

# Simulación y Diseño de una Fuente de Iluminación Uniforme para su uso en un Negatoscopio con un Arreglo de Diodos Emisores de Luz.

Marciano Vargas Treviño<sup>1</sup>, Jaime Gutiérrez Gutiérrez<sup>1</sup>, José María Rodríguez Lelis<sup>2</sup>, Cruz Ignacio Reyes Rodríguez<sup>1</sup>, Fernando Miguel Ramos Gómez<sup>1</sup>, Lorenzo Tepech Carrillo<sup>1</sup>, Arturo Cataneo Pérez<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Unidad de Sistemas Biológicos e Innovación Tecnológica, Universidad Autónoma "Benito Juárez" de Oaxaca, México <sup>2</sup>Grupo de Tribología, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Morelos., México

*Resumen*— Se presenta el trabajo de simulación y diseño de una fuente de iluminación uniforme para su uso en negatoscopios. Se caracteriza la uniformidad de la fuente de luz representada por un arreglo de Diodos Emisores de Luz (LED, por sus siglas en inglés), considerándolos como emisores Lambertianos imperfectos. Se simuló y construyó un arreglo experimental de 10x10 LEDs que verifique la uniformidad encontrada en la simulación y de acuerdo a la Guía Tecnológica No. 12 del Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud y la Norma Mexicana NOM-229-SSA1-2002

Palabras clave— Irradiancia de campo cercano, LEDs, Imagenología,

## I. INTRODUCCIÓN

El negatoscopio es un dispositivo diseñado para la observación directa de placas radiográficas. Este dispositivo consta de una fuente de luz, produciendo una intensidad de iluminación uniforme y un mecanismo para detenerlas. Las imágenes de las placas pueden ser producto de una resonancia magnética (RM), tomografía computarizada (TC), ultrasonido o medicina nuclear, donde la fuente de radiación varía dependiendo del estudio. La Fig. 1 nos muestra un negatoscopio común.



Fig. 1. Negatoscopio comúnmente utilizado en hospitales y consultorios médicos.

Comercialmente existen dos tipos de negatoscopios:

- **Negatoscopio general**. Este debe cumplir con requisitos de brillo y uniformidad de iluminación.
- **Negatoscopio para mamografía**. Además de cumplir con las condiciones de brillo y uniformidad de iluminación, ésta debe ser administrada por una fuente que proporcione como mínimo 5,700 °K.

Podemos encontrar distintos modelos de negatoscopio; murales, montados a la pared, de pupitre o de mesa, dentales y motorizados, dependiendo de las necesidades del usuario.

De acuerdo con los requisitos de funcionamiento relativos a equipos de proceso de revelado, luz de seguridad y negatoscopios de la norma mexicana NOM-229-SSA1-2002 [1], en sus artículos 15.3.1 al 15.3.3 establece que:

- El manual de garantía de calidad deberá contener un inventario de los negatoscopios incluyendo su ubicación y antigüedad. Los tubos fluorescentes deberán ser del mismo modelo y su iluminación debe ser continua, sin parpadeos. La superficie debe estar totalmente limpia.
- 2. El brillo de los negatoscopios deberá ser al menos de 1000 cd/m<sup>2</sup> para radiografía convencional y de 3000 cd/m<sup>2</sup> para mamografía. El brillo se determina midiendo la iluminación (en luxes) en contacto con la superficie difusora al centro del negatoscopio. Aproximadamente 1000 cd/m<sup>2</sup> equivalen a 3,333 luxes en el centro del negatoscopio. La prueba debe efectuarse una vez al año y después de cambios en el negatoscopio.
- 3. La iluminación en un mismo negatoscopio deberá variar menos que un 15 % entre una zona y otra. La variación de iluminación entre un negatoscopio y otro de un mismo banco o panel deberá ser menor que el 15 %. Esta prueba debe realizarse una vez al año y después de cambios en el negatoscopio.

De acuerdo con la Norma Mexicana, es vital garantizar una homogeneidad luminosa en toda la superficie que el negatoscopio disponga con la finalidad de otorgar un diagnóstico óptimo, de manera que el estudio y diseño de una fuente luminosa estable y homogénea está justificada. Por consiguiente, en este trabajo presentaremos desarrollos en la uniformidad luminosa de la fuente. Para el desarrollo ésta, consideramos usar Diodos Emisores de Luz (LEDs, por sus siglas en inglés). Estos LEDs podemos definirlos como emisores Lambertianos por lo que su intensidad luminosa puede representarse por una función coseno del ángulo de visión. Esta dependencia resulta ser una ley de potencia que depende del encapsulado del LED y de la región del semiconductor. Una aproximación práctica para la distribución de irradiancia está dada por [2]:

$$E(r, \theta) = E_0(r) \cos^m(\theta).$$
(1)

Donde  $\theta$  representa el ángulo de visión y E (r, $\theta$ ) la irradiancia (W/m<sup>2</sup>) a una distancia r entre el objeto y la fuente. El valor de m depende de la posición relativa entre la posición del semiconductor y el centro de curvatura del encapsulado. Si ambos están centrados, m se aproxima a 1 y la fuente se comporta como un Lambertiano perfecto. Entonces, el valor m se expresa en términos de  $\theta_{1/2}$  como en [2,3]:

$$m = \frac{-\ln 2}{\ln(\cos \theta_{1/2})}$$
(2)

La irradiancia en cada punto (x,y) producida por un LED a una distancia z del objeto (ver Fig. 2) puede describirse entonces por la relación [3]:

$$E(x, y, z) = \frac{z^{m} L_{LED} A_{LED}}{\left[ (x - x_{0})^{2} + (y - y_{0})^{2} + z^{2} \right]^{(m+2)/2}}$$
(3)



Fig. 2. Planos de la fuente de iluminación y objeto. *a): rectangular, b):* Planos de fuente y objeto.

Donde  $L_{LED}$  describe la irradiancia del LED (en W m<sup>-2</sup> sr<sup>-1</sup>), y A<sub>LED</sub> es el área en m<sup>2</sup> que el LED emite. Para nuestra simulación, usaremos la irradiancia definida en la ecuación (3) para cada LED en la configuración y con los valores m, L<sub>LED</sub>, A<sub>LED</sub> iguales para cada LED. En una configuración

cuadrada o rectangular como se ilustra en la Fig. 2, la irradiancia E es dada por la suma de las irradiancias de los LEDs individuales agrupados en una matriz de NxM, dando como resultado [3]:

$$E(x, y, z) = z^{m} L_{LED} A_{LED} \times \left\{ \left[ x - (N+1-2i) \left(\frac{d}{2}\right) \right]^{2} + \left[ y - (M+1-2j) \left(\frac{d}{2}\right) \right]^{2} + z^{2} \right\}^{-(m+2)/2}$$
(4)

- /

La relación (4) nos permite entonces determinar una zona de uniformidad variando los parámetros de distribución angular, la separación individual entre los diodos emisores y la distancia del arreglo en sí con el plano de detección entre otros. La Fig. 3 muestra un cálculo simple de la irradiancia de un arreglo rectangular de 10x10 LEDs separados 7.5 mm entre sí, usando la relación (4) y a 3 cm del objeto.



Fig. 3. *Izq*.Patrón de irradiancia de los leds en configuración rectangular de 10x10 LEDs. *Der*. Vista de perfil.

### II. METODOLOGÍA

Para validar los resultados de la simulación se diseñó un banco de pruebas. Cuenta con una caja negra en su interior y contiene una fuente de iluminación, una pantalla y cámara monocromática que mostramos en la Fig. 4. La fuente consiste en un arreglo cuadrado de 10x10 LEDs blancos ultrabrillantes con 7.5 mm de separación de centro a centro. Cada LED cuenta con una distribución angular de 12.5º y voltaje de operación de 3V (Vcd) y 20 mA de corriente. La cámara usada para adquirir las imágenes de irradiancia de nuestro arreglo y enviarlas al ordenador corresponde al modelo monocromático 1240C, de la marca Thorlabs©. Se disminuyó la corriente de operación sobre el circuito del arreglo con la finalidad de no saturar el sensor de la cámara. Esta reducción fue tomada en cuenta en la simulación. Finalmente, utilizamos un dispersor de luz OptiGrafix<sup>TM</sup> 23114-05 de 0,004" de grosor [4], como pantalla entre la fuente de iluminación y la cámara. Se capturaron imágenes de la irradiancia a 5 mm, 1, 2 y 3 cm de la fuente. Cada imagen fue procesada para extraer la información de intensidad luminosa en forma de perfiles sobre su punto máximo de irradiancia. Se normalizó la información obtenida para comparar con la simulación.



Fig. 4. Banco de pruebas de irradiancia para un arreglo rectangular de 10x10 leds.

# III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Con base en la relación (4), realizamos los cálculos para la irradiancia a 1, 3, 10, 20 y 30 cm de la fuente a la pantalla y que se muestra en la Fig. 5. De ella podemos observar que a distancias cercanas de la fuente (5-25 mm), puede apreciarse oscilaciones correspondientes a una línea de LEDs en su máximo de distribución. A medida que nos separamos de la fuente (3-5 cm), encontramos una zona donde la luz se uniformiza y su superficie es constante (en la figura se expresa como una línea horizontal debido al plano XZ). Después de los 5 cm la zona de uniformidad va disminuyendo hasta convertirse en una distribución similar a la de un LED con irradiancia equivalente a la obtenida en el arreglo. La intensidad disminuye como  $1/r^2$  como es de esperarse. De acuerdo con los perfiles calculados, encontramos que la irradiancia óptima para este arreglo es a 3 cm.



Fig. 5. Simulación de perfiles de la irradiancia entre la fuente y la pantalla a 1,3,10,20 y 30 cm de la fuente para hacer notar el comportamiento.

La Fig. 6 presenta los perfiles de la irradiancia entre la fuente de luz y la pantalla a 5mm de distancia. Podemos constatar la semejanza entre los perfiles obtenidos en la simulación y del banco de pruebas. Como es de esperarse, observamos la contribución de diez picos asociados a 10 LEDs en el plano XZ en su intensidad máxima. La diferencia en intensidades en las dos distribuciones experimentales se debe al uso de una hoja dispersora (1P) en la pantalla y en la de menor intensidad, usamos dos hojas (2P).



Fig. 6. Perfil de la irradiancia entre la fuente y la pantalla a 5mm.

De modo semejante, los perfiles simulados y experimentales de irradiancia de la fuente a 3 cm de la pantalla se muestran en la Fig. 7. Podemos notar una zona de uniformidad en ambas distribuciones. Esto es debido a que la irradiancia producida por cada LED se expande a medida de que nos alejamos de la fuente y eso permite que existan superposiciones en intensidad luminosa de varios leds individuales en un punto  $(x_0,y_0)$  de la zona de detección (como puede apreciarse en la Fig. 2*b*). Sin embargo, como lo explicamos con anterioridad si nos alejamos en demasía de la fuente, la irradiancia total obtenida será similar a la de una sola fuente con irradiancia equivalente al arreglo.



Fig. 7. Perfil de la irradiancia entre la fuente y la pantalla a 3 cm

Para monitorear la uniformidad en las distribuciones presentadas, calculamos la dispersión del valor de la irradiancia en puntos adyacentes. Si contamos con valores constantes o muy cercanos, la media de la distribución debe centrarse en cero y su desviación debe ser mínima. Los resultados los presentamos en la Fig. 8.



Fig. 8. Dispersión de la irradiancia en pixeles adyacentes a 5mm de la fuente (*izq.*) y a 3cm (*der.*).

La dispersión encontrada a 3 cm de la fuente de iluminación es del 20% en comparación con la presentada a 5mm de la fuente. Esto es debido a que la luz proveniente de los LEDs no se ha desplazado lo suficiente de la fuente y se presentan zonas notorias de alta y baja intensidad en forma de picos, correspondientes a la línea más cercana de LEDs. A medida que la luz se ha propagado lo suficiente, las contribuciones de cada LED pueden superponerse y establecer una uniformidad.

## IV. CONCLUSIÓN

Se ha presentado un método para calcular la irradiancia de una fuente de iluminación, basada principalmente en un arreglo cuadrado de LEDs. Con ayuda de la irradiancia L<sub>LED</sub>, el área ALED que emite, la distancia z entre la fuente y la zona de detección, la distancia de separación d entre LEDs y su ángulo de visión  $\theta$ , podemos realizar una gran variedad de configuraciones que nos permitan reducir costos en el diseño de la fuente de iluminación en caso de una producción industrial además de personalizar el tamaño de negatoscopio según su aplicación como en el caso de las placas radiográficas dentales. La uniformidad presentada en las figuras permite que los arreglos de LED diseñados sean utilizados en dispositivos de observación directa de placas radiográficas como el Negatoscopio. También garantiza una tolerancia notablemente inferior al 15% descrito en la Norma NOM-229-SSA1-2002 (como se muestra en la Fig. 8).

Este trabajo constituye una primera etapa para la creación de un sistema digitalizador de radiografías de bajo costo y accesible al usuario. Para garantizar la óptima digitalización de las placas radiográficas, es necesario contar con una fuente homogénea por unidad de superficie en la placa. Una vez caracterizada la fuente, nos concentraremos en el proceso de selección del CCD adecuado para la digitalización de la placa y posterior guardado en una base de datos de acceso público que permita a los investigadores contar con un banco de placas de distintos tipos de cáncer y poder mejorar los algoritmos de reconocimiento de tejido canceroso y que será presentado en trabajos futuros.

También este método puede ser utilizado en el diseño de distribución de calor para termoterapias a través de lámparas de luz infrarroja con fines terapéuticos, debido a que podemos determinar la distribución y densidad de dosis que sale de la fuente y llega al paciente a una distancia dada.

#### BIBLIOGRAFÍA

- NORMA Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Salud ambiental. "Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X." Diario Oficial de la Federación., Secretaría de Gobernación, México. Fecha de emisión: DOF: 15/09/2006, pp. 33-75. Sitio Web:http://www.dof.gob.mx/nota\_detalle.php? codigo=4931612&fecha=15/09/2006
- [2] IEEE 100 The Authoritative Dictionary of IEEE Standards Terms, 7th ed. (IEEE, 2000).
- [3] Ivan Moreno, Maximino Avendaño-Alejo, and Rumen I. Tzonchev, "Designing light-emitting diode arrays for uniform near-field irradiance", APPLIED OPTIC,, vol. 45, no. 10, pp. 2265-2272, Apr 2006.
- [4] OptiGraphix<sup>TM</sup> Light Diffuser Films. Sitios Web: <u>https://www.inventables.com/technologies/light-diffuser-films,</u> <u>http://www.optigraphix.com</u>