

SELECCIÓN DE LA FUENTE DE LUZ ÓPTIMA EN TERAPIA LÁSER DE BAJA INTENSIDAD

Irene Salas García, Ana Laso García, Noé Ortega Quijano, Félix Fanjul Vélez, José Luis Arce Diego

irene.salas@alumnos.unican.es; nortega@teisa.unican.es; ffanjul@teisa.unican.es; jlarce@teisa.unican.es
Grupo de Técnicas Ópticas Aplicadas, Departamento de Tecnología Electrónica e Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad de Cantabria, Av. de los Castros s/n, 39005 Santander, Cantabria, España

Abstract- Low Level Laser Therapy (LLLT) is one of the optical techniques applied to the treatment of different pathologies. LLLT is based on the photo-chemical and biological effects induced in cells and tissues when they are irradiated by an optical source. In this work we present the basic aspects of this technique and its applications, as long as the influence of the optical source parameters on the LLLT treatment. The choice of parameters like power, energy or exposition time allows light to reach different tissue depths. As a consequence the optical treatment can be adapted to the particular pathology we are dealing with.

I. INTRODUCCIÓN

La aplicación de la tecnología al ámbito médico ha supuesto una gran revolución en la lucha contra las enfermedades. A grandes rasgos las técnicas ópticas abarcan una doble funcionalidad en medicina, ya que pueden tener como finalidad tanto el tratamiento como el diagnóstico de patologías.

En el caso de las técnicas de tratamiento, la óptica puede aportar diversas ventajas frente a las técnicas convencionales, e incluso, proporcionar nuevas soluciones contra ciertas patologías. Dentro de este campo se encuentran la Termoterapia, la Terapia Fotodinámica (Photodynamic Therapy, PDT) y la Terapia Láser de Baja Intensidad (Low Level Laser Therapy, LLLT), [1].

En este trabajo se presenta un estudio de los diversos parámetros que influyen en la terapia láser de baja intensidad con el fin de seleccionar la fuente idónea para una determinada aplicación de dicha técnica, dependiendo de los resultados que se quieran obtener y del tipo de tejido tratado. Para ello el trabajo se ha estructurado de la siguiente forma. En la Sección II se introducen los conceptos y las aplicaciones básicas de la LLLT. En la Sección III se presentan los parámetros principales involucrados en la selección de la fuente incluyendo los efectos relacionados con la coherencia y la polarización de la misma. En la Sección IV se analizan los principales factores que contribuyen a la reducción de la profundidad de penetración de la radiación óptica en LLLT y se finaliza con unas sucintas conclusiones.

II. LLLT: CONCEPTO Y APLICACIONES

La bioestimulación, también conocida como terapia láser de baja frecuencia (LLLT), es una técnica médica emergente, según la cual, la exposición de tejidos biológicos a una radiación de baja potencia, puede inhibir o estimular funciones celulares, originando beneficios clínicos.

Las reacciones foto-biológicas, incluyen la absorción de una determinada longitud de onda, por parte de una molécula foto-receptora. A continuación tras producirse determinados cambios en los estados energéticos, se producen los primeros procesos celulares, que desencadenan el efecto biológico a nivel celular.

La LLLT, como se puede apreciar en la Fig. 1, se puede aplicar con densidades de potencia muy pequeñas durante largos periodos de tiempo, o bien con pulsos cortos de luz de gran potencia.

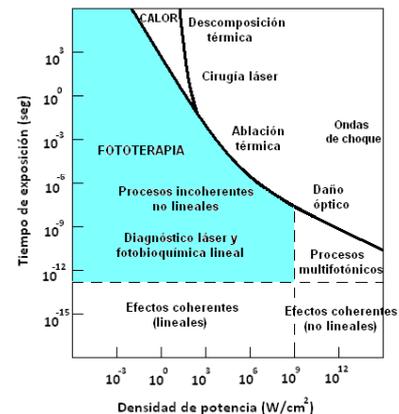


Fig. 1. Gráfico de las interacciones luz-tejido

Los resultados de varios estudios demuestran que el mecanismo de radiación con baja potencia a nivel celular, está basado en el incremento del metabolismo oxidativo producido en la mitocondria, el cual es la causa de la excitación electrónica de los componentes de la cadena respiratoria, como el citocromo c oxidasa, [2]. Asimismo, muestran la importancia del uso de ciertas longitudes de onda, como 670 nm, 632.8 nm o 820 nm, para incrementar la actividad respiratoria, por lo que el láser de HeNe a 632.8 nm

y el diodo láser o LED trabajando a 820 nm, son dos de las fuentes de luz más utilizadas.

Existen numerosas enfermedades y dolencias que pueden ser tratadas mediante LLLT [3], entre las cuales se encuentran alergias, cáncer, arterioesclerosis, artritis, problemas cardiacos, parálisis cerebral, depresión, diabetes, afecciones ginecológicas, migrañas, herpes simple o zoster, laringitis, problemas oftalmológicos, problemas de la médula espinal, lesiones deportivas, afecciones urológicas, pérdida de la pigmentación de la piel. De igual manera, se puede controlar la presión de la sangre y mejorar su circulación, modular el sistema inmunológico, activar el sistema nervioso, estimular las glándulas salivares, y por último, y más importante, la regeneración de tejidos, como el tejido nervioso o muscular, la estimulación del crecimiento de fibroblastos y la curación de heridas.

III. SELECCIÓN DE LOS PARÁMETROS DE LA FUENTE DE LUZ

El aspecto más importante para lograr unos buenos resultados terapéuticos radica en elegir adecuadamente los parámetros ópticos utilizados para producir los efectos biológicos deseados. Por este motivo, cobra una gran importancia el estudio de los valores que deberán tomar los parámetros de las fuentes de luz.

Comenzaremos tratando la elección de la longitud de onda más adecuada, es decir, el tipo de láser para maximizar el efecto terapéutico buscado. En cuanto a la longitud de onda óptima, el láser de HeNe o el de InGaAlP, con una longitud de onda entre 633 y 670 nm, es la mejor opción para el tratamiento de úlceras y regeneración de nervios. Sin embargo, debido a la escasa penetración alcanzada con esta longitud de onda (no llega a 1cm), en ocasiones se usan otras longitudes de onda para este tipo de tratamientos, aunque no sean las óptimas. Por otro lado, se considera que el láser de GaAs es la mejor opción para el tratamiento de patologías profundas, como las lesiones deportivas, y que tiene mayor efecto en el tratamiento del dolor postoperatorio e hinchazón, en comparación con longitudes de onda más cortas, ya que consiguen una mayor penetración en el tejido. Los láseres de GaAlAs son generalmente, la mejor opción para el tratamiento de la tendinitis, sin embargo, también se consideran una buena alternativa para el tratamiento del dolor y los edemas, y se tiene una experiencia muy positiva en el tratamiento de úlceras crónicas. Es interesante destacar, que cualquier longitud de onda en el rango mencionado, con una dosis razonable en la zona de tratamiento, producirá un efecto biológico beneficioso.

Es igualmente importante conocer la potencia de salida de la fuente para calcular la dosis adecuada. Una ventaja significativa de tener una potencia de salida alta, es que se necesita menos tiempo para alcanzar la dosis correcta, aunque una elevada potencia de salida no implica alcanzar un buen resultado. La potencia de salida es también de gran importancia en cuanto a la penetración de la luz en los tejidos.

La densidad de potencia se define como la potencia entregada por unidad de área. Se ha de tener en cuenta que

las potencias bajas no se pueden compensar completamente aumentando el tiempo de exposición de la radiación. De igual modo, aunque la dosis se puede incrementar fácilmente cuando se sostiene el láser directamente contra la membrana epitelial, se debe asegurar que el tiempo del tratamiento no sea demasiado largo para no causar daños. Se ha demostrado en muchos estudios la importancia de la densidad de potencia y el tiempo de exposición, así, generalmente es más beneficioso usar 40mW durante 10 segundos, que 10mW durante 40 segundos, aunque la dosis sea la misma, [3]. Al igual que la densidad de potencia, la densidad de energía no es constante, tiene una distribución bidimensional en superficie (incluso cuando se mantiene la sonda en contacto con la piel) y una distribución tridimensional en volumen. Habitualmente se utiliza el término dosis para referirse a la densidad de energía. Se trata del parámetro más importante en el tratamiento y se refiere a la cantidad de energía por unidad de área aplicada a un tejido o cultivo celular.

Muchos terapeutas creen que cuanto mayor es la dosis, mejor serán los resultados. Sin embargo, como podemos observar en la Fig. 2, si la dosis es demasiado baja no se produce efecto alguno, una radiación media produce un efecto bioestimulador, y si la dosis es demasiado alta se produce un efecto inhibitorio o incluso citotóxico [2].

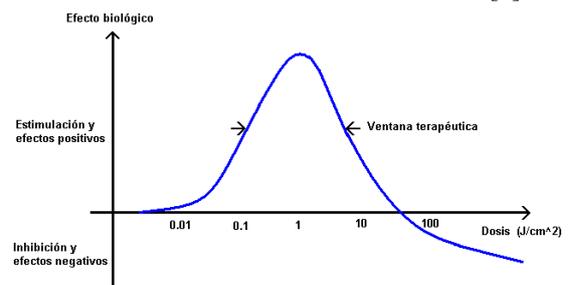


Fig. 2. Curva de Arndt-Schultz que muestra la inhibición de la actividad celular si la dosis de radiación es demasiado alta

La dosis óptima para bioestimulación basada en la experiencia clínica actual, es de 0.5 a 1 J/cm² en una herida abierta y de 2 a 4 J/cm² cuando se tratan revestimientos epiteliales, aunque tendrá que ser ajustada en función de la respuesta individual de cada paciente.

La dosis, medida en J/cm², se puede calcular mediante la expresión mostrada en la Ec.1, que tiene en cuenta la rápida pérdida de señal, conforme profundizamos en el tejido, [4,5] y donde P es la potencia de salida del láser en Watt, t es el tiempo del tratamiento en s, A es el área tratada en cm² y d es la profundidad de penetración medida en cm. La profundidad de penetración se encuentra limitado entre 1 y 4 cm para láseres de infrarrojo (Láseres de GaAs y GaAlAs), con los que consigue una mayor penetración. Para láseres de CO₂ (dióxido de carbono), HeNe y láseres de InGaAlP este parámetro valdrá cero. Para profundidades mayores de 4 cm, la dosis en el punto de aplicación será tan débil que no se producirán efectos biológicos.

$$D = \frac{P \cdot t}{A \cdot (1 + d)} \quad (1)$$

Otro aspecto a tener en cuenta para la correcta elección de la fuente, es que un láser puede funcionar en modo pulsado

(láser de GaAs) o en modo onda continua (típicamente los láseres de InGaAlP, HeNe y GaAlAs). El láser de GaAs, funcionando a 904 nm es siempre superpulsado, teniendo en cuenta dos posibles consecuencias. La primera es que el pulso del láser puede interferir con otros fenómenos pulsados del organismo y la segunda, es que los láseres superpulsados consiguen alcanzar mayores profundidades que los láseres funcionando en onda continua, para la misma longitud de onda y potencia de salida. Los pulsos extremadamente altos del láser de GaAs penetran a grandes profundidades, hasta 45 mm, entregando gran intensidad al tejido.

En el caso del empleo de fuentes de luz pulsadas, el gran número de experimentos llevados a cabo con la LLLT ha hecho posible disponer de un amplio material empírico que permite la elección de las frecuencias de los pulsos más adecuadas. Así, si estamos tratando un dolor crónico, con un láser de GaAs, sería interesante comenzar con una frecuencia baja y más tarde, la dosis puede ir variando de bajas (20 Hz) a altas frecuencias (hasta 5.000 Hz).

A. Efectos de la coherencia y polarización de la luz

En este contexto, una de las cuestiones importantes en la LLLT es si la coherencia y polarización de la luz tienen beneficios adicionales, frente al uso de luz incoherente, de la misma longitud de onda e intensidad. Para aclarar esta cuestión se deben distinguir dos aspectos básicos, la coherencia propia de la luz y las propiedades de la coherencia cuando la luz interactúa con un medio tisular.

La coherencia de la luz viene descrita por la coherencia espacial y la temporal. La coherencia temporal viene determinada por la anchura espectral ($\Delta\nu$), siendo el tiempo de coherencia (τ_{coh}), Ec.2. Mientras que la longitud de coherencia temporal (L_{coh}) viene dada por la Ec. (3).

$$\tau_{coh} \cong \frac{1}{\Delta\nu} \quad (2)$$

$$L_{coh} = \frac{c}{\Delta\nu[Hz]} \quad (3)$$

La coherencia espacial describe la correlación entre las fases del campo de luz en una dirección lateral, por esta razón la coherencia espacial también se denomina coherencia lateral. El tamaño de la coherencia lateral (l_{coh}) está relacionado con la divergencia del haz de luz (φ) en el punto de radiación y con la longitud de onda (λ), como se refleja en la Ec. (4).

$$l_{coh} \cong \frac{\lambda}{\varphi} \quad (4)$$

En las fuentes de luz convencionales, el tamaño del área de emisión es mayor que la longitud de onda por lo que las diferentes partes de este área emiten luz de manera independiente o no coherente. En este caso, el tamaño de la coherencia lateral (l_{coh}) es bastante menor que el diámetro del haz de luz y se determina con la divergencia del haz de luz (φ). El análisis de diferentes estudios clínicos en tejidos, no permite llevar a la conclusión de que los láseres tengan mayores efectos terapéuticos que los LEDs, como se verá a continuación.

Las propiedades de la coherencia no se manifiestan cuando un haz de luz interactúa con un tejido a nivel molecular. Por esta razón, se ha cuestionado durante años, si la coherencia de la luz es un factor necesario para causar bioestimulación o es simplemente un fenómeno foto-biológico. La conclusión es que, bajo condiciones fisiológicas, la absorción de la radiación de baja potencia por parte de los tejidos biológicos es de carácter incoherente (foto-biológico), debido a que el ritmo de decoherencia de la excitación es varios órdenes de magnitud mayor que el ritmo de foto-excitación. El tiempo medio de excitación depende de la intensidad de la luz, por ejemplo, para una intensidad de 1 mW/cm², el tiempo de excitación es alrededor de 1 segundo. Es importante resaltar que el rango de intensidad usado en prácticas clínicas, generalmente, no supera las decenas o centenas de mW/cm². Además, numerosos estudios a nivel celular, demuestran que la luz coherente e incoherente con la misma longitud de onda, intensidad y tiempo de exposición, proporcionan el mismo efecto biológico. El exitoso uso de LEDs en diversas áreas de práctica clínica confirman estos estudios.

De este modo, los posibles efectos terapéuticos adicionales de la radiación coherente, dependen no sólo de la longitud de coherencia temporal (L_{coh}), sino también, e incluso en mayor medida, de la capacidad de penetración de la radiación en el tejido, que se ve reducida por la atenuación que produce la acción conjunta del scattering y la absorción.

Las diferencias en la longitud de coherencia (L_{coh}) no son importantes cuando irradiamos capas finas de células suspendidas o monocapas de células, así como el tamaño longitudinal del objeto irradiado (Δl) es menor comparado con la longitud de coherencia (L_{coh}), para cualquier fuente de luz monocromática (LED, láser o lámpara con filtro espectral). Los resultados de los experimentos realizados [3] con estos modelos, proporcionan una clara evidencia de que la respuesta biológica a una luz coherente o incoherente, con los mismos parámetros, es la misma. Sin embargo, en el caso de fuentes de luz incoherente, la longitud de coherencia (L_{coh}) es muy corta, lo cual puede jugar un papel importante en capas epiteliales con superficies longitudinales (Δl) gruesas. Para fuentes de luz coherente, la coherencia de la radiación se mantiene a lo largo del camino de penetración y al atravesar tejidos gruesos, se producen interferencias de la luz en distintas direcciones. Como resultado, aparece un patrón de inhomogeneidades de intensidad o speckles a profundidades de la longitud de coherencia (L_{coh}), lo que provoca una distribución no homogénea de la energía de la luz, dando lugar a procesos foto-químicos no homogéneos, como incrementos de temperatura, cambios en la presión local, deformación de las membranas, etc. Una característica especial de la radiación coherente no polarizada, es que las regiones de intensidad cero, aparecen con menos frecuencia que en la radiación coherente polarizada. De este modo, la polarización de la luz causa gradientes de intensidad más claros, que pueden mejorar los efectos de la coherencia de la luz en los tejidos irradiados.

Por tanto, es posible concluir, que en los tejidos en los que predomina el scattering, el papel principal lo juega la

coherencia de la luz, así como este parámetro determina la profundidad de penetración en el tejido, dónde se pueden manifestar las propiedades de coherencia de la radiación. Esta es la propiedad espacial o lateral de la coherencia, es decir, su directividad, la cual tiene vital importancia en la entrega de la radiación al tejido. Teniendo todo lo anterior en consideración, pueden darse algunos beneficios adicionales utilizando luz coherente en tejidos profundos y de grandes dimensiones.

IV. FACTORES QUE REDUCEN LA PENETRACIÓN DE LA RADIACIÓN

En ciertas situaciones, la zona a tratar no se encuentra en la superficie de la piel, por lo que es necesario que la radiación llegue al área del tratamiento con la energía necesaria para producir el efecto biológico deseado. En estos casos hay que tener en cuenta los factores que reducen la penetración de la luz, como son los componentes claves encargados de la absorción de la radiación en los tejidos (la sangre, la melanina y el agua). Por este motivo, una de las técnicas utilizadas en la LLLT consiste en presionar ligeramente la piel con la sonda de aplicación, lo que provoca que la sangre fluya hacia los lados, permitiendo que el tejido expuesto esté libre de sangre y que penetre más la radiación. Igualmente, existe un rango espectral conocido como ventana terapéutica (600-1200 nm), en el cual dicha absorción es mínima, de manera que la luz alcanza mayores profundidades penetración, [4].

Otro factor de pérdida es la reflexión, tanto la producida en la superficie (reflexión de Fresnel) como la producida cuando la radiación atraviesa el tejido, conocida como scattering hacia atrás. Si durante el tratamiento se mantiene una distancia entre la sonda de aplicación y el tejido, las pérdidas totales debidas a la reflexión serán del 10 al 20 %. Sin embargo, si se mantiene la sonda presionando el tejido, las pérdidas se pueden reducir en un 80%.

Debido a los fenómenos comentados anteriormente, la luz se vuelve cada vez más débil conforme penetra en el tejido. Aunque no existe un valor máximo exacto de penetración, si existe un límite (máxima profundidad activa) a partir del cual, si la intensidad de la luz es demasiado baja, no se registran efectos biológicos beneficiosos. Como ejemplo, podemos plantear el caso de un láser de HeNe, con una potencia de 3.5 mW, para el que se consigue una profundidad máxima de 6-8 mm, dependiendo del tipo de tejido involucrado, mientras que para el mismo tipo de láser, con una potencia de salida de 7 mW se aumenta la profundidad máxima a 8-10 mm.

V. CONCLUSIONES

Como se ha expuesto en el presente artículo, las técnicas ópticas se pueden aplicar tanto con fines terapéuticos como técnica de diagnóstico. Dependiendo de los resultados que se quieran obtener y el tejido sobre el cual se trabaje, habrá que estudiar cuáles son los parámetros ópticos más adecuados para conseguir dicho efecto. Para ello, se necesita conocer en profundidad el comportamiento de la luz al atravesar los tejidos y los parámetros de la fuente de luz para poder seleccionarlos adecuadamente.

Así, se han descrito los parámetros más importantes de las fuentes, viéndose que varían en función del tipo de tratamiento, es decir, del área del objetivo a tratar, la profundidad a la que se encuentre, las dosis necesarias, la frecuencia del tratamiento, e incluso, de paciente a paciente, ya que cada individuo reacciona de manera distinta a los estímulos luminosos. Se ha llegado a la conclusión de que la longitud de onda y la dosis administrada son dos de los parámetros más determinantes a la hora de obtener resultados adecuados. Se han estudiado los factores que hay que tener en cuenta para aumentar la profundidad de penetración de la radiación, entre los que se encuentran el uso de una radiación cuya longitud de onda se encuentre en el rango del rojo al infrarrojo cercano, radiar zonas con escasa pigmentación y presionar ligeramente la piel con la sonda de aplicación, para provocar que la sangre fluya hacia los lados. El uso de estos dos últimos métodos es debido a que los componentes claves encargados de la absorción de la luz son la sangre, la melanina y el agua. Además al presionar con la sonda de aplicación se produce menor reflexión en la superficie de contacto. De igual modo, se llegó a la conclusión de que la luz coherente e incoherente con la misma longitud de onda, intensidad y tiempo de exposición, proporciona el mismo efecto biológico.

Al analizar los parámetros a usar en la LLLT, se ha observado que la máxima longitud de penetración (45 mm), se obtiene con el uso del láser de GaAs, funcionando en modo superpulsado a 904 nm (infrarrojo cercano).

Finalmente se concluye que la LLLT es un tratamiento completamente seguro, que se puede aplicar a casi cualquier persona, y a un amplio abanico de enfermedades, con mínimos efectos secundarios. Pero siempre teniendo en cuenta el caso en concreto que estamos tratando, y eligiendo cuidadosamente los parámetros del láser a utilizar. Para ello, es necesario contar con un conocimiento combinado de medicina y terapia láser.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el proyecto TEC2006-06548/TCM del Ministerio de Ciencia e Innovación.

REFERENCIAS

- [1] F. Fanjul-Vélez, J. L. Arce-Diego, "Modeling thermotherapy in vocal cords novel laser endoscopic treatment". *Lasers in Medical Science*, Vol. 23, pp. 169-177, 2008.
- [2] Tina I. Karu, *Low Power Laser Therapy*, Tuan Vo-Dinh (Editor). Biomedical Photonics Handbook. CRC Press, 2003.
- [3] Jan Tunér, Lars Hode. *The Laser Therapy*. Grängesberg (Sweden). Prima Books AB. 2002.
- [4] Tuan Vo-Dinh. Joel Mobley. *Optical Properties of Tissue*. Tuan Vo-Dinh (Editor). Biomedical Photonics Handbook. CRC Press. 2003.
- [5] Fanjul Vélez F, Arce Diego JL., "Predictive analysis of thermal distribution and damage in thermotherapy on biological tissue". *Proceedings of SPIE*, Vol. 6593, pp 659309-1/659309-9, 2007.