

# MEDICIÓN DE ILUMINANCIA EN UNA FUENTE DE FOTOTERAPIA

***Carlos Alberto Luján Ramírez***

Instituto Tecnológico de Mérida  
*clujanitm@gmail.com*

***Eric Iván Flores Solís***

Instituto Tecnológico de Mérida  
*floressoliseric@gmail.com*

***José Ramón Atoche Enseñat***

Instituto Tecnológico de Mérida  
*jratoche@gmail.com*

***Margarita Álvarez Cervera***

Instituto Tecnológico de Mérida  
*malvarez@itmerida.mx*

***Mario Renán Moreno Sabido***

Instituto Tecnológico de Mérida  
*mario@itmerida.mx*

## **Resumen**

Este documento trata acerca de las mediciones de luz realizadas a un dispositivo de fototerapia diseñado en el Instituto Tecnológico de Mérida (ITM). La finalidad del dispositivo es para ser usado como fuente de fototerapia para tratar la ictericia neonatal. Las características del diseño fueron obtenidas de documentos científicos, normas y hojas de datos relacionados con el tema de la Fototerapia en el recién nacido.

Las principales características para el diseño fueron la longitud de onda de la luz emitida, el área iluminada y la Iluminancia (lux) que se refiere a la cantidad de flujo luminoso que incide sobre una superficie por unidad de área.

Se presentan brevemente las etapas de diseño del prototipo, así como el procedimiento de medición realizado para obtener las características de iluminancia del dispositivo.

**Palabra(s) Clave(s):** Bilirrubina, fototerapia, ictericia, iluminancia.

## **1. Introducción**

La fototerapia se aplica en recién nacidos para tratar la hiperbilirrubinemia, que consiste en acumulación de bilirrubina en la sangre; esto a su vez produce que la piel y los ojos se tornen de un color amarillento lo que se le conoce como ictericia. Esta acumulación de bilirrubina se produce porque el hígado del recién nacido no se encuentra totalmente desarrollado, y por lo tanto aún no tiene la capacidad de filtrar la molécula de la bilirrubina. La hiperbilirrubinemia sino es tratada a tiempo puede causar convulsiones y daño cerebral [1].

La fototerapia consiste en aplicar luz sobre la piel del recién nacido; esta luz debe tener una longitud de onda en el rango de los 450 a 480 nanómetros lo que corresponde a la luz de color azul en el espectro electromagnético. Esta luz produce un efecto de degradación en la molécula de la bilirrubina lo que permite que pueda ser eliminada por el organismo [1] [2].

El objetivo del presente trabajo consiste en obtener las características de Iluminancia (lux) de la luz emitida por la fuente de fototerapia.

## **2. Desarrollo**

### **Características del dispositivo de fototerapia**

El dispositivo utiliza diodos emisores de luz (LEDs) como fuente de luz, específicamente el modelo 510LB7C el cual es un tipo de led de color azul súper luminoso con un pico de intensidad luminosa en 465 nm [3]. Se diseñó un panel que consta de 192 leds divididos en grupos de 48 leds; cada grupo es controlado por un circuito TLC5940NT, el cual consiste en un driver de 16 canales con una capacidad de hasta 120 mA por canal; el control se realiza mediante comunicación serial con un microcontrolador [4]. El circuito driver cuenta con un potenciómetro para cada circuito TLC5940NT; este potenciómetro va conectado a la terminal Iref

y permite ajustar la corriente máxima de cada canal en 20 mA, asegurando que esta sea la corriente que circule por cada led. El microcontrolador que se utiliza es el Arduino UNO, el cual cuenta con una librería para el control del TLC5940NT; esta librería permite ajustar el número de circuitos TLC5940NT que se conectan en serie [5]; en este caso se conectan 4 en serie para un total de 64 canales, y a su vez cada canal consta de 3 leds en serie (figura 1).

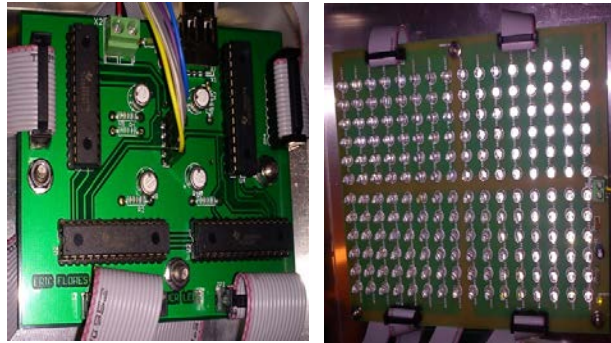


Figura 1 Circuitos driver y panel de leds.

La interfaz entre el atmega328P-PU y el circuito driver consiste en un bus de 5 terminales (figura 2), todas van conectadas en paralelo con cada circuito TLC5940NT con excepción de la terminal SIN que va conectada al primer TLC5940NT, y la terminal SOUT de este va conectada a la terminal SIN del segundo, y así sucesivamente.

Pin 3 Arduino ----- Pin 18 TLC5940 (GSCLK)  
Pin 9 Arduino ----- Pin 24 TLC5940 (XLAT)  
Pin 10 Arduino ----- Pin 23 TLC5940 (BLANK)  
Pin 11 Arduino ----- Pin 26 TLC5940 (SIN)  
Pin 13 Arduino ----- Pin 25 TLC5940 (SCLK)

Figura 2 Interfaz Arduino – Driver.

El control de la intensidad de los leds se realiza mediante un panel de botones pulsadores (push buttons), permitiendo seleccionar 3 niveles de intensidad. El dispositivo utiliza una fuente de 5 V y 12 V para su funcionamiento, siendo 12 V el

voltaje para el panel de LEDs, y 5 V para los demás circuitos. Finalmente, los componentes del dispositivo fueron montados en un chasis de aluminio para las pruebas de funcionamiento (figura 3).



Figura 3 Ensamblado y pruebas de funcionamiento.

### **Configuración para las mediciones**

Para realizar las mediciones se colocó la lámpara sobre una base de madera que permite ubicarla a 30 cm y 45 cm de altura; en la superficie de medición se dibujó un plano X/Y con cuadros de 2.5 x 2.5 cm; las dimensiones del plano son 47.5 x 30 cm. Esta configuración está basada en el método de Vreman [6], que sugiere medir la distribución de irradiancia sobre toda el área iluminada; para esto se realiza una medición cada 2.5 cm a lo largo y ancho de la superficie.

Para este trabajo se midió la iluminancia (lux) utilizando un fotómetro de la marca LUTRON modelo LM-8010. Este dispositivo puede tomar lecturas en el rango de 0–20000 lux y de 0–2000 Ft-cd. Las mediciones se tomaron de manera que el detector (circulo blanco) quedara en el centro de cada uno de los cuadros del plano X/Y.

### **Área Iluminada**

Un aspecto muy importante de la lámpara es el área que es capaz de iluminar, ya que mientras más superficie de la piel del bebe sea iluminada mayor será la eficacia de la fototerapia [1] [6] [7] [8].

Se realizaron mediciones de la superficie iluminada con la lámpara a su máxima intensidad, considerando como superficie iluminada hasta un 70% del valor de la iluminación central. El resultado fue de 926.25 cm<sup>2</sup> a 30 cm y de 1125 cm<sup>2</sup> a 45 cm.

### Iluminancia y potencia de la lámpara

En el siguiente paso se midieron la potencia consumida por la lámpara en sus 3 niveles de intensidad y la iluminancia colocando el detector en el centro del área iluminada (figura 4).



Figura 4 Medición de Iluminancia.

### 3. Resultados

En la tabla 1 se muestran los datos obtenidos de las mediciones:

Tabla 1 Iluminancia y potencia de la lámpara de fototerapia.

Nivel de Intensidad	Iluminancia (lux) a 30 cm	Iluminancia (lux) a 45 cm	Potencia (Watts)
Apagado	0	0	0.504
Bajo	618	498	5.565
Medio	1290	1017	10.739
Alto	1993	1579	15.909

Los datos de la tabla 1 se pueden ver representados en la figura 5 para una altura de 30 cm, y en la figura 6 para una altura de 45 cm de la superficie.

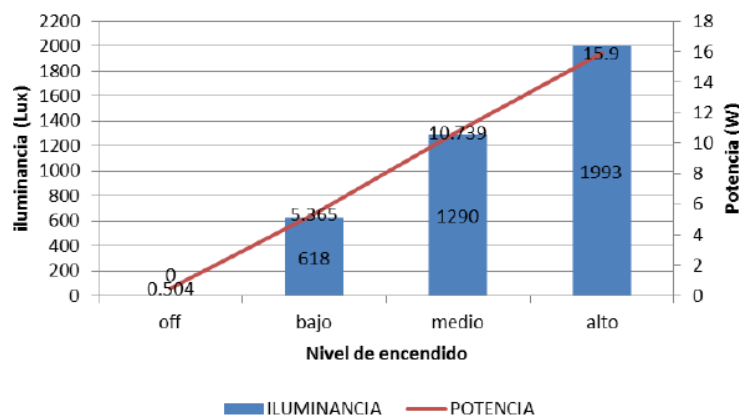


Figura 5 Iluminancia a una altura de 30 cm y potencia.

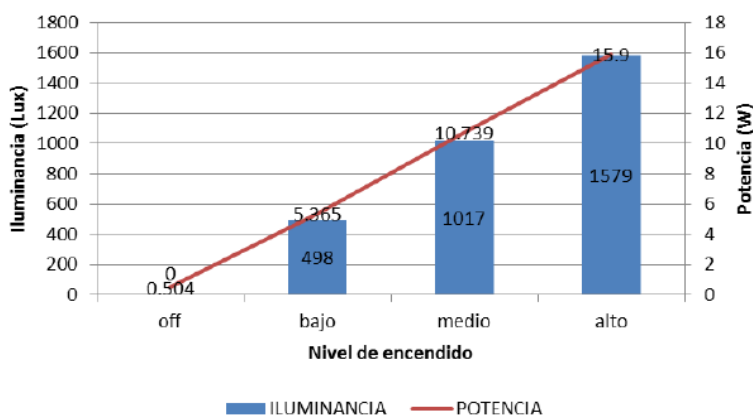


Figura 6 Iluminancia a una altura de 45 cm y potencia.

### Distribución de la Iluminancia

Para obtener la distribución de la iluminancia se realizaron mediciones partiendo del centro del área iluminada y en incrementos de 5 cm hasta llegar a 25 cm de cada lado, este procedimiento se hizo con los 3 niveles de intensidad de la lámpara.

Los datos obtenidos se muestran en figuras 7 y 8 para 30 cm y 45 cm respectivamente; se puede observar que a 30 cm se tiene un valor pico más alto de iluminancia con respecto a 45 cm, sin embargo se puede ver que a 45 cm se tienen valores de iluminancia más altos conforme se aleja el detector del centro, lo que significa que se ilumina mayor área.

Este resultado es interesante porque la intensidad de la luz determina la dosis de la fototerapia, pero también se tiene el compromiso de iluminar la mayor parte de

la piel del bebé. De ahí se observa que para este tipo de lámparas de fototerapia los fabricantes sugieren distancias entre 30 y 45 cm [6].

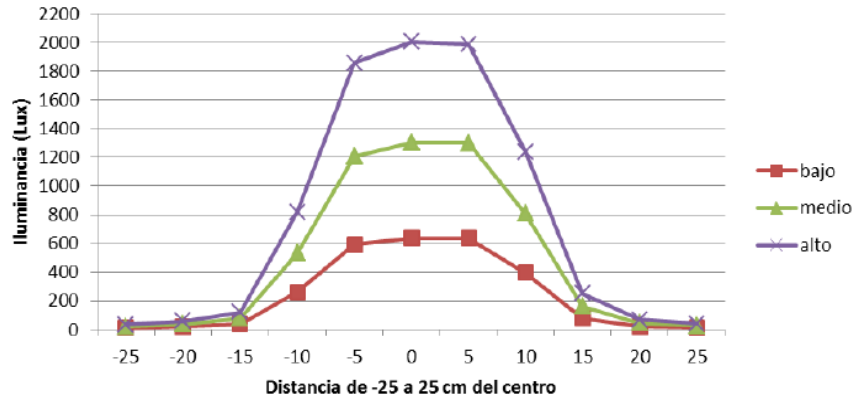


Figura 7 Distribución de Iluminancia a una altura de 30 cm.

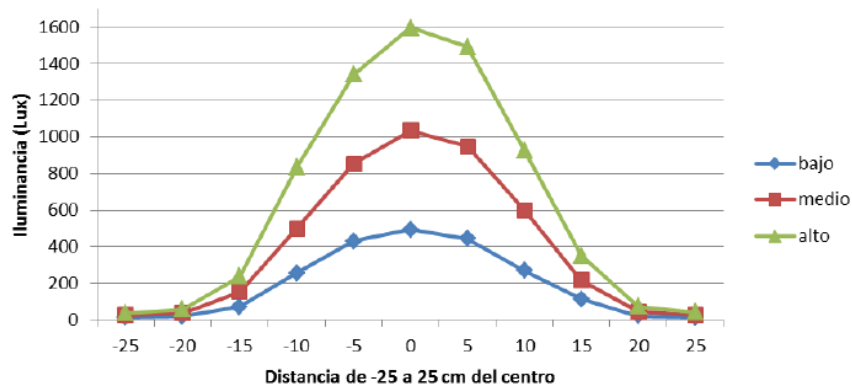


Figura 8 Distribución de Iluminancia a una altura de 45 cm.

### Mapas de iluminancia

Los mapas de iluminancia dan un panorama general de la distribución de la intensidad de luz sobre el área de iluminación.

Para obtener los mapas de iluminancia de la lámpara se realizaron mediciones en toda la superficie del plano X/Y con los tres niveles de intensidad y con ambas alturas. En las tablas 2 y 3 se muestran los datos obtenidos con la lámpara a su máxima intensidad, y a una altura de 30 cm y 45 cm respectivamente; los cuadros en gris representan la silueta de un bebé a término según el método de Vreman [6].

Tabla 2 Mapa de iluminancia a 30 cm con intensidad alta.

	Distancia 30 cm			Intensidad Alta						Unidades Lux										
	X pos																			
Y pos	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	
1	33	42	50	58	68	77	86	89	91	93	91	87	83	77	72	60	53	45	39	
2	36	45	55	67	83	111	133	161	148	156	147	140	130	110	89	71	61	51	43	
3	40	51	61	80	130	233	338	389	414	432	402	386	347	244	142	87	68	59	48	
4	43	56	69	93	193	519	794	990	989	1137	967	1033	899	605	294	126	80	64	52	
5	47	59	74	109	265	755	1284	1539	1761	1767	1715	1730	1494	979	559	202	94	69	61	
6	49	63	81	127	299	762	1418	1797	1949	1989	1941	1927	1684	1168	661	228	104	75	62	
7	49	63	81	118	323	775	1401	1853	1934	2022	2023	2021	1815	1298	731	249	108	79	64	
8	48	60	79	109	280	670	1186	1804	1915	1924	1932	1987	1771	1297	751	244	112	76	60	
9	42	57	72	96	200	517	913	1363	1527	1450	1500	1516	1493	1066	589	207	103	75	58	
10	42	51	64	80	130	240	486	740	830	776	783	797	760	657	366	144	93	69	58	
11	38	46	57	71	90	134	193	281	299	301	285	295	321	258	160	102	79	62	52	
12	35	42	51	62	75	88	101	115	121	131	124	126	126	117	95	81	71	59	47	

Tabla 3 Mapa de iluminancia a 45 cm con intensidad alta.

	Distancia 45 cm			Intensidad Alta						Unidades Lux										
	X pos																			
Y pos	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	
1	35	41	45	53	71	89	102	123	122	124	131	119	107	83	69	54	45	40	36	
2	37	45	55	73	107	170	226	287	310	303	312	275	231	177	120	75	54	46	40	
3	42	50	66	102	191	320	426	576	630	627	596	555	441	319	196	117	73	50	43	
4	44	54	79	143	301	511	713	905	1056	1015	1024	926	764	532	323	190	94	58	47	
5	47	58	90	176	388	712	952	1230	1391	1369	1375	1241	1052	731	493	273	125	65	51	
6	48	60	91	211	438	797	1073	1357	1543	1585	1585	1429	1214	868	601	340	152	77	54	
7	47	61	94	217	446	764	1077	1370	1549	1636	1631	1524	1276	955	658	367	174	75	53	
8	46	58	87	199	380	680	970	1272	1460	1535	1545	1457	1233	951	651	357	152	73	55	
9	43	54	76	146	291	509	761	988	1159	1236	1239	1170	1029	856	576	292	135	66	52	
10	42	48	60	106	190	326	467	679	805	834	798	804	751	585	409	194	104	58	49	
11	36	44	51	71	116	207	264	377	432	440	439	437	428	346	230	123	77	53	45	
12	35	40	43	56	75	109	136	167	189	189	206	202	201	172	123	80	58	48	41	

#### 4. Conclusiones

En este trabajo se ha presentado el diseño realizado en el ITM de una lámpara de fototerapia para tratar la ictericia neonatal. Estos dispositivos son de gran



importancia en el área de cuidados intensivos para neonatos en los hospitales, sin embargo no siempre se cuenta con dichos dispositivos debido al costo que llegan a tener los modelos comerciales, por lo que este prototipo podría ser una opción viable para estos casos.

Se han realizado mediciones de la fuente de luz basándose en un método estandarizado para la evaluación de equipos de fototerapia, presentándose resultados en forma de gráficas y tablas.

La mayoría de los dispositivos de fototerapia expresan la dosis de luz en unidades de Irradiancia ( $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ ); por esta razón sería de gran utilidad para la caracterización de la fuente de fototerapia el obtener los mapas en unidades de irradiancia; para esto se requiere un radiómetro como el Biliblanket meter II de GE [9]; este es el dispositivo utilizado por Vreman y otros autores [6] [8] [10] [11].

Otro punto importante sería considerar hacer pruebas in vitro para determinar el tiempo de exposición necesario para degradar la concentración de bilirrubina en un 50% ( $t_{1/2}$ ) [6] [8]. Vreman sugiere realizar pruebas donde se expongan a la luz de la fototerapia tubos capilares con una solución de bilirrubina a una temperatura controlada de 37 °C; posteriormente se van tomando mediciones en la concentración de las soluciones cada cierto periodo de tiempo hasta que el 60% de la bilirrubina haya sido degradada.

Por último, sería importante considerar el diseño de un lente óptico que permitiera que la iluminancia/irradiancia de la lámpara sea uniforme, es decir, que en todos los puntos del área iluminada se tenga el mismo valor de intensidad. Esto permitiría que la intensidad promedio sobre toda el área iluminada se incrementara, logrando un tratamiento más eficaz.

Un ejemplo de lente óptico que se podría implementar es el “fly-eye lens” que consiste en un arreglo en 2 dimensiones de elementos ópticos individuales, ensamblados de manera que formen un único elemento óptico. Este lente permite transformar la distribución de la luz y pasar de una distribución no uniforme a una distribución uniforme de irradiancia en un plano iluminado [12].

## 5. Bibliografía y Referencias

- [1] H. J. Vreman, R. J. Wong, D. K. Stevenson, *Phototherapy: Current Methods and Future Directions*, Semin perinatol 28. ELSEVIER. 2004. Pp. 326-333.
- [2] NeoBLUE LED Phototherapy, Natus Medical Inc. *The Science Behind the Light*. 2013.
- [3] HB, 510LB7C super bright blue 5 mm led.
- [4] Texas Instruments, TLC5940 16 channel led driver with dot correction and grayscale pwm control. 2007.
- [5] Arduino TLC5940 library. <http://playground.arduino.cc/Learning/TLC5940#.Uz2NjPI5Ne>-. Junio de 2016.
- [6] H. J. Vreman, R. J. Wong, J. R. Murdock, D. K. Stevenson, "Standardized bench method for evaluating the efficacy of phototherapy devices". *Acta Pediatr*. Vol. 97. No. 3. 2008. Pp. 308-316.
- [7] Guía Tecnológica No. 3. Unidad de Fototerapia GMDN 35239. 2012.
- [8] H. J. Vreman, "Phototherapy: The Challenge to Accurately Measure Irradiance". *Indian Pediatrics*. Vol. 47. February 17, 2010. Pp. 127-128.
- [9] GE Healthcare, *Phototherapy, Biliblanket Light Meter II*. 2014.
- [10] R. Malkin, V. Anand, "A Novel Phototherapy Device". *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. March/April 2010. Pp. 37-43.
- [11] V. K. Bhutani, R. J. Wong, "Neonatal phototherapy: choice of device and outcome". *Foundation Acta Pediátrica*. Vol. 101. 2012. Pp. 441-443.
- [12] X. Yang, J. Zhu, R. Li, *Research on the Optical System of Neonatal Jaundice Phototherapy Apparatus based on Fly-eye Lens*. 2nd International Symposium on Instrumentation and Measurement, Sensor Network and Automation (IMSNA). 2013. pp. 545-547.

## 7. Autores

Carlos Alberto Luján Ramírez es profesor de Tiempo Completo del Departamento de Eléctrica y Electrónica del Instituto Tecnológico de Mérida. Sus trabajos de investigación están enfocados a las áreas de Diseño de Sistemas Digitales y

Procesamiento de Imágenes. Obtuvo el grado de Doctor en Diseño de Sistemas Digitales en la universidad Politécnica de Valencia.

Eric Iván Flores Solís obtuvo su grado de Maestro en Ingeniería con especialidad en Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Mérida en el área de Diseño de Sistemas Digitales y Optoelectrónica.

José Ramón Atoche Enseñat es profesor de Tiempo Completo del Departamento de Eléctrica y Electrónica del Instituto Tecnológico de Mérida. Sus trabajos de investigación están enfocados a las áreas de Diseño de Sistemas Digitales y Procesamiento de Imágenes. Obtuvo el grado de Doctor en Diseño de Sistemas Digitales en la universidad Politécnica de Valencia.

Margarita Álvarez Cervera es profesora de Tiempo Completo del Departamento de Eléctrica y Electrónica del Instituto Tecnológico de Mérida. Sus trabajos de investigación están enfocados a las áreas de Diseño de Sistemas Digitales e Ingeniería Biomédica. Obtuvo el grado de Maestra en Tecnología Educativa en la Universidad Da Vinci en Monterrey, y especialidad en Diseños de Sistemas Digitales en la Universidad Politécnica de Valencia.

Mario Renán Moreno Sabido es profesor de Tiempo Completo del Departamento de Sistemas y Computación en el Instituto Tecnológico de Mérida. Sus trabajos de investigación están enfocados a las áreas de Calidad del Software y de Ambientes de Aprendizaje. Obtuvo el grado de Maestro en Ciencias Computacionales en la Universidad de las Américas Puebla.