

Ricardo Téllez Limón¹, Rubén López Villegas², Gabriel A. Galaviz Mosqueda¹, Ana Laura Padilla Ortiz¹, Salvador Villarreal Reyes³, Víctor M. Coello Cárdenas².

¹CONACYT - Centro de Investigación Científica y de Estudios Superiores de Ensenada, B.C., Unidad Monterrey.

²Centro de Investigación Científica y de Estudios Superiores de Ensenada, B.C., Unidad Monterrey.

³Centro de Investigación Científica y de Estudios Superiores de Ensenada, B.C.

Introducción

El procesamiento de tejido óseo es de suma relevancia en la ortopedia y la traumatología para el tratamiento quirúrgico de deformidades óseas como crecimiento guiado del tejido, osteotomía o fijación interna y externa de placas y clavos [1].

En osteotomía y fijación interna, se han desarrollado técnicas quirúrgicas que hacen uso de herramientas mecánicas (taladros, serruchos, esmeriladoras, etc.), y más recientemente técnicas asistidas por computadora (robotizadas tipo CNC), así como el uso de láseres pulsados de Er:YAG, operando en la longitud de onda de 2940 nm o de CO₂ en la longitud de onda del infrarrojo medio [2].

Objetivo

Estudiar cuantitativamente los efectos térmicos y observar la degradación de tejido óseo bajo la acción de un haz de luz coherente proveniente de un láser de CO₂ ($\lambda = 10.64 \mu\text{m}$) en función de la potencia y el tiempo de exposición.

Arreglo experimental

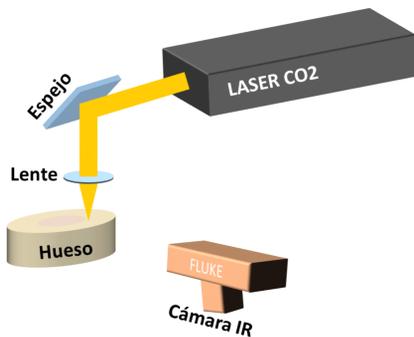


Figura 1. Esquema del arreglo experimental. EL haz del láser de CO₂ ($\lambda = 10.64 \mu\text{m}$) es enfocado sobre la superficie del hueso. La cámara termográfica nos permite observar la difusión térmica del haz después de ser irradiado el hueso.

Metodología

1. Ajuste del láser (focalización, periodo y ancho de pulso para modo cuasi-continuo) y de la cámara termográfica.
2. Ablación de la muestra (hueso de res).
3. Captura de imágenes: 1) al apagar el láser y 2) al alcanzar la temperatura ambiente (23° C) después de un tiempo de relajación τ_r .
4. Análisis de variación térmica (tiempo de relajación y temperatura máxima) en función de la potencia del láser (5 W y 10 W) y del tiempo de exposición (3, 5, 7 y 10 segundos).

Referencias

- [1] M. Werner, M. Ivanenko, D. Harbecke, M. Klasing, H. Stegerwald, and P. Hering, "Laser osteotomy with pulsed CO₂ lasers," Adv. Medical Engineering, vol. 114, pp. 453–457, 2007.
- [2] J. Kuttenger, S. Stübinger, A. Waibel, M. Werner, M. Klasing, M. Ivanenko, P. Hering, B. Von Rechenberg, R. Sader, and HF. Zeilhofer, "Computer-guided CO₂-laser osteotomy of the sheep tibia: technical prerequisites and first results," Photomed Laser Surg. 26 (2), pp. 129–36, 2008.
- [3] R. Shimokita, S-I. Okihara, S. Eura, and H. Eda, "Evaluation of bone carbonization by CO₂ laser osteotomy," World Automation Congress, pp. 1–6, 2008.
- [4] G. D. R. Gunaratne, R. Khan, D. Fick, B. Robertson, N. Dahotre and C. Ironside, "A review of the physiological and histological effects of laser osteotomy," Journal of Medical Engineering & Technology, 41(1), pp. 1-12, 2017.

Resultados

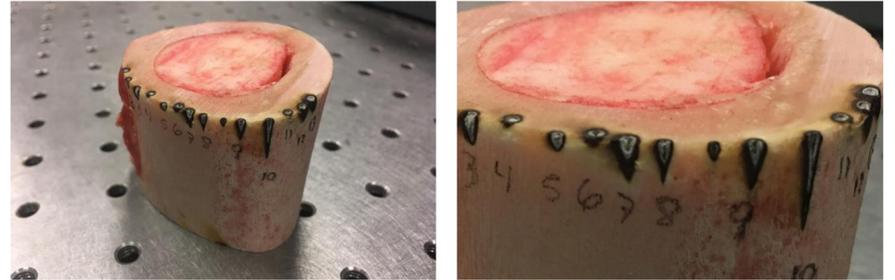


Figura 2. Imágenes del efecto del láser sobre la muestra para diferentes potencias y tiempos de exposición. A mayor tiempo de exposición, mayor la penetración de la ablación. Durante el proceso de ablación, se observó un efecto de guiado de luz a lo largo de las fibras perforantes del hueso, desviando la trayectoria del haz, limitando el control sobre la profundidad de grabado.

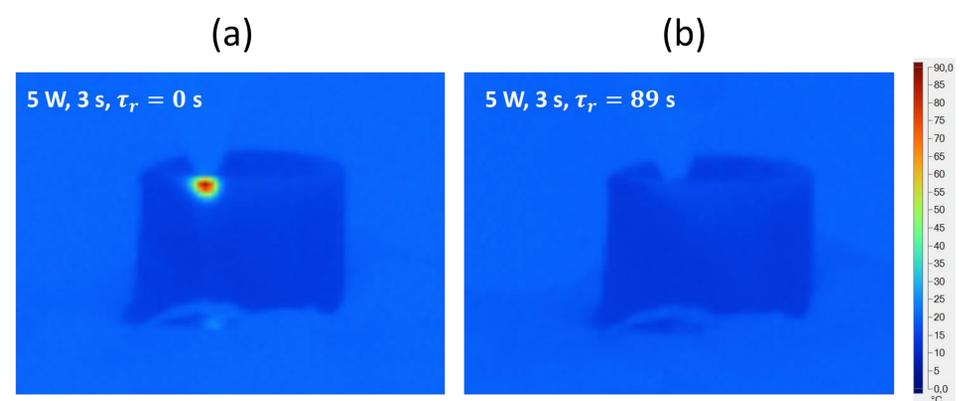


Figura 3. Imágenes térmicas de la ablación del hueso (a) después de la exposición al láser y (b) después de un tiempo de relajación térmico τ_r , al reducirse la temperatura a 23° C.

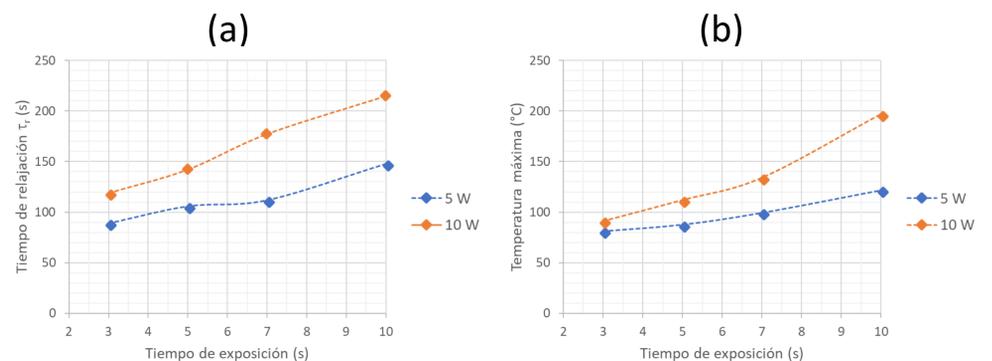


Figura 4. Gráficas de (a) el tiempo de relajación τ_r , transcurrido para que la muestra regresara a la temperatura ambiente (23° C) y (b) de la temperatura máxima medida en la muestra justo después de apagar el láser en función del tiempo de exposición (3, 5, 7 y 10 segundos) para dos potencias del haz incidente (5 W y 10 W).

Conclusiones y perspectivas

- La profundidad del corte (ablación) es proporcional a la potencia y tiempo de exposición del haz.
- Tanto el tiempo de relajación como la temperatura máxima en la muestra se incrementan con la potencia del haz y el tiempo de exposición.
- Se observó un efecto de carbonización de la muestra alrededor de la zona expuesta ala acción del haz de luz.
- Durante la ablación, se observó un efecto de guiado de luz a lo largo de las fibras perforantes del hueso, limitando el control de la profundidad de grabado.

Los resultados obtenidos nos permitirán explorar nuevas técnicas en procesos de osteotomía mediante ablación láser.

De estos resultados preliminares se pretende:

- Establecer una metodología para estudiar y comparar la profundidad de corte para una incidencia longitudinal y transversal del haz respecto a las fibras perforantes del hueso.
- Diseñar un sistema automatizado para el control numérico de la potencia y tiempo de exposición del haz, así como la captura de imágenes termográficas.