiologic icterus (jaundice) of the Newborn e Kernicterus

in DISEASES OF THE NEWBORN, third edition, Ed. W.B. Saunders Company.

pp. 538-541 e 554-558

- SCHOTT OPTICAL GLASS INC. (1979)

"Color Filter Glass"

- SISSON, T.R.C.; KENDALL, N.; SHAW, E. e OLIAL, L.R. (1972)

Phototherapy of jaundice in the newborn infant. II. Effect of various light intensities

J. Pediatrics, 81, 1: 35-38

- STOUT D.F. e KAUFMAN M. (1976)

Handbook of Operational Amplifier Circuit Design

McGraw-Hill Book Company

- TAN, K.L. (1975)

Comparison of the effectiveness of phototherapy and exchange transfusion in the management of nonhemolytic neonatal hyperbilirubinemia

J. Pediatrics, 87, 4: 609-612

- TAN, K.L. (1977)

The nature of the dose:response relationship of phototherapy for neonatal hyperbilirubinemia

J. Pediatrics, 90, 3: 448-452

- TEBERG, A.J.; HODGMAN, J.E. & WU, P.Y.R. (1977)

Effect of phototherapy on growth of low birth weight infants : two year follow-up

J. Pediatrics, 91, 1: 92-95

- TEXAS INSTRUMENTS INC. (1978)

The TTL Databook for Design Engineers

- WU, P.Y.R. & HODGMAN, J.E. (1974)

Insensible water loss in preterm infants: changes with postnatal development and non-ionizing radiant energy

Pediatrics, 54, 6: 704-712