



Abril 17-19, La Habana

Perforador de piel con detector de foco por barrera de luz

L. Ponce[†], M. Arronte, J. L. Cabrera^a, B. Lambert^a, T. Flores

CICATA-IPN, Altamira, Km 14,5 Carretera Tampico-Puerto Industrial; Altamira 89600, Mexico, guira_98@yahoo.com

a) IMRE-UH., Zapata y G, Vedado 10400, C. Habana, Cuba; chawy@imre.oc.uh.cu

[†]Autor para la correspondencia

Recibido el 1/02/2008. Aprobado en versión final el 14/07/2008.

Sumario. Se presenta un nuevo diseño de detector de foco para un perforador de piel con láser. Este equipo, diseñado para la toma de muestras de sangre sin contacto mecánico, consta de un láser de erbio pulsado y de un sistema de enfoque que debe garantizar el posicionamiento preciso de la superficie de la piel sobre el punto focal. El nuevo diseño está realizado mediante una barrera de luz cuya interrupción activa el disparo del láser para la obtención de la muestra.

Abstract. The new design of laser skin perforator with focal point detection by light wall is presented. The device permits the capture of blood samples without mechanical contact. Its include a pulse Er:YAG laser and a device to focalize the laser light on the skin surface. The new design contents a light wall with interruption by sample activate the laser shoot.

Palabras clave. Laser radiation biological effects of, 87.50.Hj, Laser-produced plasma, 52.50.Jm

1 Introducción

Recientemente, los autores han desarrollado una lanceta láser para la toma de muestras de sangre¹. Este equipo permite sustituir ventajosamente las lancetas metálicas, al disminuir el dolor y los riesgos de contagio durante la toma de muestras. En este caso, la sangre se obtiene utilizando un pulso láser, el cual logra limpiamente una perforación de varias decenas de micras, suficiente para que la sangre fluya al exterior sin necesidad de introducir cuerpos extraños que además de dolor pueden causar contaminación.

Un aspecto muy importante en la lanceta láser es la correcta determinación del punto focal. Si esta determinación es adecuada, se logra una perforación simétrica, se disminuye el dolor y se puede adquirir rápidamente la cantidad necesaria de sangre.

A diferencia de otros equipos similares donde el punto focal es determinado mediante dispositivos mecánicos²,

en nuestro diseño este proceso se realiza mediante un dispositivo óptico, lo cual permite garantizar una elevada esterilidad al eliminar todo contacto mecánico.

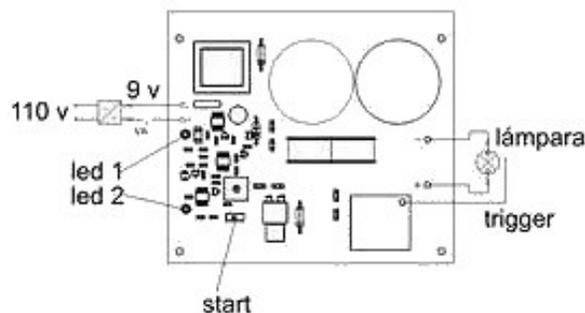


Figura 1. Esquema de conexión.

Este aspecto es de gran importancia en el análisis de sangre, tomando en cuenta la actual demanda de cuida-

dos extremos en impedir la propagación de enfermedades contagiosas durante los análisis. Por otra parte, el detector de punto focal como elemento de la lanceta debe cumplimentar requisitos como compacticidad y bajo costo, acoplándose de forma conveniente al diseño general.

Si bien el diseño presentado en trabajo anterior³, cumplimenta el requisito de la esterilidad, en cambio no siempre logra una perforación adecuada debido a la imprecisión en el posicionamiento de la superficie de la piel respecto al punto focal.

En el presente trabajo, mostramos un nuevo diseño de dispositivo para determinar el punto focal, que logra resolver el posicionamiento con la precisión requerida.

2. Desarrollo

La lanceta láser utiliza un láser de Er:YAG, que emite luz con longitud de onda de $2,94 \mu\text{m}$, en forma de pulsos de hasta 500 mJ de energía. Estos pulsos, convenientemente enfocados, son capaces de realizar una perforación en la piel humana con el objeto de obtener muestras de sangre.

La cavidad óptica del equipo se ha desarrollado utilizando un medio activo en forma de barra de Er:YAG de $5 \times 50 \text{ mm}$. Sobre las caras de esta barra, pulidas manteniendo el paralelismo entre ellas, se depositaron los espejos del resonador. Uno de ellos, de alta reflectancia, fue elaborado en forma de un recubrimiento de cobre. El segundo es el acoplador de salida, fue elaborado mediante capas de materiales dieléctricos y tiene una reflectancia del 50 %.

La integración de los espejos directamente sobre el medio activo, permiten obtener el máximo de compacticidad, mantener la alineación definitivamente, prescindir de soportes regulables caros e inestables a largo plazo y abatir los costos en una producción masiva.

El bombeo del medio activo se realiza mediante una lámpara de pulsos de xenón, cuya luz se concentra sobre la barra gracias a un reflector de cuarzo monolítico, recubierto externamente con una capa de plata.

En un extremo de la cavidad, se encuentra una lente de CaF_2 , material que transmite la longitud de onda de este láser con el mínimo de pérdidas.

Por su parte, la fuente de alimentación se desarrolló en forma de un circuito muy sencillo y compacto ($4 \times 6 \text{ cm}$). En esencia es una fuente conmutada que carga un capacitor de $500 \mu\text{F}$.

En la figura 1 se observa el diagrama de conexión que permite explicar el funcionamiento de la lanceta.

El equipo se monta en una caja de $60 \times 150 \times 150 \text{ mm}$. La conexión a red de 110 V se realiza mediante un acoplador que suministra los 9 V requeridos por la fuente. La conexión de la fuente con la lámpara, permite la descarga del capacitor y la generación del pulso de luz de excitación. Un interruptor (START), debe ser presionado para iniciar la carga del capacitor. La energía de carga, y en correspondencia la energía del pulso láser, se pueden controlar de forma continua mediante un poten-

ciómetro. La descarga se produce al oprimir nuevamente el interruptor START, que en este caso activa la descarga del trigger o pulso de ionización de alto voltaje.

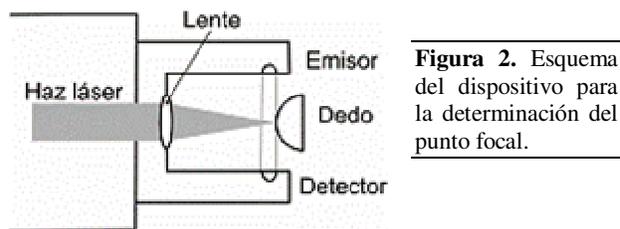
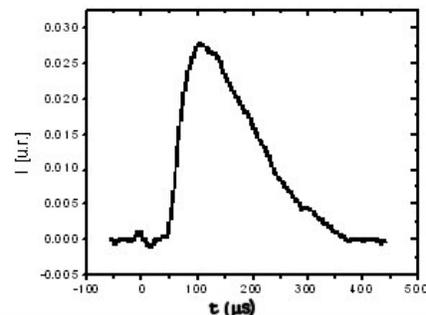


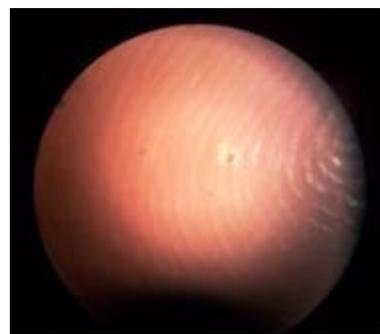
Figura 2. Esquema del dispositivo para la determinación del punto focal.

Figura 3. Oscilograma del pulso láser. ►



La necesidad de variar la energía de pulso surge a partir de la existencia de diferentes tipos y grosores de piel humana. De esta forma, en base a su experiencia, el analista podrá escoger la energía apropiada para cada caso. El rango de control de energía es de 270 a 500 mJ.

Figura 4. Fotografía de la perforación. ►



Una vez alcanzado el valor programado de energía de carga, si se oprime nuevamente el interruptor se produce un pulso láser, siempre que se cumpla la condición de punto focal. Esta condición se establece cuando la piel del paciente apenas interrumpa la barrera de luz que se establece entre un emisor (LED) y un receptor (Fototransistor), ubicados según el diseño que se muestra en la figura 2.



Figura 5. Proceso de toma de muestra de sangre. A la izquierda se muestra como se posiciona el dedo en la zona de incidencia. A la derecha el operario oprime el interruptor de disparo. El pulso láser será emitido en el momento en que la superficie del dedo interrumpa la barrera de luz en el punto focal.

Un aspecto importante tiene que ver con la seguridad del equipo. El láser va a disparar para obtener la perforación, únicamente en el momento en que la barrera de luz es interrumpida, en este caso por la piel del paciente. De esta forma se evita el riesgo de que la luz láser sea emitida accidentalmente al exterior.

El equipo permite obtener perforaciones de 40-60 μm de diámetro cuando se logra un adecuado posicionamiento de la piel respecto al punto focal. En la figura 3 se aprecian vistas del equipo durante el proceso de toma de muestras de sangre.

Como parte de la caracterización del equipo, fueron realizadas mediciones de energía y duración de pulso. La medición de energía fue realizada utilizando un medidor de energía LM-09 con detector piroeléctrico, suministrado por el CEADEN. La medición de duración de pulso se llevó a cabo con un osciloscopio TDS 1010 utilizando un fotodiodo PIN de Thorlabs modelo 201/579-7227. Para el máximo valor de energía de bombeo se logró una eficiencia del 3.1 %. El equipo permite disparar un máximo de dos pulsos por minuto.

En la figura 4 se observa el oscilograma de un pulso obtenido al máximo de energía de pulso. Se aprecia un ancho de pulso a media altura de aproximadamente 180 μs .

En la figura 5 se observa la fotografía de una perforación. Se aprecia la ausencia de desgarramiento y la no existencia de salida de sangre, resultado de una rápida cauterización de los vasos. Este proceso se produce en un término de algunas decenas de segundos después de realizada la perforación y constituye una ventaja adicio-

nal con respecto a la perforación que realiza una lanceta mecánica. El diámetro de la perforación que aparece en la fotografía es de 40 μm .

3 Conclusiones

La lanceta láser permite realizar la toma de muestras de sangre disminuyendo el dolor y los riesgos de contagio. El dispositivo para la determinación del punto focal mediante barrera de luz, permite una mayor seguridad en la operación, logra la toma de muestras eliminando completamente el contacto mecánico y permite la obtención de una perforación más limpia y menos dolorosa.

Agradecimientos

Este trabajo fue apoyado por el Fondo Mixto CONACYT-ISSTE.

Referencias

1. M. R. Burge, D. J. Costello, S. J. Peacock, y N. M. Friedman, *Diabetes Care* 21, 5, 871-873, (1998).
2. J. Welch, M. Motamedi, S. Rastegar, G. L. LeCarpentier y D. Jansen, *Photochemistry and Photobiology*, 53, 815-853, (1991).
3. "Laser Skin Perforator With Focal Point Detection", L. Ponce, M. Arronte, J. L. Cabrera, T. Flores, SPIE-Int. Soc. Opt. Eng. Proceedings of Spie – The International Society for Optical Engineering, V 6046, 604604, (2006).