



Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ingeniería

**EL LÁSER DE CO₂ COMO HERRAMIENTA PARA
LAS MICROLESIONES EN LOS TEJIDOS
BIOLÓGICOS**

Tesis que para obtener el título de

Ingeniero en Telecomunicaciones

presenta

Jazmín Ivette Sánchez Reyes

Director de Tesis

Dr. Serguei Khotiaintsev



México D.F.

Enero 2007.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

A mis padres, Francisco Sánchez Martínez y María de Lourdes Reyes Dávila, por todo el amor, apoyo y confianza que siempre me han brindado. Gracias por sus consejos, paciencia y comprensión sin su ayuda no sería todo lo que soy.

A mi hermana Ivonne, por todo su apoyo y amor. Gracias por todos los momentos que compartimos juntas y por estar siempre ahí.

A mis abuelitas, tíos y primos, por lo que he aprendido de cada uno de ustedes.

A Karel Fliegel por su paciencia, apoyo, consejos y amor.

A Brenda Carrasco por todo lo compartido y vivido, por su amistad incondicional.

A Layhan Berrocal por todas sus locuras, amistad y amor.

A todos mis amigos, por todos los buenos y malos momentos he aprendido mucho de cada uno de ustedes.

Al Dr. Serguei por su apoyo a lo largo de este proyecto.

La presente tesis forma parte del proyecto de investigación científica PAPITT IN106906-3 "Nuevos Sensores Refractométricos. Estudio experimental de los parámetros de un láser, cálculo del sistema óptico para el enfoque de un haz láser y realización de experimentos sobre el efecto del rayo láser".

Contenido

INTRODUCCIÓN	1
OBJETIVOS	2
1 FUNDAMENTOS DE LOS LÁSERES.....	3
1.1 Introducción	3
1.2 Absorción y emisión de la luz	3
1.3 Principio del láser	4
1.4 Tipos de láseres.....	9
1.4.1 Láseres de estado sólido	9
1.4.2 Láseres de líquidos	9
1.4.3 Láseres semiconductores o diodos láser.....	9
1.4.4 Láseres de gases	11
1.4.4.1 Láser de CO ₂	11
1.4.4.2 Láseres Excimer	14
1.4.5 Láseres de electrones libres	15
1.5 Riesgos en la utilización de los láseres	16
1.5.1 Daños producidos por los láseres	16
1.5.2 Clasificación de láseres según la norma ANSI Z136.1 [13].....	17
1.5.3 Clasificación de los láseres según la norma IEC 60825 [14]	18
1.5.4 Etiquetado del láser	19
1.6 Conclusiones	19
2 APLICACIONES DEL HAZ LÁSER	20
2.1 Introducción	20
2.2 Interacción de la radiación láser con la materia	20
2.2.1 Características ópticas de algunos tejidos biológicos	26
2.3 El láser en la medicina.....	27
2.3.1 Efecto del haz láser sobre los tejidos biológicos.....	27
2.3.2 Características de los principales láseres utilizados en la cirugía	31
2.3.3 Aplicaciones particulares.....	32
2.3.3.1 Láser en la dermatología.....	32
2.3.3.2 Láser en odontología	33
2.3.3.3 Láser en oftalmología	33
2.3.3.4 Microdissección mediante captura con láser	34
2.3.3.5 Aplicaciones en la instrumentación biomédica.....	34
2.4 El láser en la industria	35
2.4.1 Soldado láser.....	35

2.4.2	Marcado láser	36
2.4.3	Cortado láser	38
2.5	El láser en las telecomunicaciones e informática	40
2.6	El láser en la milicia	40
2.7	Algunas aplicaciones emergentes	40
2.7.1	Fusión láser	40
2.7.2	Propulsión láser	42
2.7.3	Aplicación del diodo láser de 980 nm en la cirugía estereotáxica	42
2.7.4	Terapia láser fotodinámica (PDT) contra los tumores en el cerebro	44
2.7.5	Histología óptica para el tejido cerebral	45
2.8	Conclusiones	46
3	DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN EXPERIMENTAL LÁSER.....	47
3.1	Introducción	47
3.2	Instalación experimental láser variante A	47
3.2.1	Selección del láser de CO ₂	48
3.2.2	Control del tiempo de exposición y potencia del haz láser.....	54
3.2.3	Sistema óptico de enfoque	58
3.3	Instalación experimental láser variante B	65
3.3.1	Selección del láser de CO ₂	66
3.3.2	Control del tiempo de exposición y potencia del haz láser.....	67
3.3.3	Sistema óptico de enfoque	68
3.4	Consideraciones para disminuir el diámetro del punto de enfoque del haz láser de CO ₂	71
3.5	Conclusiones	73
4	ANÁLISIS TEÓRICO DE LA PROFUNDIDAD DE PENETRACIÓN DEL HAZ LÁSER EN LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS	74
4.1	Modelo matemático	74
4.2	Análisis y resultados del modelado teórico.....	75
4.3	Conclusiones	77
5	RESULTADOS DEL EXPERIMENTO	78
5.1	Introducción	78
5.2	Metodología del experimento	78
5.2.1	Descripción de las muestras.....	78
5.2.2	Rango de variación de los parámetros del haz láser de CO ₂	79
5.2.3	Aplicación del haz láser de CO ₂ enfocado sobre las muestras de tejido orgánico	80
5.2.4	Consideraciones para el número significativo de pruebas	83

5.3	Resultados del experimento	86
5.3.1	Efectos del haz láser de CO ₂ enfocado sobre las muestras experimentales	86
5.3.1.1	Daños hechos a los tejidos orgánicos en la instalación experimental láser variante A	88
5.3.1.2	Daños hechos a los tejidos orgánicos en la instalación experimental láser variante B	98
5.3.2	Tamaño de la zona de destrucción de los tejidos orgánicos	104
5.3.2.1	Haz láser aplicado sobre las muestras en la instalación experimental variante A	105
5.3.2.2	Haz láser aplicado sobre las muestras en la instalación experimental variante B	112
5.4	Conclusiones	116
CONCLUSIONES GENERALES		118
GLOSARIO		119
REFERENCIAS.....		121
APÉNDICE A.....		124
	Efectos del haz láser de CO ₂ enfocado sobre las muestras experimentales (fotografías)	124
	Daños hechos a los tejidos orgánicos en la instalación experimental láser variante A	124
	Daños hechos a los tejidos orgánicos en la instalación experimental láser variante B	137
APÉNDICE B.....		143
	Profundidad de penetración del haz láser de CO ₂ enfocado en un tejido con alto contenido de agua (valores teóricos)	143
	Resultados experimentales	145
	Características del daño a las muestras en la instalación experimental láser variante A	145
	Características del daño a las muestras en la instalación experimental láser variante B	154
APÉNDICE C.....		159
	Configuración del puerto serial para la utilización del control UC-2000 como interfaz	159
	Tabla de la distribución <i>t</i> de Student	160

Introducción

Los dispositivos láser generan haces de luz muy especiales; el haz proveniente de un dispositivo láser es monocromático, muy directivo y coherente. Estas características hacen que el haz láser sea diferente a las fuentes de luz convencionales, como las luces incandescentes, luces fluorescentes o la luz producida por una lámpara, ya que dichas fuentes luminosas generan luz con un amplia gama de longitudes de onda. Los dispositivos láser llegan a tener potencias de salida desde de 10^{-9} hasta 10^{20} watts y generan longitudes de onda que van desde las microondas hasta los rayos-X (frecuencias ebtre 10^{11} – 10^{17} Hz). Hoy en día los láseres tienen aplicaciones muy variadas, esto incluye campos como la electrónica (lectores de CD's), las tecnologías de telecomunicaciones e información, sector industrial, militar, biología y medicina.

Dentro del campo de la medicina existen decenas de aplicaciones, desde la corrección a los problemas visuales hasta la terapia fotodinámica contra tumores. Entre las aplicaciones particulares se puede mencionar la búsqueda constante por el reemplazo del bisturí convencional en las cirugías, sobre todo en las que las zonas a tratar son muy pequeñas.

Las cirugías cerebrales tradicionales como la extirpación de tumores resultan demasiado riesgosas; esto se debe a que durante la cirugía se pueden dañar vasos sanguíneos o bien obstruir el sistema de drenaje sanguíneo causando acumulación de fluido y aumento de presión en el cerebro [1]. El uso del bisturí en estos procedimientos requiere de suma precisión para hacer cortes que no dañen las zonas circundantes, algo que resulta muy complicado debido al tamaño de los instrumentos de operación y el pulso del cirujano.

La idea de tener una herramienta láser que permita extirpar ciertas zonas deseadas de tejido resulta muy prometedora. El haz láser de CO_2 de alta potencia aplicado a través de un sistema óptico de enfoque permite causar daños muy pequeños (del orden de micrómetros) a tejidos biológicos con la ventaja de que el tamaño del daño y su forma pueden ser bien controlados.

Para que los resultados de este experimento puedan extrapolarse a la microcirugía, el daño causado en los tejidos biológicos debe tener ciertas características. La forma del daño debe ser regular, el haz láser no debe afectar el tejido que circunda a la zona a tratar, la profundidad de penetración del haz láser debe poder ser controlada y las lesiones deben ser reproducibles.

El daño en los tejidos biológicos depende principalmente de las propiedades ópticas y térmicas de éstos y de los parámetros propios de haz láser utilizado como son la potencia, diámetro del haz y su forma de aplicación (haces continuos o pulsados).

Actualmente existen métodos teóricos que permiten aproximar el valor de la profundidad de penetración de haz láser en los tejidos biológicos; sin embargo, aún no se conoce en el tamaño mínimo del daño que se puede causar en los tejidos con un haz láser de CO₂.

Objetivos

Objetivo principal

Realizar daños de tamaños mínimos de manera precisa y controlada en tejidos biológicos utilizando un haz láser de CO₂.

Objetivos complementarios

Implementar físicamente una instalación para realizar microlesiones en tejidos con el haz láser de CO₂.

Estudiar el efecto del haz láser de CO₂ sobre los tejidos orgánicos en caso de tamaños mínimos de haz.

Encontrar la correlación entre las características de la zona dañada (tamaño y profundidad de penetración del haz láser en la muestra) y el diámetro, potencia y el tiempo de aplicación del haz láser de CO₂.

Comparar los resultados obtenidos experimentalmente con los modelos teóricos existentes para el análisis del daño en los tejidos causado por un haz láser.

CAPÍTULO 1

Fundamentos de los láseres

1.1 Introducción

En 1953 el predecesor del láser, el artefacto máser (acrónimo de la palabra en inglés Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation), fue construido por el científico Charles H. Townes con colaboración de James P. Gordon y Herbert J. Zeiger. Este dispositivo funcionaba con los mismos principios físicos que el láser pero produciendo microondas con emisiones no continuas. El trabajo independiente de los científicos Nikolay Basov y Aleksandr Prokhorov en el dispositivo máser resultó en un dispositivo capaz de crear una emisión continua.

En 1958 Charles H. Townes planteó teóricamente como el dispositivo máser podría trabajar en la zona visible e infrarroja; un año después, el primer láser (acrónimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) fue demostrado por físico estadounidense Theodore Harold Maiman (láser de rubí visible), seguido por el láser de helio-neón en 1961, el láser semiconductor (Popov), el láser de CO₂ y el láser de argón en 1964 [2].

En sus inicios los dispositivos láser tenían precios muy altos, lo que limitaba la investigación. Hoy en día la fabricación de láseres es a gran escala y la existencia de muchos fabricantes ha hecho que los costos disminuyan.

En este capítulo se describe de forma breve el principio y el funcionamiento del dispositivo láser, se describen los tipos de láseres y se proporcionan algunos ejemplos. Al final del capítulo se hace mención de los daños causados por el láser y de los cuidados, de acuerdo a normas, que se deben tomar en cuenta al trabajar con ellos.

1.2 Absorción y emisión de la luz

El concepto de absorción y emisión considera una población de átomos que están caracterizados por dos estados energéticos: estado de equilibrio (o estado de tierra) con energía E_0 , y un estado excitado con energía E_1 ($E_1 > E_0$).

Cuando los átomos son excitados con una energía mayor a $E_1 - E_0$, los átomos que se encuentran en el estado de tierra absorben la energía y suben al nivel energético E_1 , a este proceso se le conoce como *absorción estimulada*. Los átomos en el estado energético E_0 pueden ser inducidos por radiación a una frecuencia f_{01} para subir al nivel energético E_1 , sólo si

$$f_{01} = \frac{(E_1 - E_0)}{h}, \quad E_1 > E_0 \quad (1.1)$$

donde h es la constante de Planck con un valor aproximado de 6.625×10^{-34} [J·s].

Después de que ocurre la absorción estimulada, los átomos tienden a buscar su estado base, rápidamente se desprenden de la energía absorbida en forma de luz, fotones, con una frecuencia f_{01} . A este proceso se conoce como *emisión espontánea*.

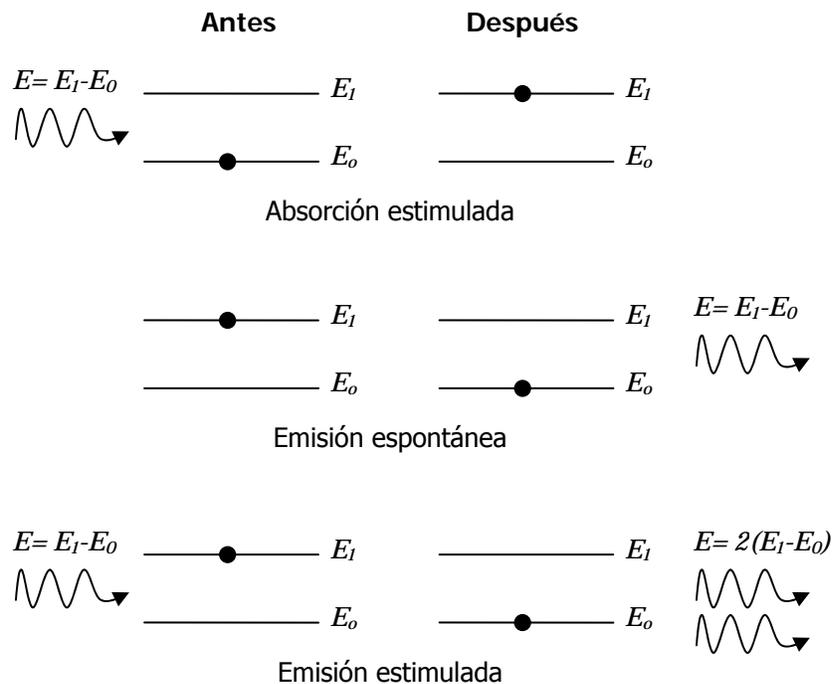


Figura 1.1. Diagrama de transiciones estado-energía de un átomo.

Si a un átomo que se encuentra en el estado energético E_1 se le incita con un fotón con energía $E_1 - E_0$, cuando el átomo regrese a su estado de tierra además del fotón que excitó al átomo en el estado E_1 , existirá un fotón nuevo que será generado por la liberación de energía del estado E_1 al estado E_0 , el fotón generado tendrá la misma frecuencia y fase que el fotón incidente. Este proceso se le conoce como *emisión estimulada*.

1.3 Principio del láser

El láser es un dispositivo cuya radiación tiene 3 características principales: es monocromático, coherente y muy directivo. Un dispositivo láser produce una frecuencia ó longitud de onda muy pura, todas las ondas que emergen de este

dispositivo están siempre en fase y es posible producir haces con altos niveles de potencia que pueden ser concentrados en áreas muy pequeñas.

Un dispositivo láser está compuesto básicamente de tres elementos: sistema de bombeo, medio activo y cavidad óptica resonante. El sistema de bombeo se encarga de suministrar energía al medio activo. El medio activo es un conjunto de átomos o moléculas que pueden estimularse para producir radiación; esta radiación se amplificará por reflexiones sucesivas en la cavidad óptica.

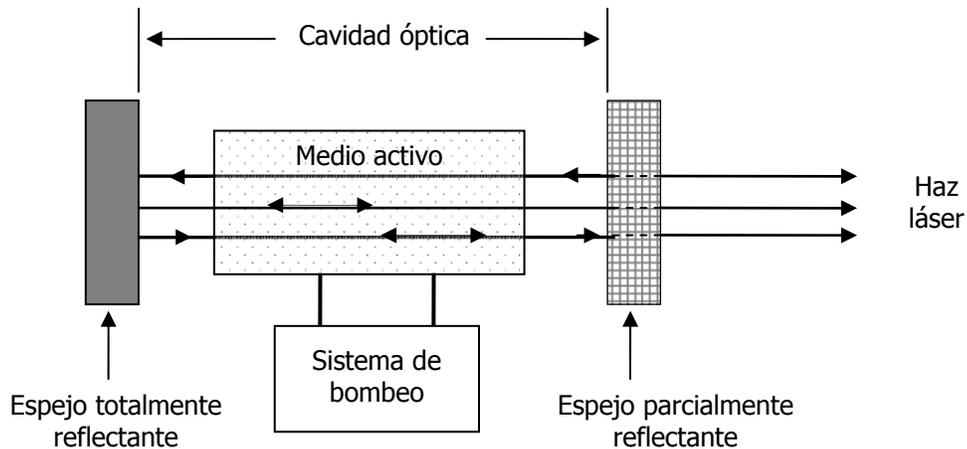


Figura 1.2. Esquema de un dispositivo láser genérico.

El láser utiliza el concepto de emisión estimulada para la producción del haz. El bombeo en un dispositivo láser suministra energía al medio activo para que los átomos hagan la transición a los estados excitados que se requieren; el bombeo crea inversión de población. Cuando en una población de átomos el número de átomos excitados es mayor que el número de átomos en estado de equilibrio se ha logrado la inversión de población.

El proceso de generación del haz láser se puede explicar con esquemas de niveles de energía, dichos esquemas dependen del tipo de bombeo. En la Figura 1.3 se puede presentar un esquema con 4 niveles de energía; cuando el bombeo comienza algunos de los átomos que se encuentran en su estado de equilibrio térmico E_0 (estado de tierra) suben al estado de mayor energía de los cuatro niveles (fenómeno de absorción). Del nivel E_3 los átomos caen al estado metaestable E_2 rápidamente y se observa que la población en éste estado aumenta. Si el tiempo de vida de las transiciones $(3 \rightarrow 2)$ y de $(1 \rightarrow 0)$ es corto y el tiempo de vida $(2 \rightarrow 1)$ es largo, en la transición $(2 \rightarrow 1)$ se puede lograr y mantener la inversión de población con un moderado bombeo.

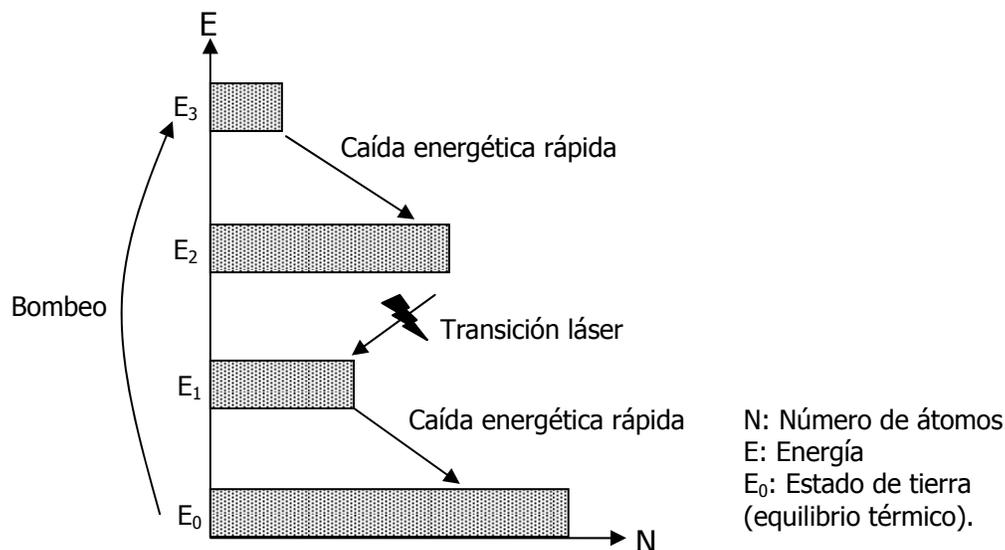


Figura 1.3. Diagrama de 4 niveles de energía del bombeo en un láser, donde la inversión de población entre los niveles 2 y 1 es necesaria para generar la radiación láser.

Cuando se produce la inversión de población en el medio activo, los átomos que tratan de regresar a un nivel de energía menor, emiten fotones. Parte de los fotones emitidos se utilizan como fuente de luz pero al mismo tiempo otros tantos se utilizan para realimentar el proceso de emisión estimulada, es por ello que en el dispositivo láser uno de los espejos es parcialmente reflectante; de ésta manera, parte de los fotones sale como un haz coherente y los otros se reflejan para estimular a los átomos del medio y generar una reacción en cadena mediante el proceso de emisión estimulada.

Principalmente existen dos técnicas de bombeo para producir un haz láser: bombeo por partícula y bombeo óptico.

Bombeo por partícula. Ocurre cuando partículas con altas velocidades se colisionan con las partículas del medio activo convirtiendo su energía cinética a energía interna. El bombeo por partícula generalmente utiliza como partícula de bombeo electrones. Comúnmente se produce una descarga de gas en la que el voltaje es aplicado a través de un gas de baja presión y los electrones fluyen a través de un tubo en forma de una descarga de corriente que puede alcanzar un rango de miliamperes hasta más de diez amperes, dependiendo del tipo de medio activo y del nivel de potencia deseado. Este tipo de método se usa en los láseres de argón, kriptón, helio-neón y helio-cadmio, entre muchos otros.

Bombeo óptico. Involucra un proceso en que se utiliza luz con una cierta longitud de onda que se absorbe casi en su totalidad el medio activo, generalmente se utilizan lámparas de destellos u otros láseres secundarios. Las lámparas de

destello usualmente utilizadas son: gas Kr-Xc, vapor de metal Na-Hg, lámparas de descarga halógenas y de tungsteno y láseres semiconductores.

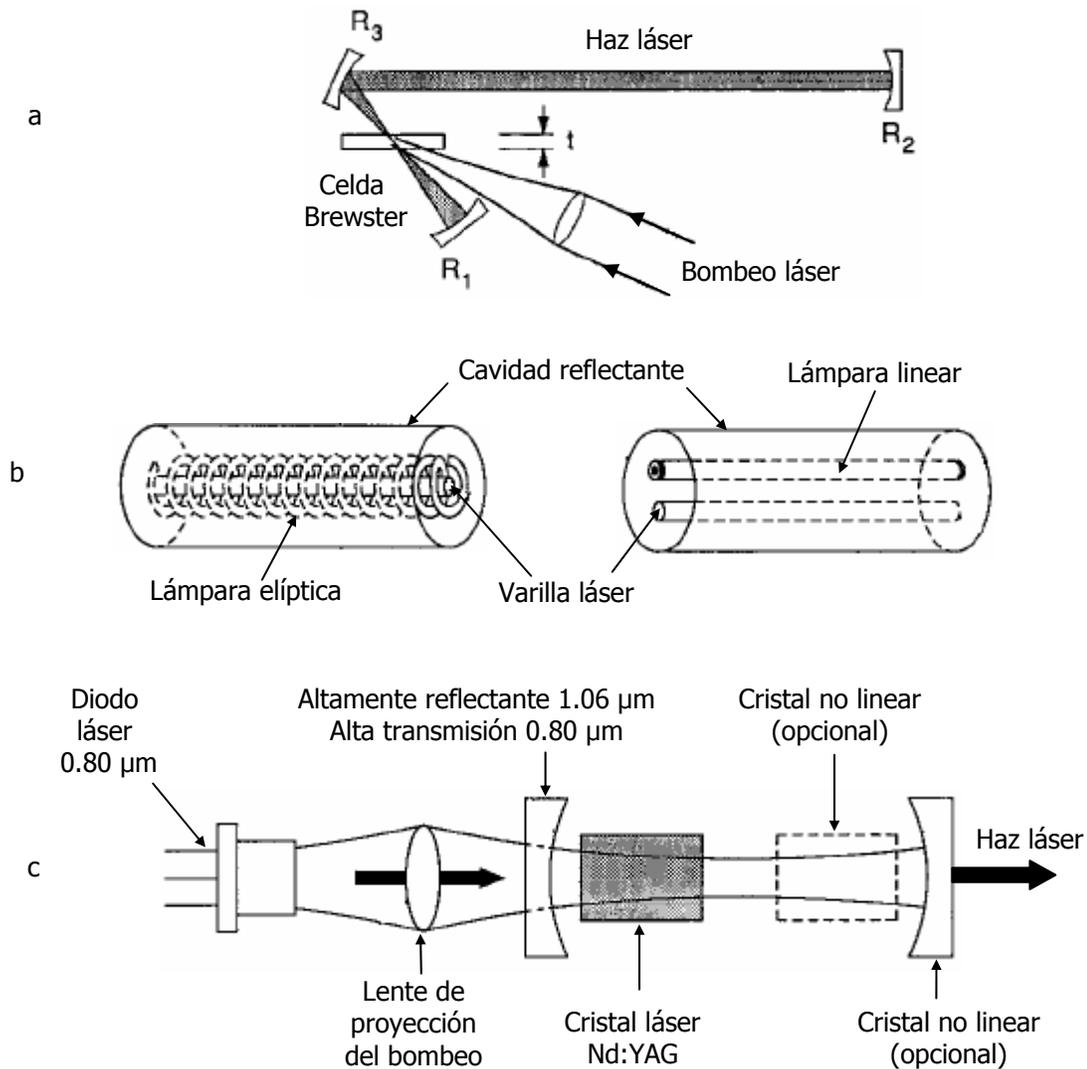


Figura 1.4. Métodos de bombeo en un láser. (a) Bombeo con láser secundario; (b) Bombeo con lámparas de destello; (c) Bombeo por diodo semiconductor en un láser Nd:YAG.

La densidad de potencia a través del diámetro del haz láser no es uniforme y depende del medio activo del haz láser, de las dimensiones internas de la cavidad óptica, del diseño de la realimentación óptica y del sistema de excitación utilizado (tipo de bombeo).

El perfil transversal de un haz láser, en el que se muestra la distribución de potencia es llamado modo electromagnético transversal (TEM, *transverse electromagnetic mode*). Existen diferentes modos TEM_{mn} y el modo más simple es el TEM_{00} el cual tiene una distribución gaussiana. Entre más alto es el modo

electromagnético transversal es más difícil enfocar el haz láser para tener altas densidades de potencia en un punto, esto se debe a que se debe a que la mayor parte de energía esta distribuida fuera del eje central.

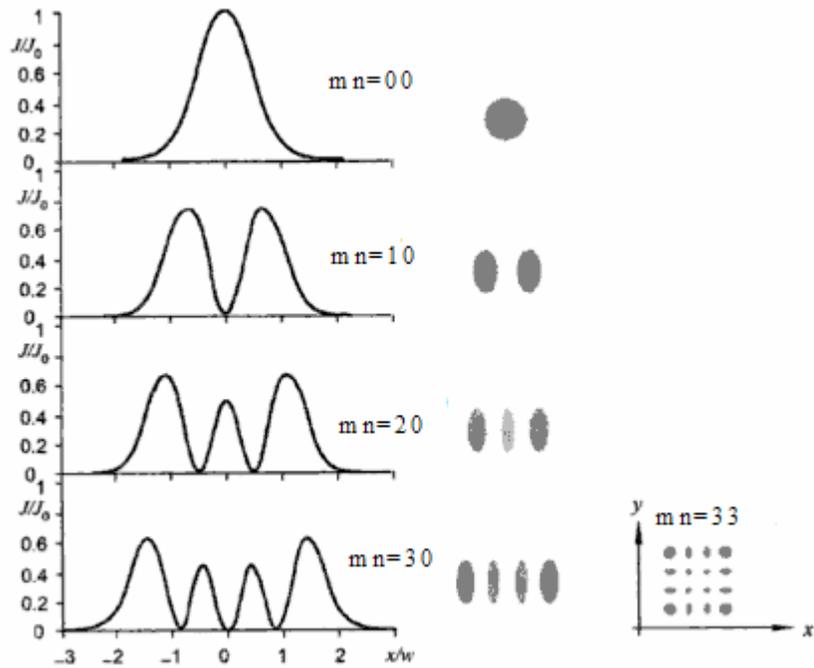


Figura 1.5. Diagramas de algunos modos transversales TEM_{mn} [3].

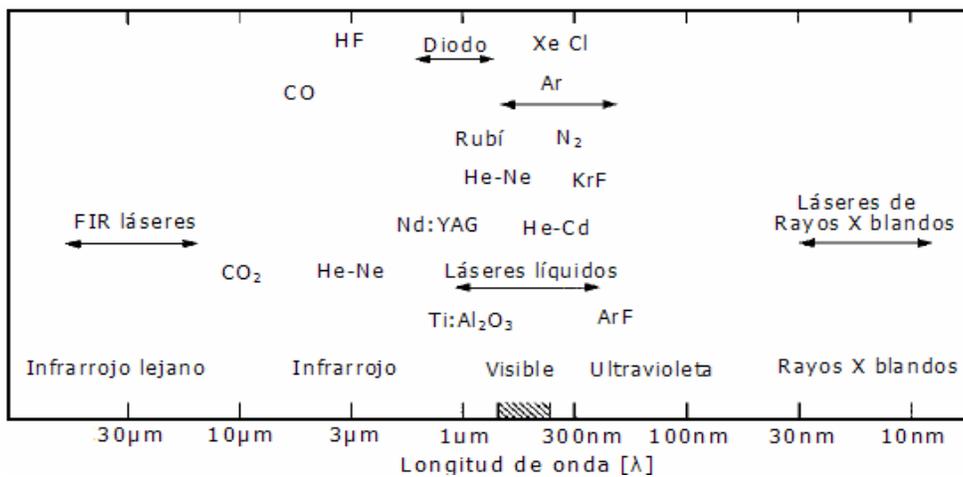


Figura 1.6. Espectro de emisión de algunos láseres.

Existen láseres sintonizables que pueden ser ajustados para producir diversas longitudes de onda, pero éstos no pueden emitir más de una longitud de onda en un momento dado. Durante algunos años el láser sintonizable más investigado fue el de cristal de titanio dopado con zafiro ($Ti^{3+}: Al_2O_3$), cuyo rango de sintonización es 670-1070 nm; las investigaciones más recientes se han hecho en los láseres sintonizables a base de forsterita (Cr^{4+}) en el rango de 1130-1628 nm [4].

1.4 Tipos de láseres

Los tipos de láseres se diferencian de acuerdo al tipo de medio activo. Los dispositivos láser pueden emitir haces continuos o pulsados, los láseres de onda continua (CW) se caracterizan por su potencia máxima de salida (W), mientras que los láseres de pulsados se caracterizan por su energía total por pulso (J), debiéndose conocer además la potencia pico, la duración del pulso y la frecuencia de repetición del pulso.

1.4.1 Láseres de estado sólido

Los medios más comunes son varillas de cristal de rubí o vidrios y cristales con impurezas de neodimio. El método de bombeo usado es con tubos de destello de xenón, lámparas con filamentos de tungsteno o lámparas de vapor metálico.

Láser	Elemento activo	Región espectral	Forma de operación	Potencia típica
Rubí	cromo	694.3 nm	pulsado	---
Nd:YAG	neodimio	1.06 μm	CW	250 W
Nd-vidrio	neodimio	1.054 μm	pulsado	Algunos MW
Ga-As	arseniuro de Galio	0.84 μm	pulsado CW o pulsada	---
				1 W

Tabla 1.1. Características de algunos láseres de estado sólido.

1.4.2 Láseres de líquidos

Como medio activo se utilizan algunos tintes inorgánicos contenidos en recipientes de vidrio. El bombeo se hace con lámparas de destellos intensos o bien un láser secundario. La gran ventaja de estos láseres es que se pueden sintonizar a cualquier color deseado, desde el infrarrojo hasta el ultravioleta, según el colorante que se use.

Colorante	Longitud de onda [nm]
Rodamina 6G	570-640
Stilbene	390-435
Coumarin 102	460-515

Tabla 1.2. Medio activo y longitudes de onda de algunos láseres líquidos.

1.4.3 Láseres semiconductores o diodos láser

Un diodo láser es un dispositivo semiconductor similar a los diodos LED pero que bajo las condiciones adecuadas emite luz láser. Como ya es sabido, un diodo está compuesto por la unión de dos materiales semiconductores p y n; en el caso de los diodos láser las capas de los materiales semiconductores están dispuestas de modo que se crea una región activa en la unión p-n y en la que aparecen fotones

como consecuencia del proceso de recombinación. Una capa metálica superpuesta a las caras superior e inferior permite aplicar un voltaje externo al láser. Las caras del semiconductor cristalino están cortadas de forma que se comportan como espejos de la cavidad óptica resonante.

Los diodos láser, debido a la emisión estimulada, pueden ser modulados a velocidades más altas que los LED, además de tener potencia de salida mayor que es prácticamente es lineal con respecto a la corriente de alimentación. Una característica importante en los diodos láser es la dependencia de emisión con la temperatura, es por ello que se requieren de circuitos externos para controlar el paso de corriente.

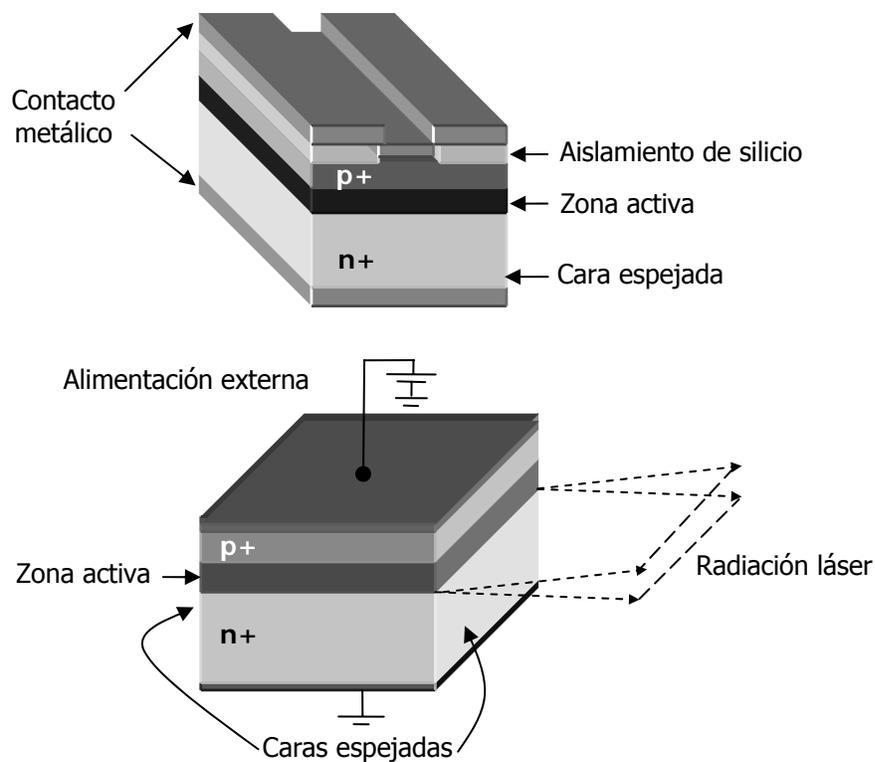


Figura 1.7. Diodo láser. Estructura básica.

La vida de un diodo láser en sus inicios era de horas; sin embargo se han hecho investigaciones en las que se ponen a operar diodos láser por largo tiempo y se ha registrado que los diodos láser libres de Al que no tienen COD (Catastrophic Optical Damage) causada por la oxidación de Al tienen mayor tiempo de vida y menor probabilidad de fallar cuando comienzan a operar comparados con los diodos láser cuyo medio activo es el AlGaAs [5].

	Ga Al As	In Ga As P
Longitud de onda [nm]	800-900	900-1500
Anchura espectral [nm]	0.1-4	0.1-6
Estabilidad espectral [nm/°C]	0.2	0.5
Potencia [mW]	5-20	5-20
Corriente de umbral [mA]	80-150	40-100
Ancho de banda [GHz]	0.5-2	0.5-2
Vida media [horas]	10 ⁶	10 ⁶

Tabla 1.3. Características típicas de diodos láser [6].

1.4.4 Láseres de gases

Usan gases o mezclas de gases usualmente contenidas en tubos cilíndricos de vidrio o cuarzo. El bombeo se puede hacer con haces de electrones, corrientes eléctricas, luz ultravioleta o reacciones químicas.

Láser	Elemento activo	Región espectral	Forma de operación	Potencia típica
He-Ne	neón	632.8 nm 543.5 nm	CW	1-100 mW
He-Cd	cadmio	Azul 441.6 nm UV 353.6, 325 nm	CW	20-200 mW
He-Se	selenio	verde	CW	10 mW
Ar+	argón	Visible y UV cercano	CW o pulsado	20 W
Kr+	kriptón	rojo	CW o pulsado	10 W
CO ₂	dióxido de carbono	10.6 μm	CW o pulsado	100 W

Tabla 1.4. Características de algunos láseres de gas.

1.4.4.1 Láser de CO₂

El láser de dióxido de carbono es el utilizado en este trabajo, es por ello que considero hacer una descripción más detallada.

El dispositivo láser de CO₂ emite en el infrarrojo a la longitud de onda de 10.6 μm (existen unidades experimentales que emiten en 9.6 μm) utilizando los estados rotatorios y vibratorios de la molécula triatómica del CO₂ (formada por un átomo carbono y dos átomos de oxígeno). El medio activo es una mezcla de dióxido de carbono, nitrógeno y (generalmente) helio contenidos en un tubo de cuarzo. El dióxido de carbono produce la luz láser mientras que el nitrógeno ayuda a aumentar la eficacia excitando el CO₂, haciéndolo emitir más luz en el proceso. El helio desempeña dos papeles: ayuda al CO₂ para volver al estado de tierra y fomenta el traspaso térmico. El método de bombeo utilizado es el bombeo por partícula, utilizando electrones por descarga de gas.

Existen tres modos en los que la molécula del CO_2 puede vibrar. En la figura 1.5 se pueden ver los tres números cuánticos ν_1 , ν_2 y ν_3 que se utilizan para describir los tres modos de vibración, cada modo es independiente de los otros.

El primer modo de vibración (ν_1) se denomina simétrico y consiste en el acercamiento o alejamiento sincrónico en línea de los átomos de oxígeno. El segundo modo (ν_2) se denomina vibración de flexión, la molécula pierde su linealidad para formar una "V" normal e invertida "L" alternadamente, el vértice se halla siempre el átomo de carbono. El tercer modo (ν_3) se denomina modo de vibración asimétrica, los átomos de oxígeno se mueven en una misma dirección mientras el átomo de carbono lo hace en la dirección opuesta. De esta forma el átomo de carbono siempre se estará acercando a un átomo de oxígeno mientras que se aleja del otro, rompiéndose la simetría de la molécula. Cada estado o nivel vibratorio está acompañado por un gran número de niveles rotacionales (rotación de la molécula) de forma que la población de los diferentes niveles vibratorios se reparte entre los diferentes niveles rotacionales que los acompañan.

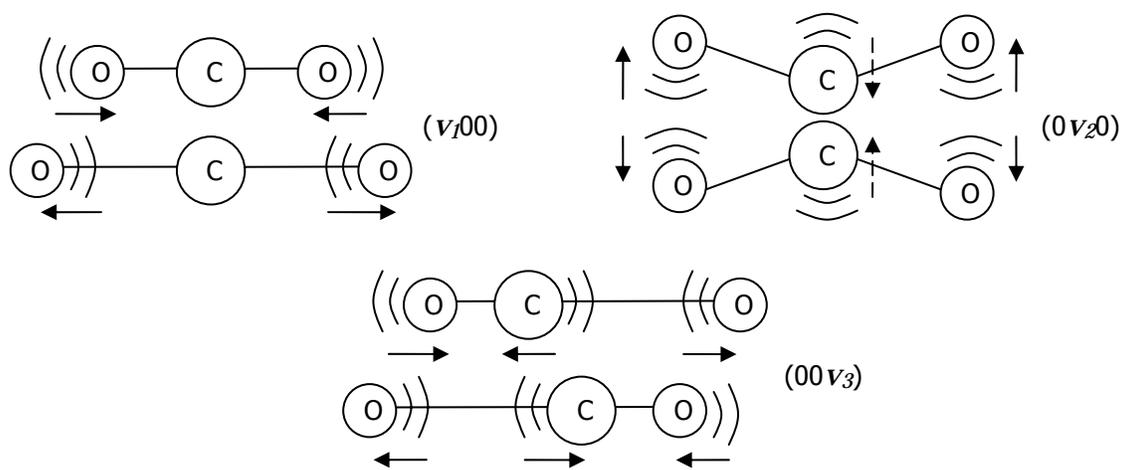


Figura 1.8. Modos de vibración de la molécula de CO_2 .

En la figura 1.8 los modos de vibración se encuentran dentro de una terna de números, éstos se utilizan para designar un nivel energético en la molécula de CO_2 , que corresponden al número de cuantos de vibración en cada modo vibratorio. El nivel (000) indica 0 cuantos en el modo ν_1 , 0 cuantos en el modo ν_2 y 0 cuantos en el modo ν_3 , lo que indica que el nivel (000) es el estado fundamental de la molécula de CO_2 , y no existe vibración.

Los niveles vibratorios con diferente número de cuantos en uno de los modos están escalonados con una separación constante; así el nivel (003) se hallará a una distancia constante del (002) e igualmente éste del (001) . Lo mismo ocurrirá para los niveles (030) , (020) y (010) , e igualmente para el modo vibratorio ν_1 cuyos niveles (300) , (200) y (100) también mantendrán una separación constante.

enfriadas [8]. La potencia de salida se extiende de algunos watts hasta un poco más de 100 W. Las potencias de salida de 10 kW por metro del láser son posibles con diseños TEA. Estos láseres pueden alcanzar potencias de salida muy altas cuando se aumenta la presión en el tubo.

c) Láseres de tubo sellado. En éstos láseres el gas se mantiene dentro del tubo cilíndrico y no son rellenos durante uso. El bombeo se hace por electrodos.

La longitud de onda del láser de CO₂ es fuertemente absorbida por el vapor de agua. En los tejidos que tienen gran cantidad de agua la penetración de la longitud de onda es pequeña y sólo logra calentamiento local. La forma de operación de estos láseres puede ser onda continua o pulsada.

Actualmente existen 43 fabricantes de láseres de CO₂ [9]. Algunos de ellos se encuentran en la siguiente tabla.

Compañía	Centro de operaciones
GSI Group Inc. - Laser Division (Fabricante)	Novi, MI
ID Technology Corp. (Fabricante&Servicio)	Fort Worth, TX
Access Laser Co. (Fabricante)	Marysville, WA
Coherent, Inc. / Laser Group (Fabricante)	Santa Clara, CA
Edinburgh Instruments Ltd. (Fabricante)	Reino Unido
Lattice Electro Optics (Fabricante&Servicio)	Fullerton, CA
Lenox Laser (Fabricante&Servicio)	Glen Arm, MD
MPB Technologies Inc. (Fabricante)	Canadá
Pulse Systems, Inc. (Fabricante)	Los Álamos, NM
Efficient Designs, Inc. (Fabricante&Servicio)	Tucson. AZ
Electox (Fabricante)	Indianapolis. IN
GSI Lumonics (Fabricante)	Wilmington, MA
Laser Engineering, Inc.	Franklin, MA
Ts Team Incorporated (Fabricante)	Oviedo, FL
Synrad, Inc. (Fabricante)	Mukilteo, WA

Tabla 1.5. Algunos fabricantes de láseres de CO₂.

1.4.4.2 Láseres Excimer

Son láseres que operan usando gases reactivos como la clorina y fluorina mezcladas con gases inertes como el argón, kriptón y xenón. Cuando dichas combinaciones son eléctricamente excitadas producen pseudo moléculas o "Dimer" con un nivel de energía que permite generar una longitud de onda en el espectro UV. Son muy conocidos ya que se utilizan en las cirugías de ojos (LASIK).

Láser	Longitud de onda [nm]
XeF	351
XeCl	308
ArF	193
Cl ₂	259
KrF	248
KrCl	222

Tabla 1.6. Características de algunos láseres excimer.

1.4.5 Láseres de electrones libres

Estos láseres son significativamente diferentes a los demás tipos ya que la salida del láser no resulta de las transiciones entre los estados discretos de energía en materiales específicos. La radiación se produce por medio haces de electrones que circulan a lo largo de líneas de un campo magnético.

Actualmente éste tipo de láseres aun son muy costosos, ya que deben producir niveles muy altos de potencia, y poco a poco se están adquiriendo como instrumentos de investigación. Los láseres de electrones libres han operado a longitudes de onda desde el UV cercano (0.25 μm) al infrarrojo lejano (6 mm) [10].

De la figura 1.10, el haz de electrones se induce dentro de un sistema de dos bloques magnéticos (*wiggler*); los imanes de los bloques tienen los polos alternados y causan la oscilación del haz de electrones para producir la radiación.

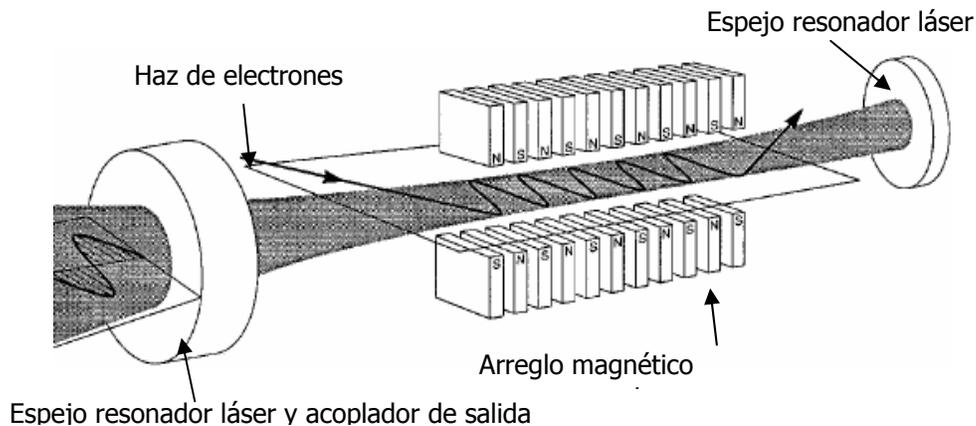


Figura 1.10. Láser de electrones de electrones libres genérico.

1.5 Riesgos en la utilización de los láseres

El uso de los láseres requiere de atención y sumo cuidado ya que algunos de los láseres tienen potencias de salida muy altas que pueden causar daño a los ojos y la piel. La gravedad de la lesión depende de la longitud de onda del láser y del nivel de exposición alcanzado.

Existen diversos organismos, entre ellos, la IEC (International Electrotechnical Commission) y ANSI (American National Standards Institute) que clasifican a los láseres de acuerdo a su grado de peligrosidad.

1.5.1 Daños producidos por los láseres

Daños a los ojos

La córnea actúa como una lente y cuando el ojo enfoca un haz láser la lesión se producirá en la fovea o mácula, deteriorando la función visual a veces de forma irreversible. Si el haz láser no se enfocó, hay una lesión periférica en la retina que puede llegar a pasar inadvertida, detectándose en una revisión oftalmológica. La radiación visible (400-700 nm) y la de infrarrojo-A (780-1400 nm) pueden atravesar los diferentes tejidos que componen el ojo (córnea, humor acuoso, cristalino, humor vítreo) y alcanzar la retina, produciendo en ella una lesión térmica. La radiación ultravioleta-A (315-400 nm) es absorbida en un alto porcentaje por el cristalino y puede producir cataratas. Las radiaciones UV-B (280-315 nm), UV-C (200-280 nm), IR-B (1.4-3.0 μm) e IR-C (3.0 μm -1 mm), son detenidas y absorbidas mayoritariamente por la córnea, produciendo quemaduras.

Daños a la piel

En general a los efectos del láser en la piel se les da una importancia secundaria; sin embargo, los láseres que emiten con potencias altas en la región UV tienen repercusiones importantes. Cuando hay una sobre exposición habrá una quemadura cuya profundidad depende del tiempo de exposición y longitud de onda del láser. Los dispositivos que emiten en la región de 230-280 nm pueden causar cáncer y acelerar el envejecimiento en la piel, los efectos más severos ocurren con láseres que emiten en la región UV-B (280-315 nm). Ocurre pigmentación con una radiación de 280-480 nm y si el tiempo de exposición es largo se puede producir un enrojecimiento e inflamación en la piel. Quemaduras y piel extremadamente seca son los efectos de la radiación 700-1000 nm [12].

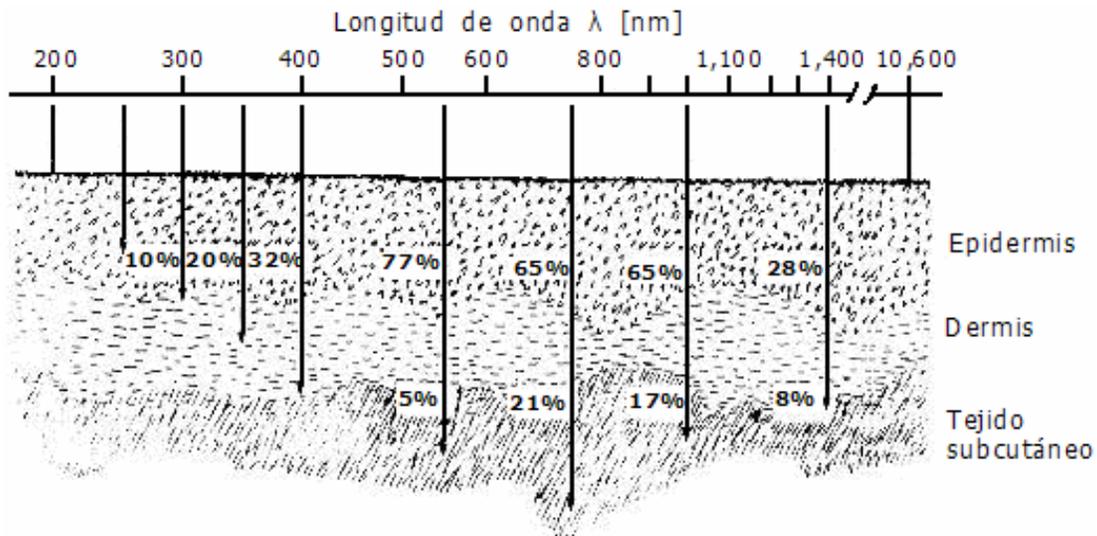


Figura 1.11. Penetración de la radiación láser en la piel [12].

1.5.2 Clasificación de láseres según la norma ANSI Z136.1 [13]

Clase 1

Son láseres considerados como seguros y no son capaces de producir niveles de radiación dañina durante su operación. Esta clase está exenta de medidas de control y vigilancia. Como ejemplo se encuentran los lectores de barras.

Clase 2 y 2A

Son láseres de baja potencia con una salida aproximada de 1 mW de onda continua. Todos los láseres clase 2 operan en el rango visible del espectro electromagnético (400-700 nm).

La protección ocular usualmente se logra con la respuesta de aversión y el reflejo del parpadeo (0.25 s). Los láseres de clase 2 pueden ser riesgosos si se expone el ojo intencionalmente durante más de 0.25 s.

Clase 3A y 3B

Pueden emitir en cualquier longitud de onda y puede ser riesgoso bajo condiciones de visión directa y especular, pero la reflexión difusa usualmente no es riesgosa. Estos láseres usualmente no presentan riesgo de incendio.

La clase 3A opera a de 1-5 mW de onda continua. Ejemplo: Equipos de alineación óptica. La clase 3B opera de 5-500 mW para onda continua. Se requieren medidas de control técnico, como medidas para prevenir la visión del haz reflejado.

Clase 4

Operan a más de 500 nW (onda continua), pueden emitir en cualquier longitud de onda y son considerados riesgosos para piel y ojos, incendios y reflexión difusa. Se rigen por medidas de control estrictas.

1.5.3 Clasificación de los láseres según la norma IEC 60825 [14]

Clase 1

Láseres que son seguros en todas las condiciones de utilización razonablemente previsibles, incluyendo el uso de instrumentos ópticos en visión directa

Clase 1M

Láser que emitiendo en el intervalo de longitudes de onda entre 302.5-4000 nm son seguros en condiciones de utilización razonablemente previsibles, pero que pueden ser peligrosos si se emplean instrumentos ópticos para visión directa.

Clase 2

Son láseres que emiten radiación visible en el intervalo de longitudes de onda comprendido entre 400-700 nm. La protección ocular se consigue normalmente por las respuestas de aversión, incluido el reflejo del parpadeo; sin embargo una visión directa prolongada puede ser peligrosa

Clase 2M

Láseres que emiten radiación visible (400-700 nm). La protección ocular se consigue normalmente por las respuestas de aversión, incluido el parpadeo, pero la visión del haz puede ser peligrosa si se usan instrumentos ópticos

Clase 3R

Láseres que emiten entre 302.5-106 nm, cuya visión directa del haz es potencialmente peligrosa pero su riesgo es menor que para los láseres de Clase 3B. Necesitan menos requisitos de fabricación y medidas de control del usuario que los aplicables a láseres de Clase 3B. El límite de emisión accesible es menor que 5 veces el límite de emisión accesible de la Clase 2 en el rango de 400-700 nm, y menor de 5 veces el límite de emisión accesible de la Clase 1 para otras longitudes de onda.

Clase 3B

Láseres cuya visión directa del haz es siempre peligrosa. La visión de reflexiones difusas es normalmente segura.

Clase 4

La exposición directa de ojos y piel siempre es peligrosa y la reflexión difusa normalmente también. Pueden originar incendios.

1.5.4 Etiquetado del láser

La obligación de clasificar un láser e informar al usuario sobre sus riesgos mediante el etiquetado recae directamente sobre el fabricante. La norma establece distintos tipos de etiquetas: de advertencia, explicativas, de abertura y etiquetas de los paneles de acceso a los equipos láser.



Figura 1.12. Ejemplos de las etiquetas de advertencia en dispositivos láser.

1.6 Conclusiones

En la actualidad existe una amplia gama de láseres en el mercado y a pesar que aparecieron hace más de 40 años el campo de investigación y aplicación aún es muy amplio.

Para la realización de los daños en los tejidos biológicos es necesario elegir un haz láser cuya longitud de onda sea absorbida en ellos. Para poder concentrar la mayor cantidad de la energía del haz láser en la zona a tratar es necesario utilizar un láser cuyo modo electromagnético transversal sea de bajo orden; de esta forma no se tendrán altas pérdidas por difracción y la forma de la lesión será regular.

Capítulo 2

Aplicaciones del haz láser

1.1 Introducción

Las aplicaciones de los láseres son muy variadas, desde los lectores para CD's hasta la fusión láser. A lo largo de este capítulo se analizan algunas de las aplicaciones actuales, se hace énfasis en las aplicaciones médicas y en la interacción de los láseres con los tejidos biológicos, ya que es el área de enfoque de esta tesis. Al final del capítulo se proporcionan algunos de los resultados publicados por diferentes institutos al utilizar el haz láser como herramienta principal para una aplicación determinada.

1.2 Interacción de la radiación láser con la materia

La interacción del haz láser con la materia esta determinada por ciertos parámetros del haz láser utilizado (longitud de onda, potencia/energía y el tiempo de aplicación) y por las propiedades ópticas como la absorción, dispersión espacial (*scattering*), reflexión y refracción.

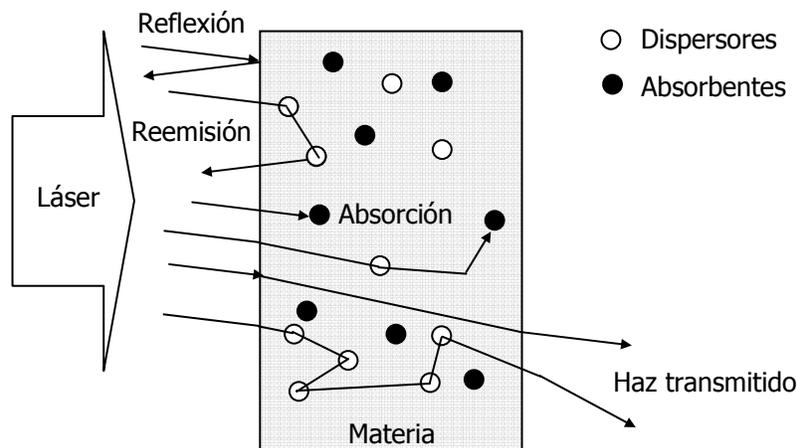


Figura 2.1. Reflexión, refracción, absorción y dispersión espacial.

Reflexión y refracción

La reflexión esta definida como el regreso de la radiación electromagnética desde la superficie de la materia que fue irradiada. Una superficie reflectora es físicamente la frontera entre dos materiales con diferentes impedancias electromagnéticas (ó índices de refracción, en términos de la óptica geométrica) tal como aire y un tejido.

El ángulo con el que la radiación es reflejada es el mismo que el de la radiación incidente medido respecto a la normal de la frontera (ley de la reflexión); se asume que los ángulos son iguales si la superficie reflectora es suave y con irregularidades pequeñas comparadas con la longitud de onda de la radiación (reflexión especular). Cuando la rugosidad de la superficie es comparable o más grande que la longitud de onda ocurre la reflexión difusa, la radiación es reflejada en varias direcciones. La reflexión difusa es un fenómeno común en todos los tejidos ya que ninguno de ellos provee una superficie altamente pulida como los espejos. Se puede obtener dispersión especular en algunos tejidos cuando su superficie esta mojada **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

La refracción es el cambio de dirección que experimenta la radiación al pasar de un medio con un índice de refracción dado a un medio con un índice de refracción diferente; este cambio de dirección se puede obtener con la conocida Ley de Snell.

Cuando un haz láser proviene de un medio ópticamente menos denso (e.g. aire) a un medio de densidad óptica mayor (e.g. agua o un tejido), el haz será parcialmente reflejado en el la frontera. La reflexión parcial depende de la longitud de onda y de la reemisión (ver figura 2.1). La porción transmitida del haz láser cambia su dirección de propagación. Los dos efectos dependen de los índices de refracción de los dos medios. En el caso de la interacción del láser con los metales la conductividad juega un papel importante. En las aplicaciones del láser en la medicina la refracción juega un papel importante cuando se irradian medios transparentes como lo es el tejido de la cornea. En medios opacos, el efecto de la refracción es difícil de medir debido a los fenómenos de absorción y dispersión.

La relación cuantitativa entre el flujo de radiación incidente y el reflejado se llama reflectancia (R), y la relación cuantitativa entre el flujo incidente y el flujo transmitido a la materia se llama transmitancia (T).

Absorción

La absorción es la pérdida de la intensidad de la onda electromagnética cuando pasa por un medio (e.g. cuando el haz láser incide a un tejido). La absorbencia de un medio se define como la relación de la intensidad absorbida y la intensidad incidente. La absorción se debe a la conversión parcial de la energía de la luz en movimiento de las moléculas del material absorbente.

Un medio completamente transparente permite el paso de la radiación sin alguna absorción (e.g. el tejido de la cornea). Los medios en los que la radiación electromagnética incidente es reducida prácticamente a cero se les llaman opacos. Los términos transparente y opaco son relativos, ya que dependen de la longitud de onda. Algunos medios absorben todas las longitudes de onda y otros absorben solo ciertas longitudes de onda (absorción selectiva).

La habilidad de un medio de absorber una radiación electromagnética depende de muchos factores; principalmente de la constitución electrónica de los átomos y las moléculas, de la longitud de onda de la radiación, del grosor de la materia y de parámetros internos como la temperatura o la concentración de los agentes que absorben. La absorción en cada medio está caracterizada por su coeficiente de absorción μ_a [cm^{-1}]. Los tejidos biológicos tienen generalmente coeficientes de absorción en el rango $0.01 \text{ cm}^{-1} < \mu_a < 100 \text{ cm}^{-1}$ **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

El efecto que el grosor del material y la concentración de agentes absorbentes tiene sobre la absorción se puede describir con la ley de Lambert y al Ley de Beer respectivamente, que se expresan por:

$$I(z) = I_0 \exp(-\mu_a z), \quad (2.1)$$

y

$$I(z) = I_0 \exp(-k' cz), \quad (2.2)$$

donde z indica el eje óptico, $I(z)$ es la intensidad en la distancia z , I_0 es la intensidad incidente, μ_a es el coeficiente de absorción del medio, c es la concentración de agentes absorbentes y k' depende de los parámetros internos diferentes a la concentración.

En los tejidos biológicos la absorción es causada principalmente por las moléculas de agua o por las macromoléculas como las proteínas y los pigmentos.

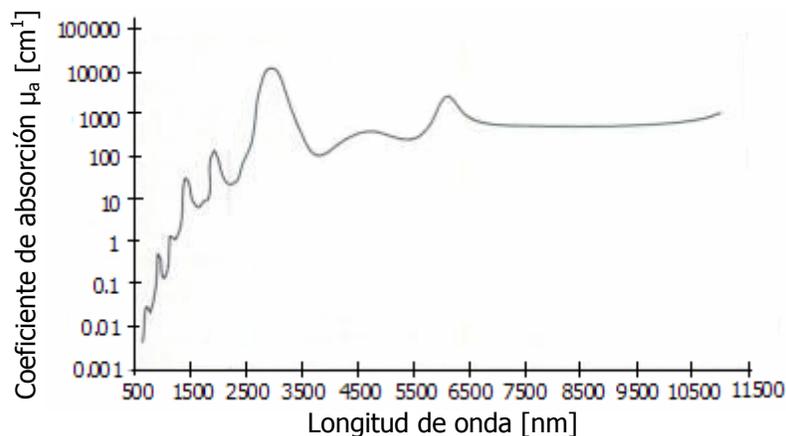


Figura 2.2. Coeficiente de absorción del agua en función de la longitud de onda **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

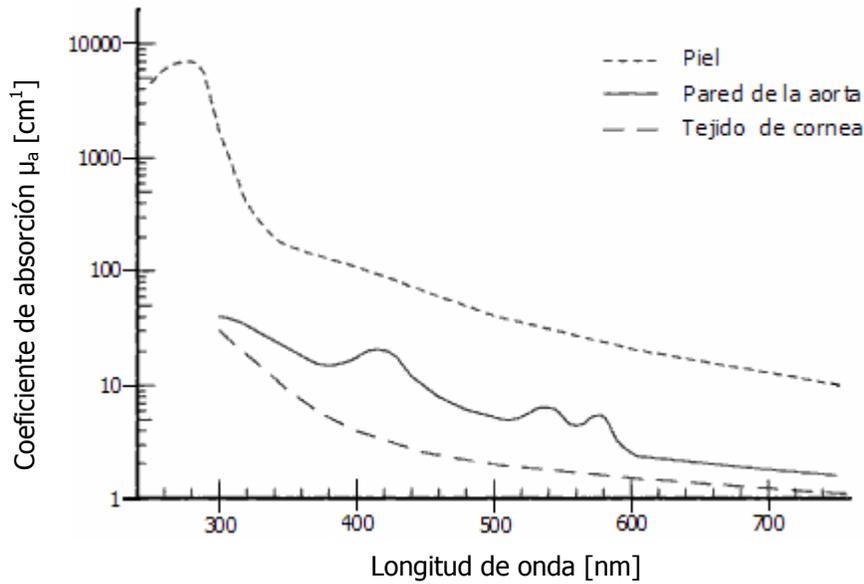


Figura 2.3. Espectro de absorción de la piel, tejido de cornea y pared de la aorta **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**

Dispersión espacial (*scattering*)

Cuando las partículas de un medio son expuestas a una radiación electromagnética, las partículas se mueven (oscilan) de acuerdo a las características del campo eléctrico. Si la frecuencia de la radiación es igual a frecuencia natural de la vibración de las partículas, ocurre resonancia acompañada por una cantidad de absorción considerable. La dispersión espacial de la radiación toma su lugar en las frecuencias que no corresponden a la frecuencia natural de las partículas, la oscilación esta determinada por una vibración forzada. Esta vibración tendrá la misma frecuencia y dirección que la fuerza eléctrica de la radiación incidente, su amplitud será menor que en el caso de la resonancia. La fase de la vibración forzada es diferente a la de la radiación incidente, lo que causa que los fotones disminuyan su velocidad cuando penetran en un medio más denso.

En los tejidos biológicos la dispersión espacial ocurre en lugares en los que el índice de refracción no es homogéneo (e.g. membranas, lípidos). El coeficiente de dispersión μ_s se define como el producto de la concentración de los centros de dispersión y la sección transversal de la dispersión. El rango de $10 \text{ cm}^{-1} < \mu_s < 100 \text{ cm}^{-1}$ es típico en los tejido biológicos.

Las propiedades ópticas como la absorción y la dispersión espacial en los tejidos biológicos no pueden ser medidas directamente. Existen métodos que permiten medir dichas propiedades y se muestran en la figura 2.4.

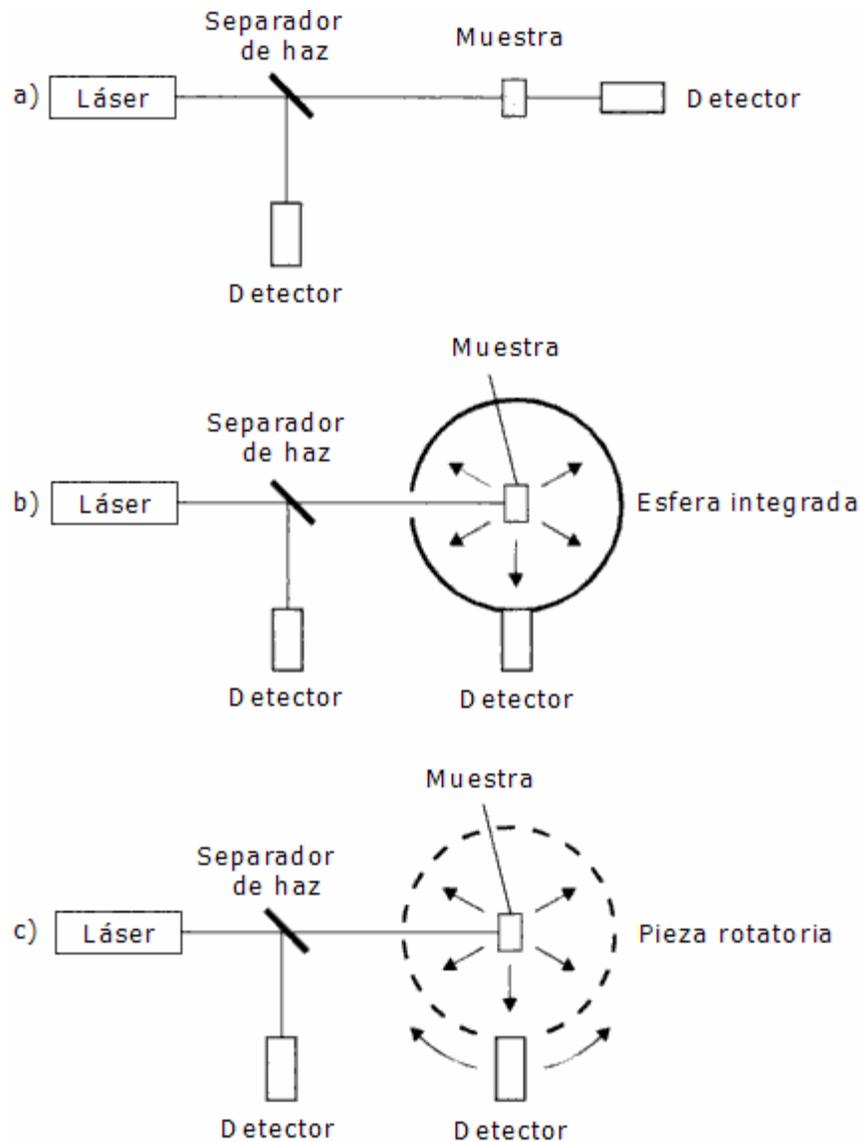


Figura 2.4. Esquema medición de las propiedades ópticas en los tejidos. a) Esquema de la instalación para medir la atenuación total. b) Esquema de la instalación para medir la absorción. c) Esquema de la instalación para medir la dispersión espacial.

En la figura 2.4-a el separador del haz desvía típicamente el 50% de la radiación láser al detector para que sirva como señal de referencia. El otro 50% es irradiado a la muestra de tejido. El detector que se encuentra enfrente de la muestra y que está sobre el eje óptico mide la intensidad transmitida. Substrayendo la intensidad medida por el primer detector y la medida por el segundo se puede obtener el coeficiente de atenuación.

En la figura 2.4-b el primer detector cumple la misma función que en la figura 2.4-a, la esfera integrada tiene un recubrimiento interno altamente reflectante, el detector integrado a la esfera solamente mide la radiación que no ha sido absorbida por la muestra que se encuentra dentro de la esfera. Generalmente en

este experimento se hacen dos mediciones con y sin la muestra dentro de la esfera. La diferencia entre las dos intensidades detectadas es la cantidad absorbida por la muestra. De este modo cuando se toman las dimensiones geométricas de la muestra el coeficiente de absorción puede ser calculado (Ley de Lambert-Beer).

En la figura 2.4-c la dependencia angular de la dispersión puede ser medida moviendo el detector 360° alrededor de la muestra. De las señales detectadas se obtiene la función de la dispersión correspondiente a la fase.

La desventaja de las técnicas de la figura 2.4 es que no se pueden utilizar simultáneamente. Es muy sabido que las propiedades ópticas de los tejidos biológicos son alteradas durante el calentamiento, asociado a la exposición de la radiación láser, es por ello que es preferible medir las propiedades en un solo experimento y al mismo tiempo. Una estructura común para medir las propiedades ópticas al mismo tiempo es el de las dos esferas integradas (figura 2.5) y fue utilizada por primera vez en 1990.

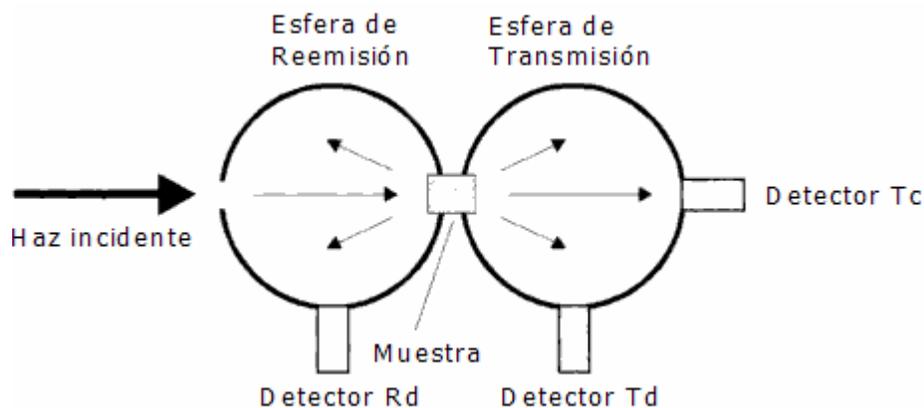


Figura 2.5. Esquema de medición de las propiedades ópticas en los tejidos con la instalación de las dos esferas integradas.

Las esferas tienen un recubrimiento interno altamente reflectante (e.g. BaSO₄) y son casi idénticas. En la primera esfera se tiene toda la radiación dispersada o reflejada por la primera parte de la muestra. En la segunda esfera es absorbida la dispersión transmitida a la parte final de la muestra. En los tres detectores se pueden obtener las mediciones requeridas simultáneamente. El detector Tc es para medir la transmitancia coherente, el detector Td mide la transmitancia difusa y el detector Rd mide la reflectancia difusa. Es posible poner un deflector entre la muestra y cada detector para evitar la reflexión especular **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

1.2.1 Características ópticas de algunos tejidos biológicos

La información acerca de las propiedades de ópticas de varios tejidos cada vez es mayor. Para algunos tipos de tejido la información disponible es sólo la profundidad de penetración del haz láser en ellos. La mayoría de los datos que se tienen son para longitudes de onda del haz láser particulares. A continuación se presentan algunas las propiedades ópticas de algunos tejidos recopiladas de la literatura.

Tejido	Longitud de onda λ [nm]	Coefficiente de absorción μ_a [mm ⁻¹]	Coefficiente de dispersión μ_s [mm ⁻¹]
Aorta (parte externa)	476	1.81	26.7
Aorta (parte externa)	580	1.13	2.17
Aorta (parte externa)	600	0.61	21.1
Aorta (parte externa)	633	0.58	19.5
Aorta (parte interna)	476	1.48	23.7
Aorta (parte interna)	580	0.89	18.3
Aorta (parte interna)	600	0.40	17.8
Aorta (parte interna)	633	0.36	17.1
Cerebro humano	700-900	0.1-0.2	2-5
Dermis	380-780	0.2-0.5	20-50
Epidermis	254-546	10	250
Epidermis	380-780	4	50
Hígado	515	1.89	28.5
Hígado	635	0.23	31.3
Hígado	850	0.03	15
Hígado	1064	0.03	15
Músculo	515	1.12±0.18	53±4.4
Próstata	850	0.06	13
Próstata	1064	0.04	11
Pulmón	515	2.5	35.6
Pulmón	635	0.81	32.4
Seno	635	<0.02	39
Útero	635	0.035	39
Vejiga	633	0.14	8.8

Tabla 2.1. Propiedades ópticas de algunos tejidos biológicos humanos in Vitro **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

1.3 El láser en la medicina

Los láseres son utilizados en procedimientos de diagnóstico y terapéuticos. Desde el punto de vista clínico, la clasificación de los láseres según su aplicación se divide en láseres de baja y alta potencia. Los láseres de baja potencia (o láser terapéutico) se usan con fines antiálgicos y antiinflamatorios esencialmente, dentro de este grupo se encuentran los láseres de helio-neón y arseniuro de galio. Los láseres de alta potencia son utilizados con fines quirúrgicos principalmente, entre ellos se encuentran los láseres de Nd:YAG, CO₂ y argón. La forma física de transferir la radiación láser a los tejidos es básicamente por dos sistemas: brazo articulado de espejos y por fibras ópticas.

1.3.1 Efecto del haz láser sobre los tejidos biológicos

Cuando el haz láser de una cierta longitud de onda interactúa con materia biológica, las propiedades ópticas de los tejidos como absorción, dispersión y la reflexión determinan la transmisión total del haz láser en el tejido. Desde el tiempo de la aparición del láser se han hecho investigaciones para conocer los efectos que se tienen cuando diversos tipos de láseres irradian muestras biológicas. De acuerdo a la experimentación, cuando un láser interactúa con una muestra existen reacciones que se pueden clasificar en: interacciones fotoquímicas, interacciones térmicas, fotoablación, ablación plasma inducida y fotorompimiento **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

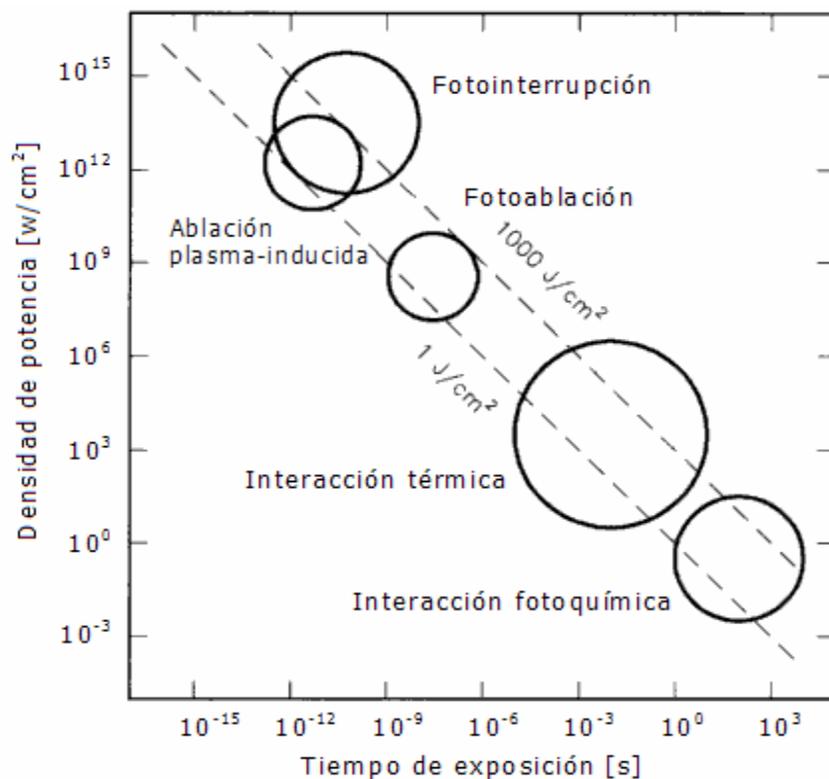


Figura 2.6. Clasificación de las interacciones láser-tejido.

Interacción térmica

El término de interacción térmica representa a un grupo de interacciones en donde el aumento de la temperatura local es un parámetro de cambio importante en una muestra. Los efectos térmicos de la radiación láser en las muestras son: coagulación (inducción de una rápida liberación de agua), vaporización, carbonización y derretimiento; pueden ser inducidos por radiación de láseres de onda continua o pulsados. Estos efectos pueden ser descritos de acuerdo a temperatura alcanzada y la duración de la misma en el tejido. Dependiendo de los parámetros ópticos de la muestra y de la longitud de onda del láser, las temperaturas en los tejidos pueden ser alcanzadas con diferentes potencias de radiación y tiempos de exposición.

Temperatura [°C]	Efectos en los tejidos
37	Daños reversibles
40-45	Desintegración de membranas
50	Inducción de enzimas
	Muerte de células dependientes del tiempo
60	Desnaturalización de proteínas
	Coagulación y necrosis
80	Desnaturalización de colágeno
	Defectos en membranas
100	Vaporización
	Descomposición térmica (ablación)
>100	Carbonización
>300	Derretimiento

Tabla 2.2. Acciones de la radiación láser sobre el tejido orgánico en función de la temperatura alcanzada **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**

La temperatura alcanzada en un tejido y el tiempo que dura este calentamiento influye para la inducción de efectos reversibles e irreversibles.

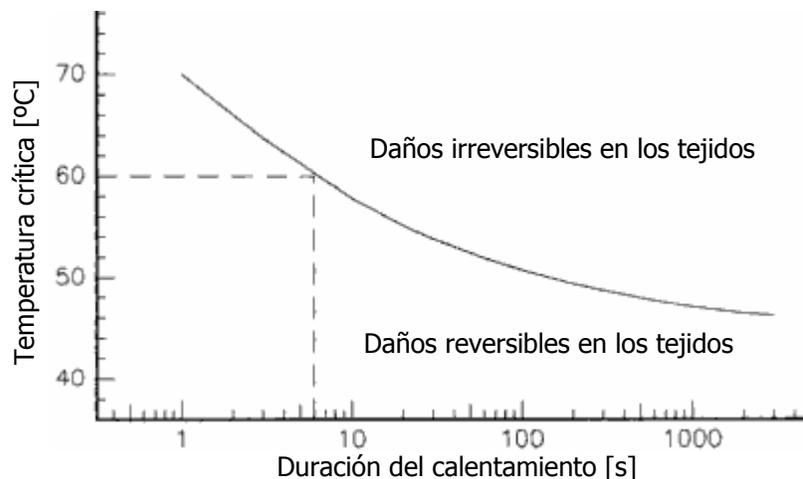


Figura 2.7. Temperatura crítica para necrosis celular **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

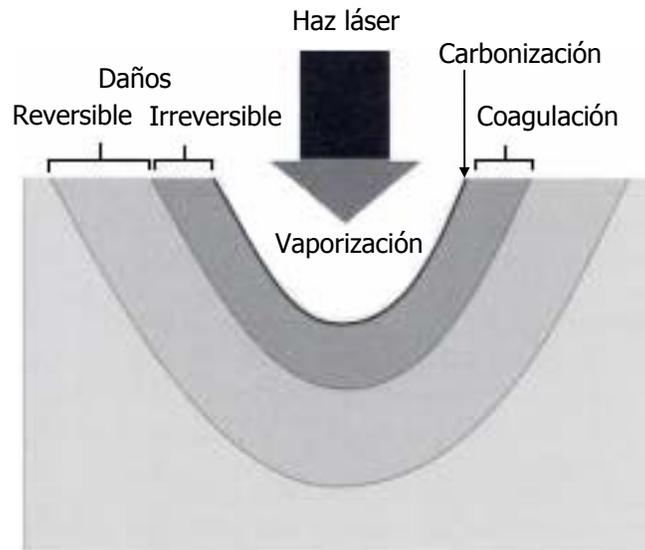


Figura 2.8. Efectos térmicos del haz láser en un tejido.

Fotoablación

La ablación es la acción y efecto de quitar. La fotoablación es proceso por el cual se remueve tejido térmicamente cuando un haz de longitud de onda específico se pone en contacto con los tejidos. Este proceso fue descubierto en 1982 por Srinivasan y Mayne-Banton en rangos 10^7 - 10^8 W/cm² con pulsos láser con duraciones de nanosegundos **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**]. La penetración de ablación esta determinada por la energía del pulso; la geometría de la ablación esta definida por los parámetros espaciales del haz láser. Actualmente se utiliza en la corrección de la cornea, la ventaja principal de esta técnica es que se realiza sin producir lesiones en el tejido estromal adyacente, por esta circunstancia no se producen alteraciones en la transparencia de la cornea. La fotoablación conseguida con el láser excimer es de gran precisión y dependiendo de la cantidad de tejido que se elimine, se puede moldear la cornea y eliminar los defectos refractivos presentes (miopía, hipermetropía y astigmatismo).

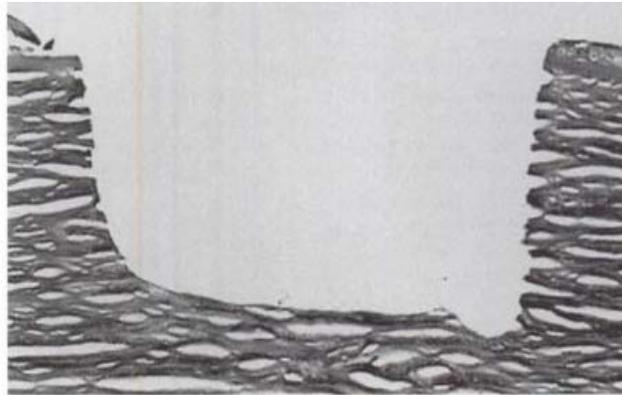


Figura 2.9. Resultado de la fotoablación de tejido de cornea con excimer láser de ArF
¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].

Ablación plasma inducida

Cuando se obtienen densidades de potencia que exceden 10^{11} W/cm² en sólidos y fluidos (o 10^{14} W/cm² en el aire) ocurre un fenómeno llamado ruptura óptica **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].** La ablación plasma inducida queda definida por la extracción de tejido sin evidencia de algún un daño térmico o mecánico cuando se eligen el láser apropiado. El parámetro más importante en la ablación plasma inducida es la fuerza del campo eléctrico local E , que determina cuando se alcanza la ruptura óptica.

Fotorrompimiento

Se utilizan láseres para que no generen calor y su acción se basa en la producción de una ruptura o corte en los tejidos oculares. El Nd:YAG láser es el mejor ejemplo para este tipo de acción. La alta potencia de este láser permite ionizar el tejido al punto de romper sus átomos y convertirlo en plasma (libera mucha energía en muy poco tiempo). Este tipo de láser debe ser cuidadosamente enfocado sobre la estructura que se quiere perforar. Es especialmente útil para perforar la cápsula del cristalino cuando ésta se opaca después de la cirugía de catarata o para perforar el iris para curar y prevenir el glaucoma por cierre angular.

Interacción fotoquímica

Como su nombre lo indica, se crean efectos químicos en los tejidos durante la radiación láser. Las interacciones fotoquímicas se dan a bajas densidades de potencia (típicamente 1 W/cm²) y a tiempos exposición láser muy largos ya sea con láseres pulsados o de onda continua. Estas reacciones toman parte importante en la terapia fotodinámica (PDT) y en la bioestimulación **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

PDT

La PDT (*photodynamic therapy*) es la combinación de luz y de agentes sensibles a la luz (como las porfirinas) en un ambiente rico en oxígeno. En ésta técnica se inyecta un fotosensibilizador (e.g. HpD) en la vena del paciente, en el caso de HpD se inyectan 2.5-5 mg por kg del peso del paciente **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**]. Transcurridas unas horas, el HpD está distribuido en todos los tejidos blandos excepto en el cerebro. Una característica fundamental de un fotosensibilizador es que se mantiene inactivo hasta la radiación. Se pueden utilizar fibras ópticas para administrar la luz láser. Una vez hecha la radiación los fotosensibilizadores sufren descomposición y ocasionan reacciones de transferencia intramoleculares. Se generan especies reactivas y citotóxicas de oxígeno que modifican la estructura celular.

La terapia fotodinámica (PDT) es una de las técnicas más avanzadas para el tratamiento de algunos tipos de cáncer y aun se encuentra en etapa de investigación utilizando diferentes tipos de láseres y diferentes fotosensibilizadores.

1.3.2 Características de los principales láseres utilizados en la cirugía

Láser de CO₂

La longitud de onda del haz láser de CO₂ ($\lambda = 10.6 \mu\text{m}$) es altamente absorbida por el agua. De la experimentación se sabe que 0.01 mm de tejido absorbe casi el 98% de la energía del haz incidente. La luz absorbida se convierte en calor y el tejido rápidamente alcanza temperaturas mayores a los 100 °C.

Con el haz láser de CO₂ se logra eliminar tejido con bajas densidades de potencia. La profundidad de penetración del haz en el tejido es menor que 0.1 mm. Este láser coagula el tejido pobremente, por lo tanto solo los vasos sanguíneos que tienen un diámetro mayor a 0.5 mm pueden ser cerrados **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

La desventaja principal que se tiene al utilizar este haz láser es que si el tejido a tratar tiene una capa fina (1 mm) de agua en la superficie el haz no penetra.

Láser de Nd:YAG

La longitud de onda del haz láser Nd:YAG ($\lambda = 1.06 \mu\text{m}$) es pobremente absorbida en los tejidos y su dispersión espacial es considerable, es por ello que no es posible vaporizar tejidos instantáneamente con potencias menores a los 30 W. Es por esta razón que sólo se pueden observar tejidos coagulados. Cuando el tiempo de radiación aumenta, la temperatura en el tejido puede alcanzar los 100 °C y el tejido se seca. Esta sequedad causa que la conductividad del calor disminuya. Si la superficie irradiada se comienza a deshidratar y comienza a carbonizarse la absorción del tejido cambia, lo que significa que el haz láser será completamente

absorbido dentro de una capa muy delgada de tejido teniendo como consecuencia que el tejido comience a vaporizarse.

Radiaciones largas sobre el tejido con láseres Nd:YAG de baja potencia no logran vaporización (eliminación de tejido) debido a que la energía será completamente transferida al tejido circundante y sólo se tendrá coagulación en la zona del tejido que fue irradiada.

Comparado con el láser de CO₂ su profundidad de penetración en los tejidos es mucho mayor. Gracias a la buena penetración en los tejidos, el haz láser de Nd:YAG puede cerrar vasos sanguíneos con diámetros mayores a 5 mm por coagulación y encogimiento **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

Láser de argón

La profundidad de penetración en los tejidos de este haz láser es mayor que la del láser de CO₂ y menor que la del láser Nd:YAG (0.5 mm – 2.5 mm).

El láser de argón emite una luz de color azul-verdoso ($\lambda = 488\text{nm}/514\text{ nm}$) que es altamente absorbida por la hemoglobina de los glóbulos rojos de la sangre. Cuando la hemoglobina absorbe la energía láser, la convierte en calor y el calor lesiona y cierra los vasos sanguíneos, produciendo desintegración y reabsorción por parte del organismo. Gracias a esta selectiva absorción, el láser de argón es especialmente útil para el tratamiento de las lesiones en las que participan los vasos sanguíneos, que suelen ser de color rojizo.

1.3.3 Aplicaciones particulares

1.3.3.1 Láser en la dermatología

Láser en lesiones pigmentadas

El láser puede ser utilizado en la remoción de pigmentos exógenos (tatuajes) o endógenos (melanina). En el caso de los tatuajes se requiere un sistema láser de pulso breve y de múltiples longitudes de onda para eliminar los múltiples colores de las tintas de tatuaje.

Láser en lesiones vasculares

El láser se utiliza en el tratamiento de malformaciones congénitas, estrías recientes, entre otras.

Láser en cirugía dermatológica

El láser puede ser usado para retirar tumores benignos, superficiales y no susceptibles de malignizarse, verrugas vulgares y pequeños quistes de retención epidérmica. También se ha reportado éxito en lesiones orales benignas y pre-malignas, pápulas perladas del pene. El láser también puede ser usado en el transplante del cabello.

Láser en depilación

El uso del láser en la remoción de vello es una alternativa eficaz, promoviendo una depilación definitiva. En cada sesión los vellos se tornan más finos y crecen más lentamente. La aplicación del láser es menos dolorosa que la electrólisis y da menor riesgo de cicatrices.

Modificación de la superficie de la piel (*Resurfacing, laser peeling*)

El láser es utilizado en el tratamiento del envejecimiento cutáneo y en las cicatrices debidas al acné, eliminando las capas más superficiales de la piel, con un control preciso de la profundidad, permitiendo su regeneración en un periodo corto de tiempo (6-8 días en la cara), por lo que se consigue la eliminación de las arrugas mejorando la textura y relieve de la piel, ésto unido a un efecto tensor gracias a que promueve el depósito de nuevo colágeno **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

Láser	Longitud de Onda [nm]	Modo	Usos Típicos
Alexandrita	755	Interruptor Q Pulso prolongado	Pigmentación dérmica y epidérmica, tatuaje (blanco, azul, verde) y depilación
Argón, Argón colorante	488-630	CW	Vascular
CO ₂	10600	CW Pulsado	Vaporización, ablación cicatrices
Vapor de cobre	512	OCC	Vascular, pigmentación epidérmica
Diodo	800-1000	CW / pulsado	Vascular y depilación
Erbium: YAG	2940	Pulsado	Cicatrices
Krypton	520-568	CW / pulsado	Pigmento y vascular
KTP	532	OCC	Vascular, pigmento epidérmico
Nd: YAG	532	Interruptor Q	Pigmentación, tatuaje rojo
Colorante pulsado	1064	Pulso prolongado	Tatuaje negro, depilación
Colorante pulsado	510	Pulsado	Pigmento epidérmico, tatuaje rojo, verde
Rubí	694	Interruptor Q Pulso prolongado	Pigmentación dérmica y epidérmica, tatuaje (blanco, azul, verde), depilación

Nota: OCC, onda casi continua (pulsos rápidos de baja energía).

Tabla 2.3. Características de algunos láseres utilizados en dermatología **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

1.3.3.2 Láser en odontología

El diodo láser tiene numerosas aplicaciones en la especialidad de cirugía bucal siendo utilizado preferentemente para realizar intervenciones quirúrgicas sobre los tejidos blandos siempre que no impliquen sangrado excesivo. En la endodoncia, implantología bucofacial y periodoncia se emplea por su importante efecto bactericida.

Se utiliza en procedimientos de blanqueamiento dental, utilizando láser de argón o CO₂ y una mezcla de peróxido de hidrógeno en una concentración del 35%, la cual es activada por el láser, que es aplicado por 30 s aproximadamente, a una distancia de 20 mm de la superficie vestibular de los dientes.

1.3.3.3 Láser en oftalmología

Se utiliza en la corrección de miopías (mala visión de lejos y una aceptable visión a corta distancia), astigmatismos (problema en la curvatura de la córnea que impide el enfoque claro de los objetos cercanos o lejanos) e hipermetropías (buena visión de lejos y dificultades para la visión cercana). El láser excimer se utiliza para las correcciones oculares mencionadas, se proyecta sobre la superficie de la córnea para cambiar su forma original.

1.3.3.4 Microdissección mediante captura con láser

Los investigadores utilizan un haz láser de baja energía y una película especial de transferencia para llevar una célula deseada fuera de la sección de tejido, dejando todas las células no deseadas. De esta forma se pueden recolectar todas las proteínas que estaban presentes en las células seleccionadas, mapear el patrón de proteínas y almacenar la información en una base de datos de computadora. La microdissección mediante captura con láser ofrece varias ventajas para el estudio de proteínas; por ejemplo, con esta técnica los investigadores pueden capturar juegos de células por separado de tejido normal, precanceroso, canceroso, todos ellos de la misma muestra.

1.3.3.5 Aplicaciones en la instrumentación biomédica

Citometría de flujo

La citometría de flujo es una técnica basada en el análisis de la intersección de una célula en suspensión con un láser. La intersección de cada célula con la luz láser provoca la emisión de una serie de señales luminosas. Esta técnica permite diferenciar poblaciones celulares dentro de la muestra analizada, cuantificar el ADN, determinar el tipo de reproducción de la población celular, etc.

Por años los citómetros de flujo usaban láseres de gas enfriados con agua para la excitación debido a su bajo nivel de ruido, niveles de potencia estable y por la distribución gaussiana del haz. Para reducir el costo de los láseres mencionados se comenzaron a usar láseres de gas de 30 mW enfriados por aire.

Gracias a los avances tecnológicos los citómetros de flujo ahora emplean el zafiro como láser semiconductor que es 90 % más chico que los láseres de argón, consume 98% menos potencia y disipa 98% menos calor. Los láseres usados en los citómetros tienen una variedad de colores como son: rojo (635 nm), azul (488 nm), verde (532 nm) y violeta (395-410 nm) y se emplean para estimular diferentes excitaciones en las células.

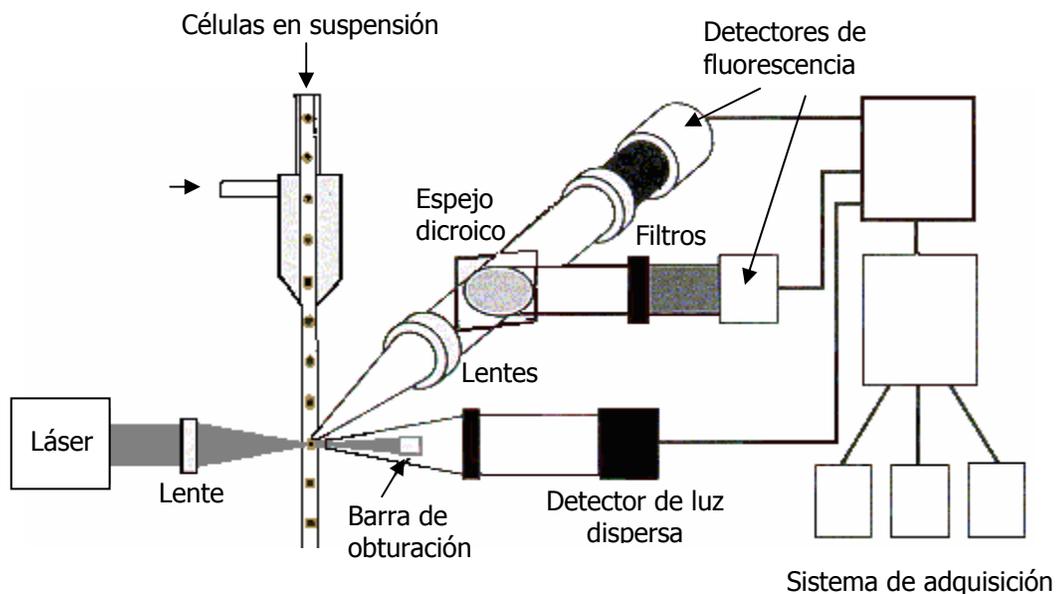
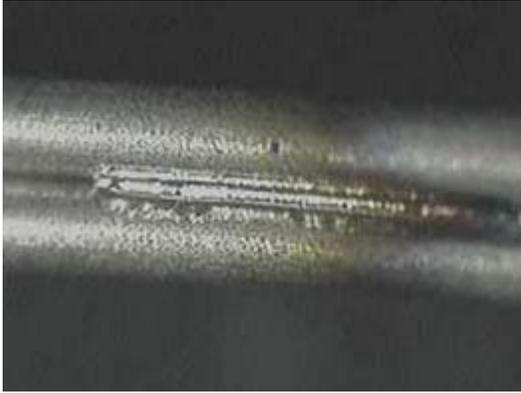


Figura 2.10. Esquema de un citómetro de flujo genérico **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

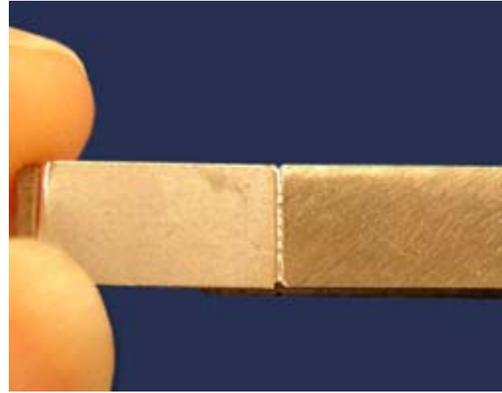
1.4 El láser en la industria

1.4.1 Soldado láser

La soldadura por haz láser es un proceso que utiliza la energía del haz láser para fundir el material o los materiales a unir. Las ventajas principales de la soldadura por láser son: se calienta una zona pequeña, se tiene control de la entrada del calor y el haz se puede dirigir con gran precisión a la zona que se desea soldar. La soldadura por láser se hace típicamente sin la adición de material para soldar.



Alambre de titanio



Acero

Figura 2.11. Soldado por láser de CO₂ **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

1.4.2 Marcado láser

El marcado láser presenta grandes ventajas como son el marcado permanente con alta definición, elaboración de cualquier tipo de diseño, marcado sin contacto, numeración en serie y marcado inviolable.

La gran mayoría de los metales pueden ser grabados por láser, antes y después de cualquier tratamiento térmico o superficial. Muchos tipos de plásticos, cerámicas, cristal, madera, papel, gomas y materiales sintéticos, incluyendo materiales inertes también pueden ser grabados con láser.

Las figuras de las secciones 2.2.X fueron recopiladas del muestrario de la compañía Synrad **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**, fabricante de dispositivos láser de CO₂.

Marcado en metales y aleaciones

Definitivamente el marcado en metales y aleaciones es el que mas uso y fama tiene. En el mercado automotriz se utiliza para identificar partes del motor y la ventaja es que se puede marcar en objetos de cualquier forma. Se debe tener en cuenta que el aluminio es reflectante con láser de CO₂; sin embargo, es posible utilizar aluminio revestido que es excelente para el marcado. El láser YAG es comúnmente usado para la marcación en metal sin embargo, los láseres de CO₂ son más baratos y no causan destrucción en el metal además de que su longitud de onda produce un menor daño.



Tubo de metal con diámetro 1 [in] marcado con un láser de CO₂ de 100 W. Se marcaron 2 in/s.



Acero revestido marcado con un láser de CO₂ de 25 W.



Aluminio revestido marcado con un láser de CO₂ de 25 W.

Figura 2.12. Marcado en metales y aleaciones con láser de CO₂ **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**+-

Marcado en vidrio

Día con día los fabricantes de productos de vidrio se dan cuenta de los beneficios de los láseres, ya que los costos bajan con el marcado remplazando a las etiquetas.

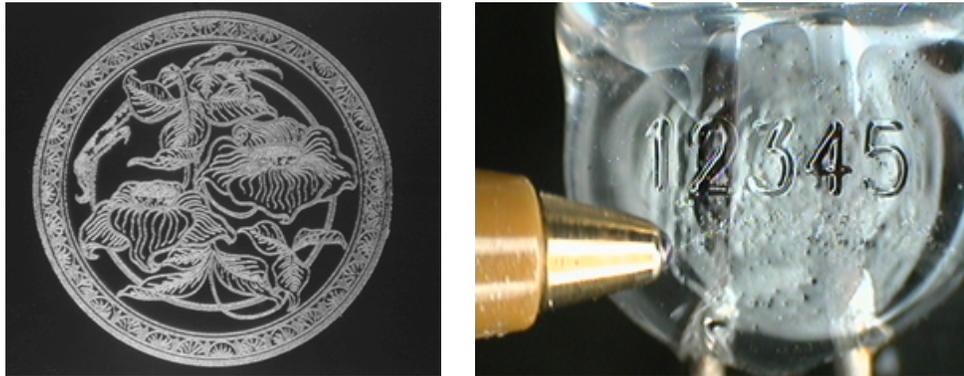


Figura 2.13. Marcado en vidrio con láser de CO₂ de 25 W ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].

Marcado en plástico y papel

La impresión en plásticos por medio de impresión con tinta resulta no ventajosa cuando la tinta desaparece con el uso. El láser permite realizar marcados diminutos y legibles que son indelebles. Es sabido que la impresión láser en papel permite tener mayor definición, la impresión de figuras complejas y con poco espacio entre líneas resulta desastrosa con otro tipo de impresoras.



PVC



Polietileno



Nylon



Cartón coloreado

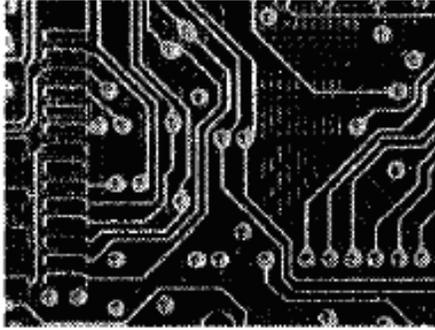


Papel holográfico

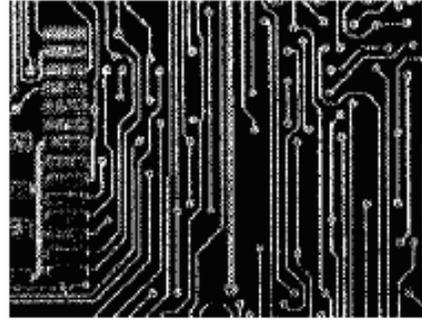
Figura 2.14. Marcado con láser de CO₂ en plásticos comunes y papel **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

Láser en la impresión de circuitos

El proceso de realización de un circuito impreso con el método "PnP" (Planchar y Pelar) permite suprimir algunas de las más engorrosas fases del proceso de impresión tradicional en el que la placa con cobreado se marca manualmente con un plumón para después sumergirla en una solución (como el percloruro). En el método "PnP" se utiliza una película transparente con una cara recubierta por una sustancia de color azul, la cual permite transferir a la placa con cobreado virgen el perfil de las pistas previamente fotocopiado, sin embargo existen técnicas que permiten hacer el impreso e incluso mucho más. La industria cada vez requiere de métodos en los cuales la impresión de circuitos sea con líneas más delgadas y con perforaciones de menor tamaño "microvia"; es por ello que en los últimos tiempos la técnica láser es la que mas auge ha tenido ya que se han desarrollado diferentes métodos para la microvia (con diámetros menores a 0.15 mm). Los dos principales láseres utilizados en la industria de impresión de circuitos son: UV:YAG y CO₂ **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].



Circuito impreso con película y perforación manual.



Circuito impreso y perforado con técnica láser.

Figura 2.15. Impresión y perforación de circuitos con técnica tradicional y láser.

1.4.3 Cortado láser

Un haz láser de alta potencia puede cortar materiales termoplásticos de forma altamente eficiente y obtener un acabado pulido. Gracias al sistema motorizado que proporciona un control rápido y preciso, el láser puede trazar líneas rectas y seguir contornos suaves, además puede ser complementado con otros procesos para realizar perforaciones. Los láseres más utilizados para cortar son láser CO_2 (son altamente potentes y muchos materiales lo absorben) y láser Nd:YAG (son altamente potentes y se pueden utilizar en sistemas de fibras ópticas).

El cortado mediante láser puede utilizarse para la mayor parte de los termoplásticos (con la excepción del PVC), así como para papel, cartón, corcho y muchos otros materiales. Se obtienen mejores resultados con el acero al carbón y aceros inoxidable. Los metales como el aluminio y el cobre tienen mayores dificultades al ser cortados ya que reflejan el haz, absorben y conducen calor; es por ello que necesitan de potencias mayores.

Es importante tomar en cuenta que los láseres cuando realizan el corte derriten el material y algunos materiales podrían tener endurecimiento de bordes (algunos materiales necesitan velocidades de corte mayores). En el caso de la perforación no se podrá obtener un diámetro menor que el diámetro de salida del haz.



Espuma de poliuretano



Cartón

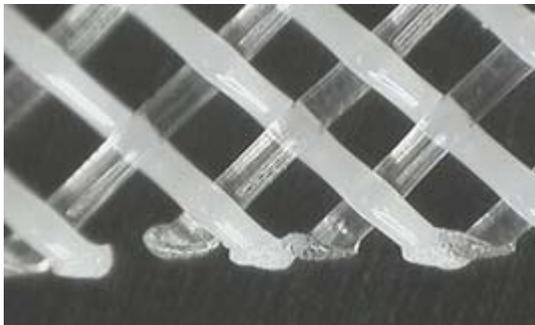


Tela de poliéster de diferentes grosores



Acero suave

Figura 2.16. Cortado de diferentes materiales con láser de CO_2 **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**



Malla de plástico



Cuerda de de poliéster (0.6 in)

Figura 2.17. Endurecimiento de bordes al cortar con láser de CO_2 **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

1.5 El láser en las telecomunicaciones e informática

La luz de un láser puede viajar largas distancias por el espacio exterior con una pequeña reducción de la intensidad de la señal. Debido a su alta frecuencia, la luz

láser puede transportar por ejemplo, 1,000 veces más canales de televisión de lo que transportan las microondas es por ello que los láseres resultan ideales para las comunicaciones espaciales. Se han desarrollado fibras ópticas de baja pérdida que transmiten luz láser para la comunicación terrestre, en sistemas telefónicos y redes de computadoras. También se han empleado técnicas láser para registrar información con una densidad muy alta.

1.6 El láser en la milicia

Los sistemas de guiado por haz láser para misiles son muy comunes. Entre los sistemas de armas láser que están en desarrollo se encuentra el *Airborne Laser* que es un proyecto en el que se utiliza un láser químico infrarrojo (COIL) con una longitud de onda de 1.315 μm en la categoría de 1 MW para derribar misiles enemigos de trayectoria balística y alcance medio. El sistema láser está contenido en un Boeing 747 modificado. El haz láser se enfoca en el misil enemigo, daña la carcasa en fase de ascenso y hace que el misil estalle **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

La capacidad de los láseres de colorante sintonizables para excitar de forma selectiva un átomo o molécula puede llevar a métodos más eficientes para la separación de isótopos en la fabricación de armas nucleares.

1.7 Algunas aplicaciones emergentes

1.7.1 Fusión láser

La fusión láser o también llamada IFE (Inertial Fusion Energy) poco a poco ha tomado importancia en el medio de las investigaciones debido a la comprensión actual de la implosión física.

Para realizar investigación sobre fusión vía láser se han construido varios láseres en el mundo entre los laboratorios que los utilizan están el laboratorio Osaka en Japón y el laboratorio Frascati en Italia.

En los centros de experimentación que se construyen en estos momentos en California (EEUU) y Burdeos (Francia) el National Ignition Facility (NIF) y el Laser Mégajoule (LMJ) tienen como objetivo conseguir desencadenar el proceso de fusión nuclear durante unos nanosegundos por medio de un potente láser lanzado contra algún miligramo de átomos de deuterio y tritio. Para lograr la fusión, los científicos de estos dos centros deben conducir con precisión extrema un pequeño láser inicial a través de unos 10,000 sistemas ópticos hasta amplificarlo unas 15,000 veces y alcanzar 1,8 millones de joules. Además, este láser tiene que ser descompuesto a su vez en unos 200 haces de luz (192 en el NIF y 240 en el LMJ)

a lo largo de cientos de metros de unas instalaciones tan grandes como dos campos de fútbol, para converger después en una cámara de aluminio de 10 metros de diámetro en la que aguarda una pequeña cápsula con los isótopos de hidrógeno deuterio y tritio a 250 grados bajo cero **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

País	Láser	Laboratorio	Energía o duración del pulso	Haces láser	Longitud de onda [μm]
EUA	Nova	Livermore	70 kJ/2.5 ns	10	0.35
	Omega	Rochester	3 kJ/1 ns	24	0.35
	Chroma	Kms fusion	0.7 kJ/1 ns	2	0.53
Japón	Gekko XVII	Osaka	15 kJ/1 ns	12	0.53
Francia	Luli	Ecole Oly	0.7 kJ/0.6 ns	6	1.06
		Palaiseau	0.2 kJ/0.5 ns		0.25
Gran Bretaña	Vulcan	Rutherford	3 kJ/1 ns	12	0.53
	Helen	Aldermaston	1.3 kJ/0.2 ns	3	0.53
Rusia	Delfin	Lebedev	3 kJ/1 ns	108	1.06
China	Shenguan	Shangai	2 kJ/1 ns	2	1.06
Italia		Frascati	0.2 kJ/3 ns	2	1.06

Tabla 2.4. Láseres para fusión nuclear.

Dentro de las características más importantes en la elección de un láser para este tipo de aplicaciones destacan la duración de los pulsos láser producidos, su energía, la longitud de onda de operación y el número de haces láser disponibles para ser simétricamente focalizados en el blanco. Los blancos son microesferas con mezcla de deuterio y tritio.

Por razones técnicas y económicas casi todos los sistemas láser construidos en el mundo para aplicación en fusión por láser son de neodimio (1.06 μm). Los sistemas láser de dióxido de carbono (CO_2 , 10.6 μm), a pesar de su alta eficiencia (mayor a 15%), prácticamente no se utilizan debido a su larga longitud de onda de emisión; los láseres de rubí tampoco se usan debido a que resultan demasiado caros ya que el rubí es un cristal muy costoso de producir.

Los únicos competidores actuales de los láseres de neodimio son los de fluoruro de kriptón (KrF , 0.24 μm) y CF_3 (1.31 μm); sin embargo, los problemas técnicos de construcción y operación de estos láseres (que, por ejemplo, requieren del manejo de sustancias altamente corrosivas) son mayores que los del neodimio **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

1.7.2 Propulsión láser

Hasta ahora los cohetes espaciales llevaban su propio sistema de propulsión. Estos sistemas son muy pesados e incrementan el coste de lanzamiento de forma muy importante. Este es un motivo importante para buscar nuevos sistemas de propulsión más ligeros y eficaces. Uno de los más prometedores es la propulsión por medio de láser de alta intensidad o por sistemas de microondas **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

El laboratorio de investigación de la fuerza aérea estadounidense (AFRL) y la NASA actualmente están experimentando un sistema de propulsión por medio de un cañón láser en tierra. Usando un láser pulsante militar de CO₂ con una potencia de 10 kW, impulsan una pequeña "nave" de 100 o 150 mm de diámetro. Los prototipos pesan menos de 50 g, pero su intención es llegar a usar láseres de hasta 1 MW con los que conseguirán poner en órbita baja pequeños satélites de hasta un kilo de peso gastando únicamente energía eléctrica con valor de unos pocos cientos de dólares.

1.7.3 Aplicación del diodo láser de 980 nm en la cirugía estereotáxica

La cirugía estereotáxica permite la implantación de una aguja, cánula o electrodo en un área específica del cerebro. En medicina, se utiliza en particular para facilitar el manejo de los movimientos anormales. Esto significa que se tratan los síntomas y no la enfermedad de origen. Es una técnica tridimensional, que consiste en tomar algunas radiografías (u otro tipo de imágenes) en las cuales se identifica y se mapea una estructura (núcleo) dentro del cerebro. Una vez hecho esto, las coordenadas son traspasadas al marco estereotáctico, que guiará un electrodo al sitio exacto.

Con la intención de proponer el uso del haz del diodo láser de 980 nm en la cirugía estereotáxica se realizó un experimento con ratas. A dichas ratas se les anestesió con y se les puso el instrumento estereotáctico, se realizaron las incisiones, se insertó una fibra óptica y se registraron las coordenadas. El tiempo de radiación estuvo en el rango de 1.3-3.0 s, el tiempo entre cada radiación fue de 6 minutos **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

Las radiaciones se hicieron con un programa computacional especialmente realizado para cirugía estereotáxica desde una computadora, de esta forma se tiene mayor control sobre el tiempo de radiación.

Después de su recuperación ningún animal mostró algún comportamiento anormal o alguna enfermedad, sus actividades motoras fueron normales y tuvieron una buena interacción social.

Después de probar diferentes potencias y diferentes tiempos de exposición, se encontró que la lesión creada con 2W-2.2 s era la más conveniente ya que fue la que mostró menor daño en el tejido circundante.

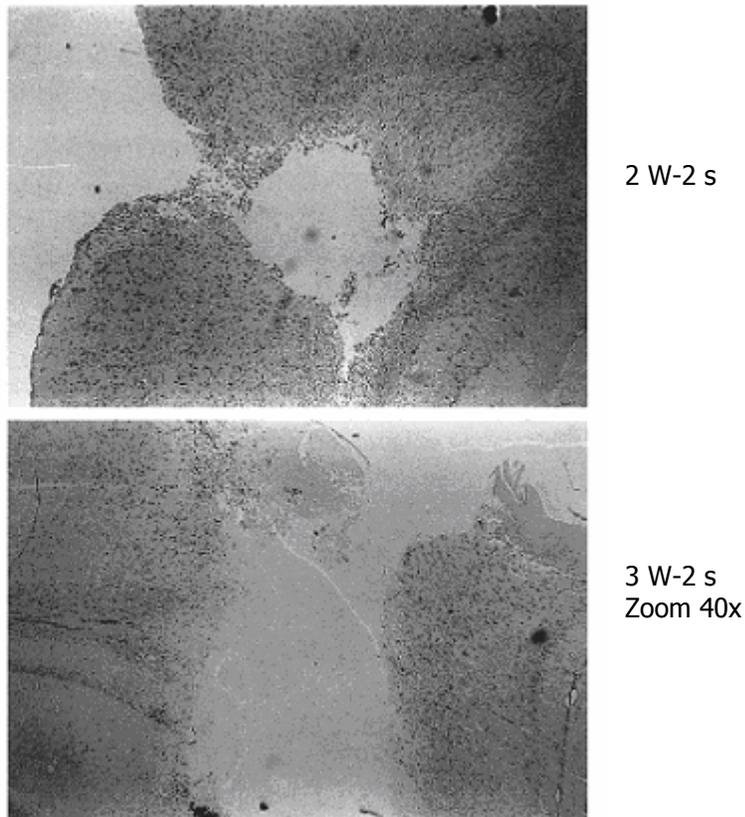


Figura 2.18. Lesiones creadas con un diodo láser de 980 nm **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

Los experimentos realizados demostraron que dicho diodo libera menos energía y causa menor daño en el tejido circundante comparado con el diodo láser de 800-830 nm utilizado ya en la neurocirugía. El diodo láser de 980 nm puede ser más conveniente como un dispositivo para la neurocirugía comparado con los láseres populares (Nd:YAG, KTP) con la ventaja de tener un tamaño compacto, menor peso y menor costo al operarlo **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

Aunque en este experimento se comparan el diodo láser y el láser de Nd:YAG, el haz láser de CO₂ tiene la ventaja de que es altamente absorbido por los tejidos, con bajas densidades de potencia es posible extirpar tejido y no daña tejido circundante.

1.7.4 Terapia láser fotodinámica (PDT) contra los tumores en el cerebro

Como se mencionó anteriormente esta técnica esta basada en la inyección de un fotosensibilizador en la vena del paciente, transcurrido un tiempo se irradia con luz láser, la cuál ocasiona que el fotosensibilizador se descomponga y genere reacciones de transferencia intermoleculares.

Existen diversos laboratorios dedicados a la investigación y desarrollo de la técnica PDT contra tumores cerebrales en los cuales se experimenta con diferentes tipos de fotosensibilizadores y láseres con diferentes longitudes de onda.

En el Siberian Center for Laser Medicine se realizaron experimentos con la sustancia fotosensible "PHOTOSENSE" y un haz láser de colorante con una longitud de onda de 675 nm.

Se inyectó a personas 0.05% de la solución fotosensible "PHOTOSENSE". En el procedimiento se observó que 20-24 horas después de la inyección se mostró la acumulación del líquido en el tumor y los tejidos. Los pacientes mostraron resultados favorables ante el procedimiento PDT utilizado. Las resonancias magnéticas (MRI, *Magnetic Resonance Imaging*) hechas a los pacientes y exámenes clínicos realizadas 14 meses después del procedimiento PDT mostraron la ausencia de crecimiento del tumor **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

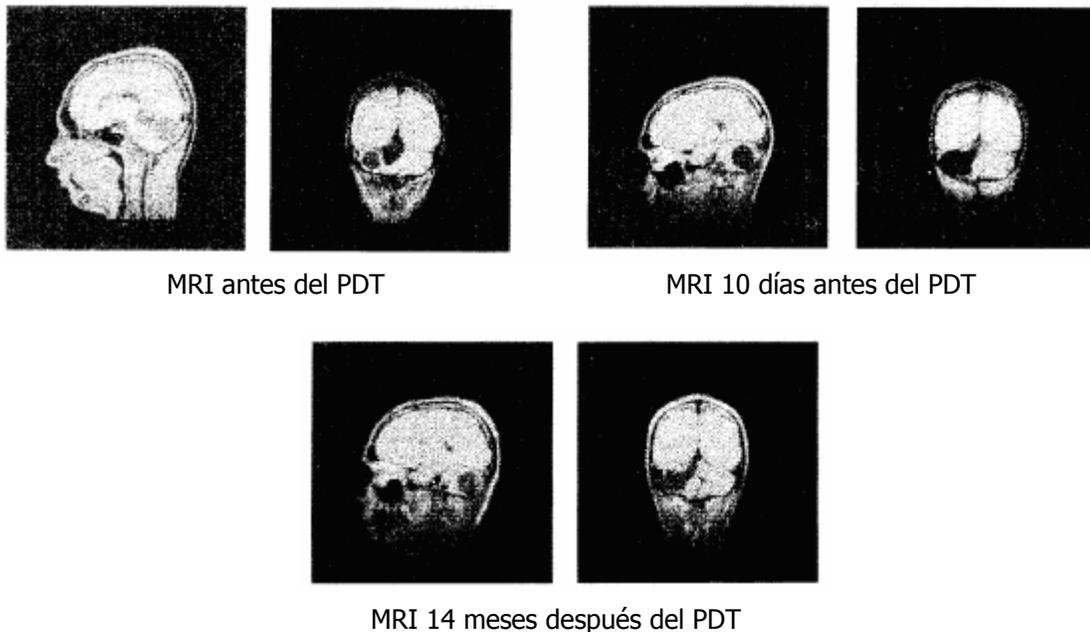


Figura 2.19. Resultados de la aplicación de la técnica PDT **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

1.7.5 Histología óptica para el tejido cerebral

La histología es la ciencia que estudia lo referente a los tejidos orgánicos: su estructura microscópica, su desarrollo y sus funciones.

Para la visualización de las estructuras celulares es necesario realizar cortes, en el tejido a analizar. Muchas de las técnicas actuales en la histología requieren que la muestra se endurezca para realizar el corte. Algunas de éstas técnicas involucran cortes a mano alzada con navaja o con micrótomos (el grosor mínimo de la rebanada es 3 mm).

Se ha propuesto que cuando se requiere obtener un tejido fino se pueden utilizar pulsos de láseres. Este procedimiento consiste en utilizar un láser de femtosegundos para quitar el tejido de una sección determinada. La muestra se coloca en una mesa para quemarla con un haz láser. De esta forma las capas superiores del tejido se manchan, se toma imagen de la muestra utilizando la microscopía láser, después la sección de tejido que fue manchado se remueve por ablación de pulsos de femtosegundos de un láser, la nueva porción de tejido vuelve a ser quemada con un haz láser y cortada, este procedimiento se repite hasta obtener el volumen deseado del tejido **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

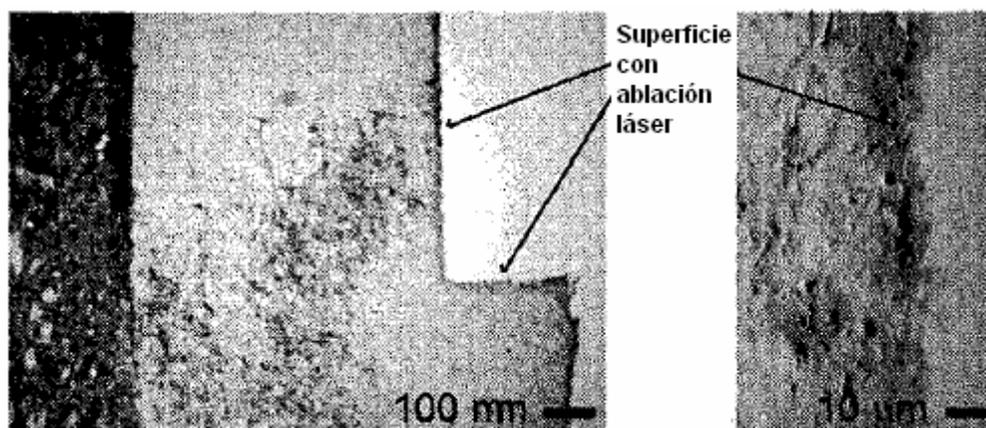


Figura 2.20. Tejido neuronal cortado con láser **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

Esta técnica hace el proceso enteramente óptico y presenta ventajas significativas sobre las técnicas tradicionales para seccionar y visualizar el tejido fino neuronal. No se requiere que el tejido este congelado.

1.8 Conclusiones

Las aplicaciones del haz láser son tan variadas que sería muy difícil mencionar todas las existentes. Las principales aplicaciones del haz láser existen en áreas de la medicina y la industria.

La acción de un haz láser particular sobre los tejidos esta determinada por la absorción de su longitud de onda.

Las reacciones existentes en la interacción del haz láser con los tejidos biológicos se dividen principalmente en: interacciones fotoquímicas, interacciones térmicas, fotoablación, ablación plasma inducida y fotorompimiento. El tipo de reacción depende principalmente de la potencia de trabajo del haz láser y del tiempo de radiación láser sobre los tejidos.

Para lograr ablación en los tejidos biológicos es necesario trabajar con haces láser que logren calentamiento local mayor a los 100 °C. Comparando las características de los láseres de argón, Nd:YAG y CO₂ dentro del campo de la medicina, el láser de CO₂ es el más adecuado para la realización de microlesiones en los tejidos biológicos ya que es altamente absorbido por ellos, rápidamente se logra vaporización y el haz sufre baja dispersión espacial.

Capítulo 3

Descripción de la instalación experimental láser

1.1 Introducción

Para investigar acerca de los efectos del diámetro y potencia del haz láser sobre la tasa de destrucción del tejido (tamaño de la zona y la profundidad de penetración del haz láser en el tejido) se necesita una instalación que cuente con una fuente de radiación láser de CO₂ ($\lambda=10.6 \mu\text{m}$), un sistema óptico de enfoque y un subsistema para el control de la potencia y tiempo de radiación del haz láser. A lo largo de este capítulo se describen las características de dos instalaciones armadas para alcanzar este propósito y se proporcionan los cálculos del diámetro del punto de enfoque de cada sistema implementado.

1.2 Instalación experimental láser variante A

El esquema general de la instalación experimental A se muestra en la figura 3.1.

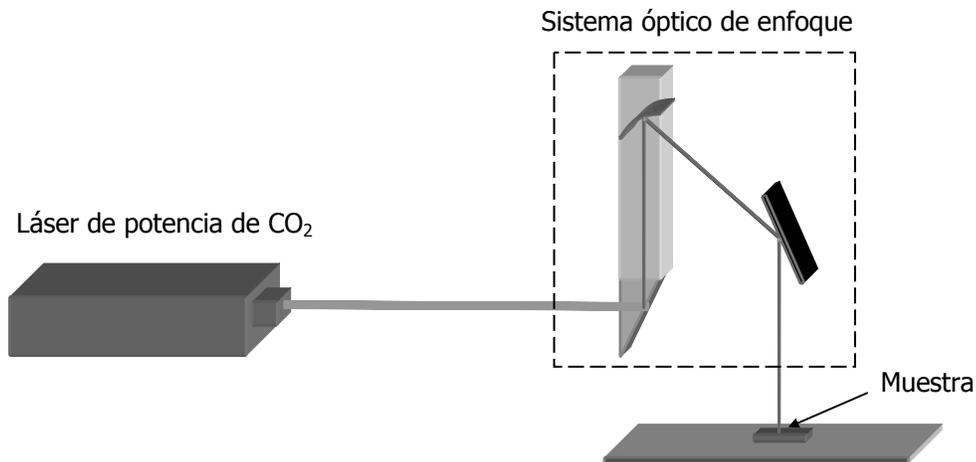


Figura 3.1. Esquema de la instalación experimental A.

La instalación puede constar de tres partes principales. El dispositivo láser (1), el sistema de control de tiempo de radiación y potencia del haz láser (2) y el sistema óptico de enfoque (3).

1.2.1 Selección del láser de CO₂

El láser utilizado es de CO₂ de onda continua marca Synrad modelo 48-1 series de clase IV (de acuerdo a la norma ANSI Z136.1).

Modelo	48-1(S)	48-1(S)W
Potencia de Salida Máxima	10 W	
Calidad de Modo (en $1/e^2$)	TEM ₀₀ , 95% Pureza	
Factor de propagación	$M^2 < 1.2$	
Elipticidad	< 1.2	
Tiempo de Levantamiento	$< 150 \mu s$	
Diámetro del Haz	3.5 mm	
Divergencia del Haz (ángulo completo)	4 mrad	
Longitud de Onda	10.57-10.63 μm	
Estabilidad de la Potencia, desde un comienzo frío (garantizado)	$\pm 10\%$	
Polarización	Linear (Vertical)	
Enfriamiento	Aire	Agua
Carga de Calor (máx.)	300 W	
Caudal de Salida, Aire	250 CFM x 2	N/D
Caudal de Salida, Agua (18-22°C)	N/D	0.5 GPM
Voltaje de Alimentación/Corriente	30 VDC / 7A	
Dimensiones (in)	16.9 x 2.8 x 4.2	
(mm)	429 x 71 x 107	
Peso	9 lb / 4.1 kg	

Tabla 3.1. Especificaciones del láser de CO₂ marca Synrad modelo 48-1.

Este dispositivo láser esta basado en el método de excitación de RF. El láser consta de un tubo de plasma cuadrado (1 pulgada por lado) excitado por RF con espejo ajustable en los dos extremos del tubo. La frecuencia de manejo de RF es 45 MHz que es la misma que la frecuencia de resonancia del plasma del tubo.

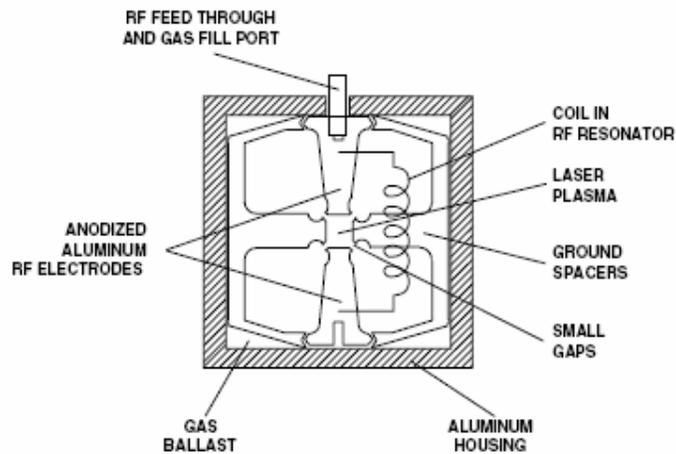


Figura 3.2. Diagrama de la sección transversal del arreglo mecánico y eléctrico interno de los láseres marca Synrad modelos 48-1 y 48-2.

El control de la potencia se logra por modulación de ancho de pulsos (PWM) del circuito controlador de RF. El pulso pre-ioniza al gas justo debajo del umbral para la emisión láser; de esta forma, cuando hay un incremento en el ancho del pulso se agrega suficiente energía para causar la emisión láser. El control de la modulación puede ser utilizado para encender y apagar el láser.

El resonador óptico consta de un reflector total de 3 metros de radio de curvatura y un acoplador plano de salida de Zinc Selenio (ZnSe) con reflectividad del 95% o 92%.

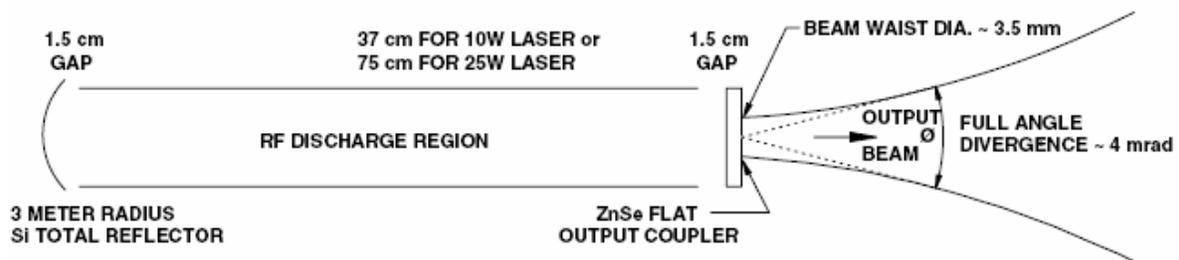


Figura 3.3. Diagrama del resonador óptico de los láseres de CO₂ marca Synrad modelos 48-1 y 48-2.

El sistema de alimentación eléctrica para los láseres de la marca Synrad 48 series es de 30 a 32 VDC con una corriente máxima de 16 A.

Debido a que la radiación del láser de CO₂ no es visible, los láseres Synrad 48-series están equipados con un diodo apuntador rojo (670 nm). Este haz tiene la misma divergencia y diámetro que el haz infrarrojo del láser de CO₂. El sistema de alimentación para el haz guía es de 5 VDC con una corriente máxima de 100 mA.

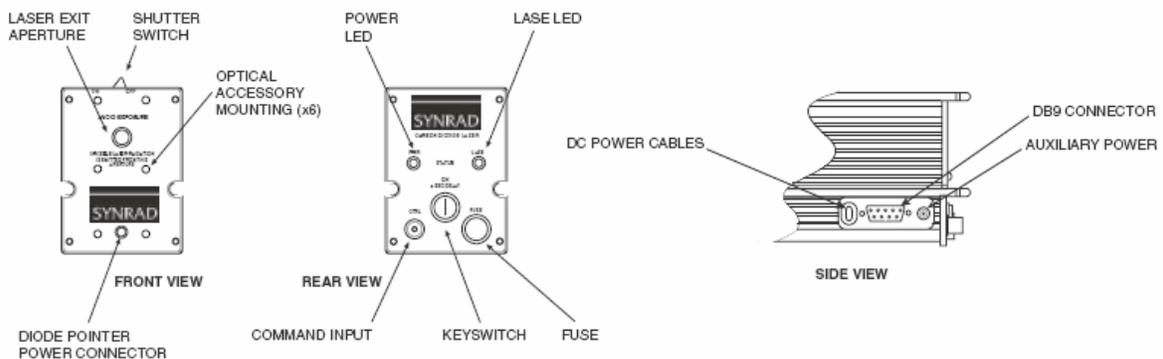


Figura 3.4. Esquema de los indicadores y controles de los láseres de CO₂ marca Synrad modelos 48-1 y 48-2.

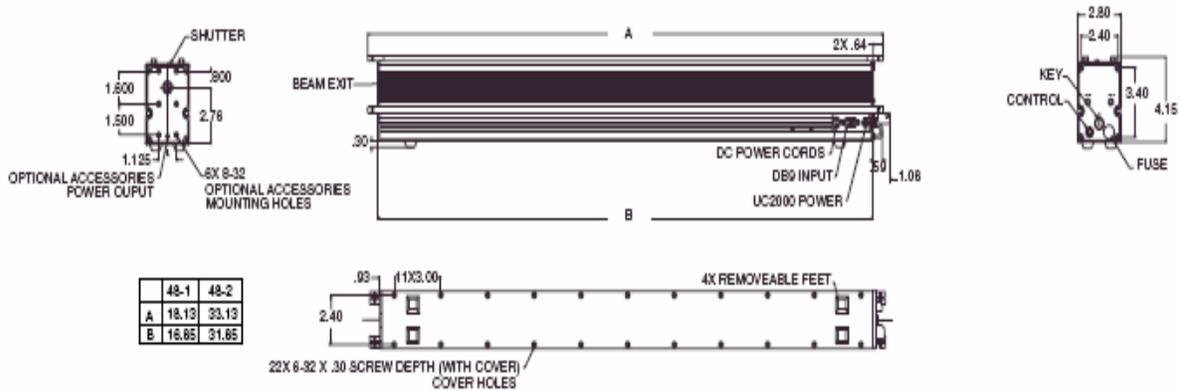


Figura 3.5. Diagrama dimensional del los láseres de CO₂ marca Synrad modelos 48 -1 y 48-2.

El diámetro de un haz láser es comúnmente pequeño y es difícil de evaluar ya que en el modo electromagnético TEM₀₀ generalmente tiene una distribución gaussiana. La definición convencional del diámetro del haz se basa en el diámetro donde la densidad de potencia es 1/e² de la potencia máxima en la parte central. El círculo definido de este modo contiene 86.5% del total de la energía del haz [Error! No se encuentra el origen de la referencia.].

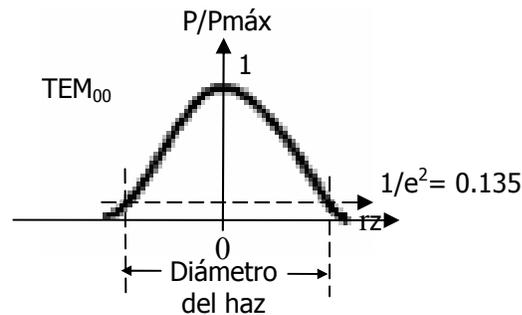


Figura 3.6. Gráfica explicativa para la definición del diámetro un haz láser.

En un dispositivo láser los rayos que salen de la apertura no son paralelos entre sí, por lo tanto el diámetro aumenta conforme el haz viaja. La divergencia es una medida para saber que tan rápido el haz se amplía desde su punto inicial, es decir, es el incremento progresivo en el diámetro del haz en relación directa a la distancia de la fuente de origen.

El fabricante da un ángulo de divergencia para el láser de CO₂ modelo 48-1 de 4 mrad. Utilizando la aproximación ($\tan (4 \times 10^{-3}) \approx 4 \times 10^{-3}$) teóricamente el diámetro del haz láser será 4 mm en el primer metro de distancia que el haz viajó y será 8 mm a los dos metros; el tamaño del haz aumenta 4 mm por cada metro que el haz viaja a partir de que sale del dispositivo láser.

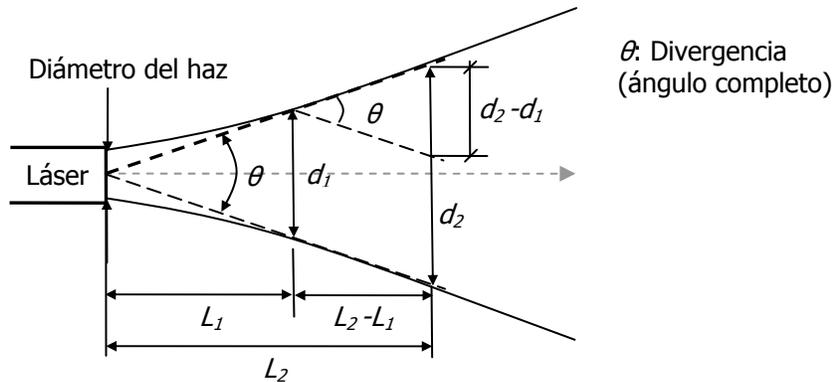


Figura 3.7. Diagrama explicativo del concepto del ángulo de divergencia de un haz láser.

El ángulo de divergencia es un parámetro que el fabricante del láser proporciona; sin embargo, para obtenerlo experimentalmente se puede utilizar la aproximación:

$$\theta = \frac{(d_2 - d_1)}{(L_2 - L_1)}, \quad (3.1)$$

donde θ [rad] es la divergencia del haz de (ángulo completo), d_1 y d_2 son los diámetros del haz en dos diferentes puntos, L_1 y L_2 son las distancias a lo largo el eje del láser (desde el extremo del láser hasta los puntos correspondientes a d_1 y d_2).

Para calcular el valor aproximado de la divergencia del haz láser se colocó papel fax marca FLASH PRINT paralelo a la apertura del dispositivo láser a diferentes distancias.

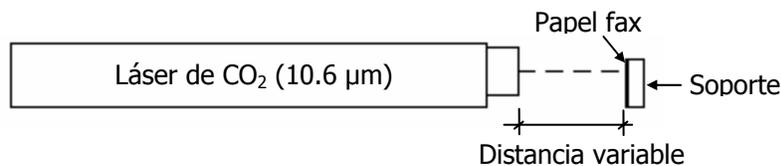


Figura 3.8. Instalación para medir la divergencia del haz láser de CO₂ experimentalmente.

Los resultados del experimento se muestran en la figura 3.8. El tiempo de exposición del haz láser de CO₂ fue de 5 s en todos los casos y la potencia del haz láser varió desde 0.20 W hasta 0.50 W con incrementos de 0.05 W. La sección transversal del haz láser varia cuando la potencia del láser aumenta. El experimento con papel fax limita el uso de potencias altas ya que el papel comienza a quemarse con potencias mayores a los 5 W.

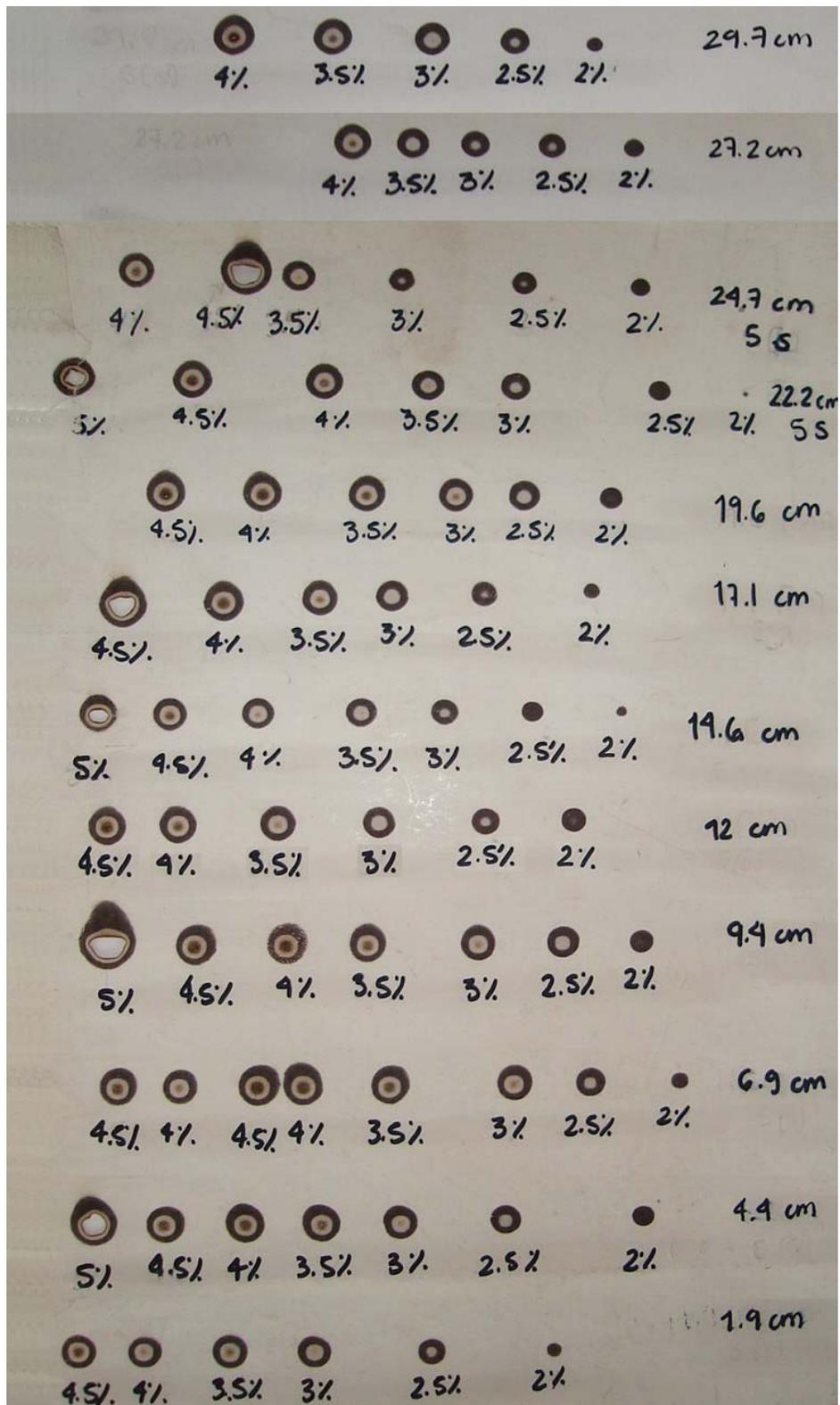


Figura 3.9. Papel fax marcado por el haz láser de CO₂. El porcentaje de potencia es referido a 10 W (e.g. 2%=0.20 W). (Fotografía).

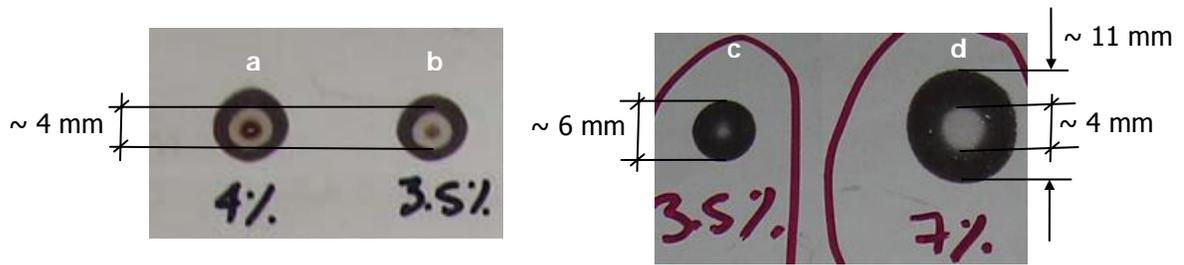


Figura 3.10. Sección transversal del haz láser, tiempo de exposición 5 s. (a) Potencia del haz láser 0.40 W, distancia entre la apertura del dispositivo láser y el papel fax 0.3 m; (b) Potencia del haz láser 0.35 W, distancia entre la apertura del dispositivo láser y el papel fax 0.3 m; (c) Potencia del haz láser 0.35 W distancia entre la apertura del dispositivo láser y el papel fax 1 m; (d) Potencia del haz láser 0.70 W, distancia entre la apertura del dispositivo láser y el papel fax 2 m. (Fotografía de las huellas sobre papel fax).

La desventaja de este experimento es que no se conoce la respuesta a la temperatura del papel fax. La respuesta a la temperatura del papel fax no es proporcionada por el fabricante y no se encontró en la literatura. Si se asume que el papel fax tiene una respuesta a la temperatura lineal los resultados son muy interesantes ya que muestran el modo TEM del haz láser de CO₂. El fabricante asegura que el láser tiene un modo TEM₀₀ en $1/e^2$. De acuerdo al esquema de la figura 3.6 y a los resultados de las figuras 3.9 y 3.10 el haz láser de CO₂ de la marca Synrad modelo 48-1 tiene una distribución de potencia muy parecida a la que tiene el modo TEM₁₀.

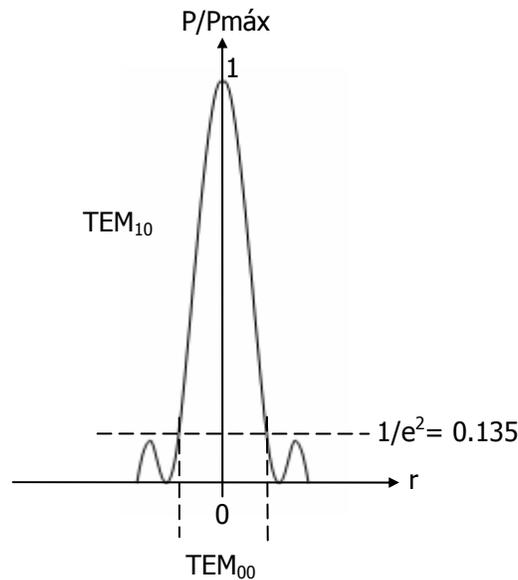


Figura 3.11. Gráfica explicativa de la sección transversal del haz láser de CO₂ obtenida experimentalmente.

La sección transversal del haz láser marcada en la figura 3.10-c y 3.10-d permite aproximar el valor de la divergencia. De (3.1) se obtiene:

$$\theta = \frac{(.011 - .006) \text{ m}}{(2-1) \text{ m}} = 5 \text{ mrad}$$

El valor de la divergencia obtenido experimentalmente es mayor a los 4 mrad que el fabricante proporciona ya que en la aproximación no se consideró el diámetro de la sección transversal del haz láser en $1/e^2$ (ver figura 3.6) ya que no es posible conocerlo con este experimento; sin embargo, la diferencia no es significativa por lo que para los cálculos en los que se requiera el valor del ángulo de divergencia se utilizará el valor dado por el fabricante.

1.2.2 Control del tiempo de exposición y potencia del haz láser

Los láseres de Synrad están equipados con el control UC-2000 Universal Laser Controller. El control UC-2000 permite variar la potencia del haz láser y controlar el tiempo de exposición manualmente, además de que sirve como interfaz para controlar la potencia y tiempo de exposición con elementos externos.

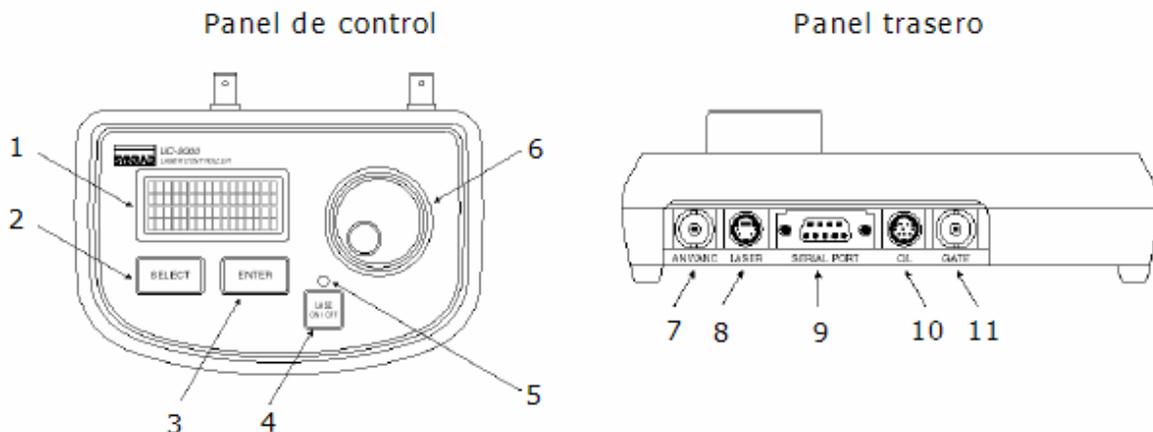


Figura 3.12. Unidad de control UC-2000

1 Display LCD

2 Botón de selección. Desplaza línea a línea las secciones del menú

3 Botón de ingreso. Selecciona un elemento del menú.

4 Botón de encendido/apagado. Al presionar encendido/apagado el láser sale del dispositivo y opera con los parámetros actuales.

5 Indicador de operación. Se ilumina en rojo para indicar que un pulso de comando PWM esta siendo mandado al láser.

6 Perilla ajustable PWM. Al rotarla cambia el ciclo de trabajo PWM con incrementos de 0.5 %

7 Conector ANV/ANC. Tiene como entrada un conector BNC para aplicar señales de voltaje o corriente analógicas externas.

8 Conector para el láser. Mini DIN de 4 pines, alimentación de DC para el control y envía señales PWM al láser.

9 Puerto serial. Conector DB9 que permite a una computadora o a un PLC controlar el UC-2000.

10 Conector C/L. Mini DIN de 8 pines que permite el control del dispositivo láser con otros productos Synrad.

11 Conector GATE. Conector BNC para aplicaciones de encendido/apagado del láser utilizando señales externas.

El control UC-2000 ofrece 3 posibles frecuencias de trabajo PWM: 5, 10 ó 20 kHz; se trabajó con la frecuencia estándar de 5 kHz (periodo de 200 μ s). La señal de control PWM tiene tres parámetros principales, amplitud de la señal, frecuencia base y ciclo de trabajo PWM.

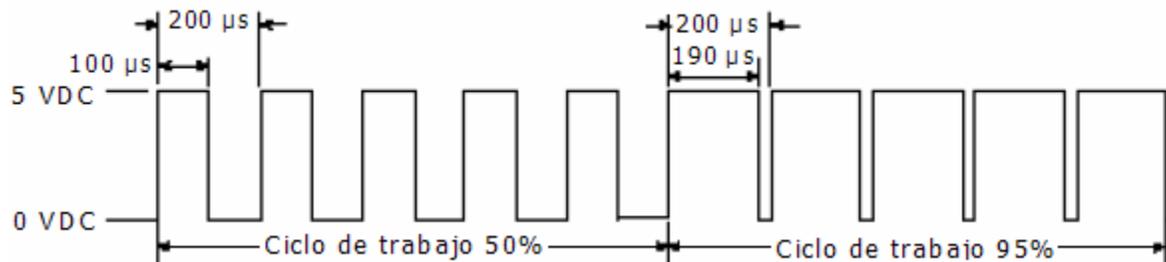


Figura 3.13. Señal de 5 kHz para el control de potencia de los láseres de CO₂ marca Synrad 48-series.

Cuando la amplitud de la señal es lógicamente baja (0.0 V a +0.5 VDC) el láser esta apagado, cuando es lógicamente alta (+3.5 V a 0.5VDC) el láser esta prendido y por lo tanto el haz sale de la apertura.

El control UC-2000 controla la potencia del láser utilizando modulación por ancho de pulsos (PWM). Cuando se varía el ciclo de trabajo de la señal de control PWM se varía la potencia del láser. Cuando el ancho del pulso es de 0 μ s la potencia de salida en 0 W, cuando el pulso tiene un ciclo de trabajo del 95% (ancho del pulso de 190 μ s) corresponde al 95% de la potencia máxima con que el láser puede emitir, en este caso el 95% de 25 W. El control permite modificar el ciclo de trabajo de la señal con incrementos del 0.5%.

En esta instalación la potencia del haz láser se varió manualmente con la perilla ajustable PWM (ver figura 3.12) y para el control del tiempo se utilizó la entrada GATE del control UC-2000.

La entrada GATE permite que un señal externa (tren de pulsos) controle el encendido y apagado del haz láser. La señal externa entra al control y éste manda una señal equivalente al ancho del pulso deseado.

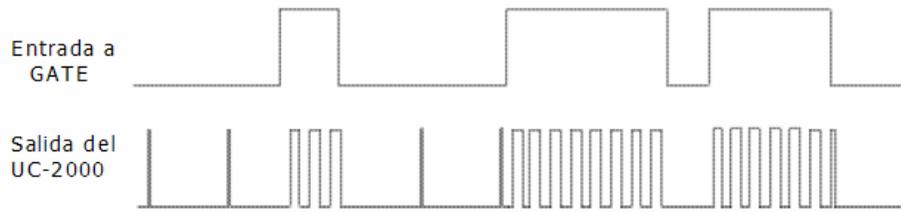


Figura 3.14. Relación temporal entre la señal de la entrada GATE y la salida del control UC-2000.

Entonces, el tiempo de duración del pulso de la entrada al GATE equivale directamente al tiempo de la radiación láser. Cuando la amplitud de la señal es lógicamente baja (0.0 V a +0.5 VDC) el láser esta apagado. Cuando la amplitud es lógicamente alta (+3.5 V a 0.5VDC) el láser es emitido.

Se implementó un circuito temporizador con base en un circuito LM555. El circuito LM555 en configuración monoestable permite obtener un pulso de salida en respuesta a una señal de entrada.

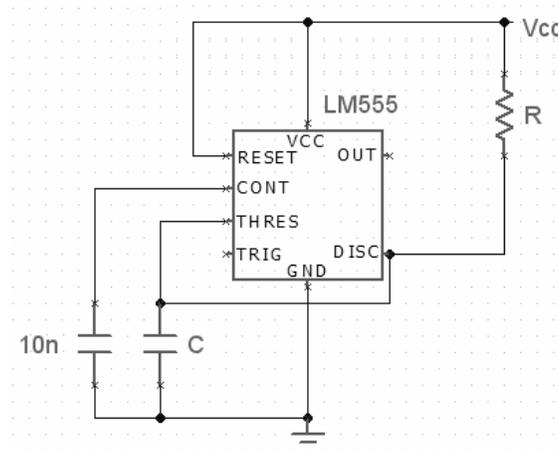


Figura 3.15. Circuito integrado LM555 en configuración monoestable.

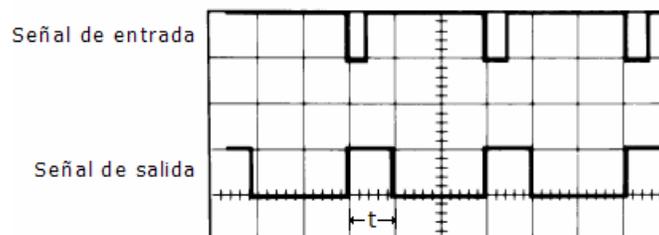


Figura 3.16. Señal de entrada y salida del circuito LM555 en configuración monoestable.

La duración del pulso de salida del circuito LM555 en configuración monoestable queda definida por:

$$t = 1.1RC \quad (3.2)$$

Con la ecuación (3.2) se calculó el valor que la resistencia R debería tener para obtener pulsos con duración de 0.01 segundos a 10 segundos. Si el capacitor C tiene un valor fijo de 10 μ F, se tiene:

t [s]	R [Ω]
0.01	909.09
0.10	9090.91
1.00	90909.09

Tabla 3.2. Rango de valores para la resistencia R del circuito temporizador LM555 en configuración monoestable, C=10 μ m.

Para implementar el circuito temporizador se utilizaron tres potenciómetros con valor de 10 k Ω , 100 k Ω y 1 M Ω . Con el selector SW de la figura 3.17 se selecciona el intervalo de tiempo en el que se desea trabajar, P1 de 0.01 s a 0.1 s, P2 de 0.1 s a 1 s y P3 de 1 s a 10 s.

Para la implementación del circuito temporizador con el circuito LM555 en configuración monoestable se debe considerar que el ancho del pulso de entrada siempre debe ser menor al ancho del pulso de salida. El circuito dentro del recuadro A de la figura 3.17 permite obtener un pulso de entrada con duración menor a 0.01 s.

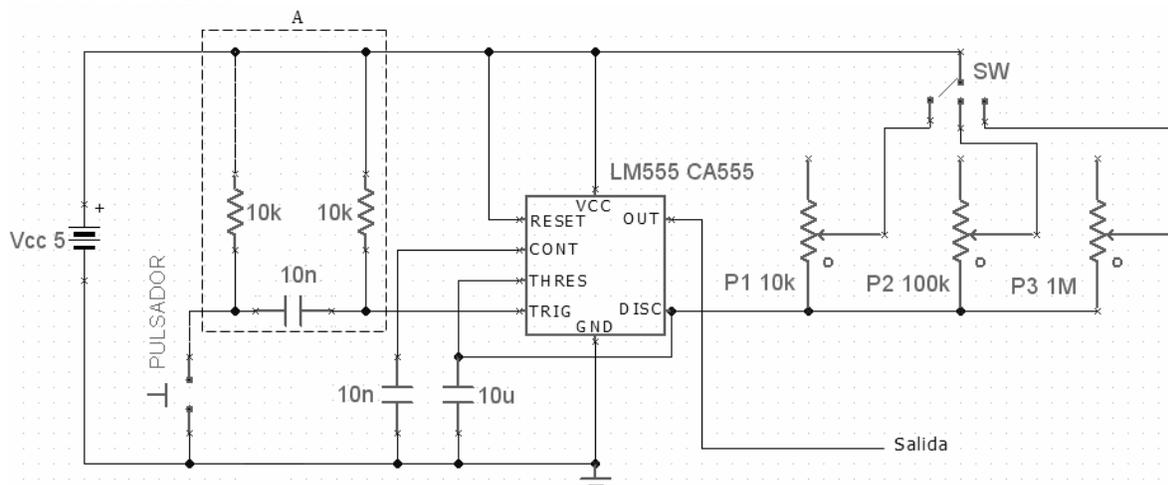


Figura 3.17. Circuito temporizador utilizado en la instalación experimental láser variante A.

El tiempo de duración del pulso de salida del temporizador se midió con un osciloscopio calibrado. Para la alimentación del circuito temporizador se construyó una fuente de CC de 5 V.

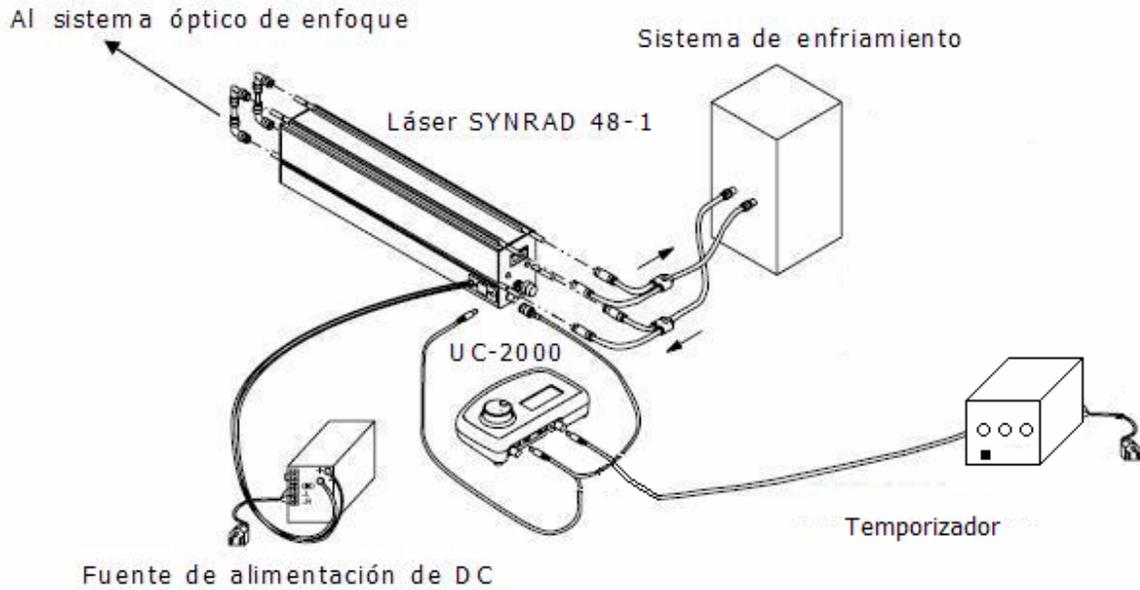


Figura 3.18. Diagrama general de conexiones para el control del tiempo y la potencia del haz láser y para el enfriamiento del mismo.

1.2.3 Sistema óptico de enfoque

El principal objetivo de este sistema es minimizar el diámetro del haz láser y desviarlo para que incida verticalmente sobre las muestras.

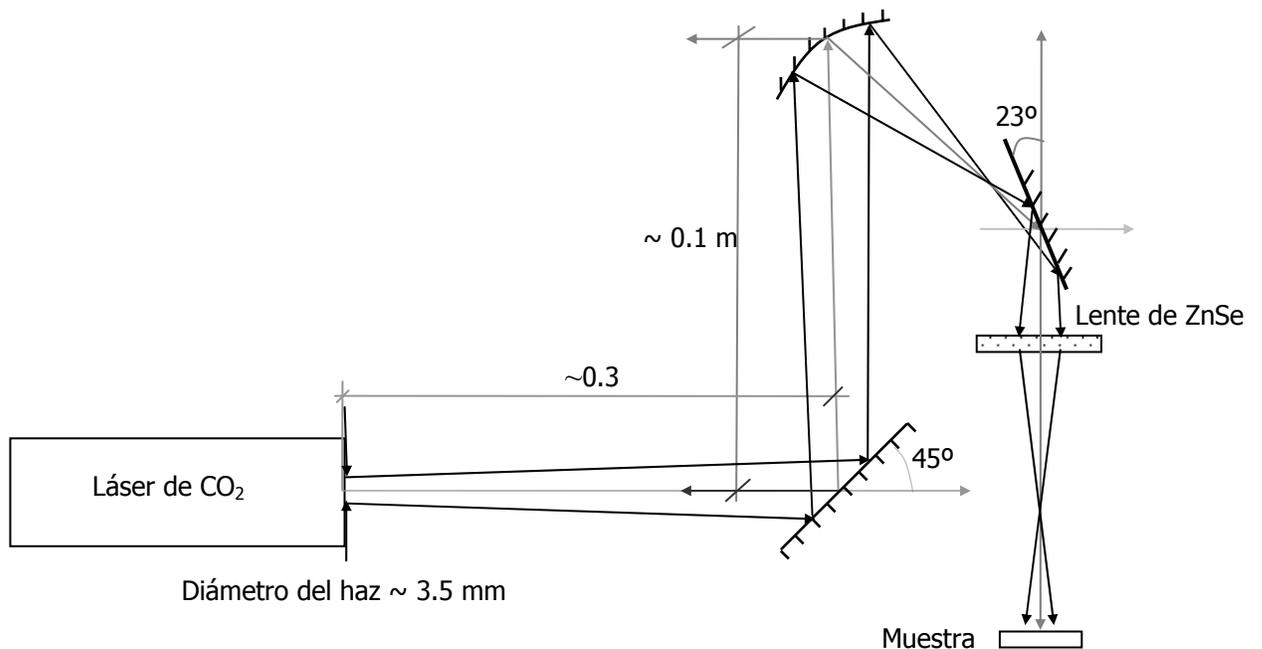


Figura 3.19. Esquema del sistema óptico de enfoque de la instalación experimental láser variante A.

El sistema óptico está formado por elementos ópticos reflectivos y transmitivos. Los dos espejos planos y el espejo cóncavo convergente son elementos ópticos reflectivos y la lente plana de ZnSe (focal de 28 mm) es un elemento óptico transmitivo. El espejo a 45° y el cóncavo convergente son de vidrio con recubrimiento de aluminio. Se utilizó una placa aluminio para desviar el haz a la lente.

Para obtener el punto de enfoque del haz láser (diámetro mínimo del haz) es necesario conocer las distancias focales de los elementos de enfoque utilizados. Las distancias focales no se conocían es por ello que se aproximaron experimentalmente.

Para medir la distancia focal de la lente, se proyectó una imagen desde el infinito (imagen de un edificio que esta suficientemente lejos de la lente). Se midió la distancia entre el plano que contiene la imagen y la lente cuando la imagen fue nítida. La distancia focal medida experimentalmente es 28 mm.

No se tenía dato alguno del espejo cóncavo convergente existenete en nuestro laboratorio. Para determinar el valor de la distancia focal del espejo se armo una instalación cuyo esquema se presenta en la figura 3.20.

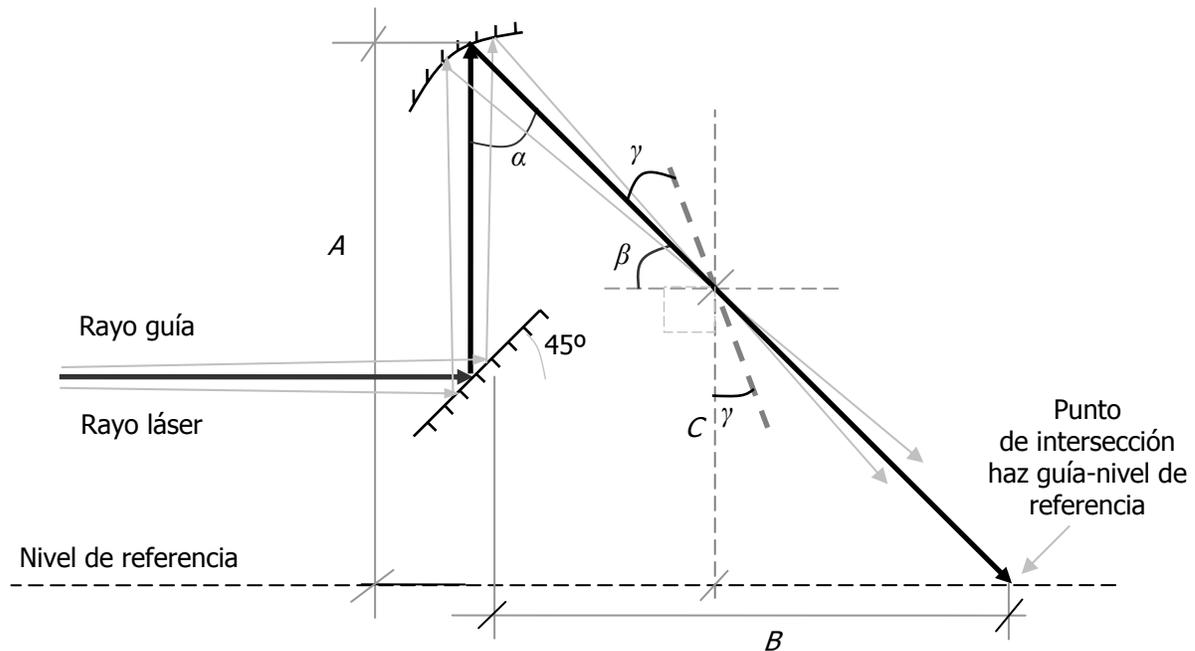


Figura 3.20. Esquema de la instalación utilizada para medir la distancia focal del espejo cóncavo convergente de la instalación experimental láser variante A.

De la figura 3.20 analíticamente se tiene que:

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{B}{A}\right). \quad (3.3)$$

Experimentalmente se obtuvo que $B=0.21$ m y $A=0.205$ m, por lo tanto $\alpha=45.7^\circ$.

Los rayos provenientes del dispositivo láser se concentran en el foco del espejo cóncavo convergente. Para conocer el punto en donde se concentran los rayos se colocó papel fax a diferentes distancias C . El haz láser tuvo una potencia de 0.2 W y el tiempo de radiación fue de 1 segundo.

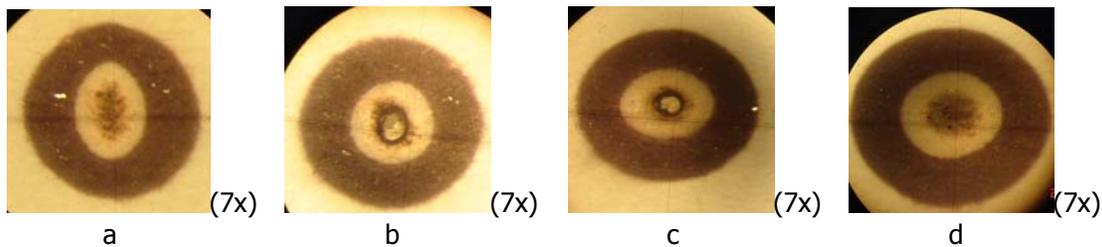


Figura 3.21. Sección transversal del haz láser en diferentes posiciones: (a) $C=0.175$ m; (b) $C=0.18$ m; (c) $C=0.185$ m; (d) $C=0.19$ m. (Fotografías de las huellas sobre papel fax).

La sección transversal del haz láser está distorsionada en las distancias $C=0.175$ m, $C=0.185$ m y $C=0.195$ m. La fotografía 3.21-b muestra que para $C=0.18$ m la sección transversal no está distorsionada, la energía del haz láser se concentró y fue suficiente para quemar el papel; de esta forma se considera que los rayos láser se concentran a una distancia $C=0.18$ m. De la figura 3.20, analíticamente se obtiene:

$$\cos \alpha = \frac{A - C}{df_{esf}}. \quad (3.4)$$

De (3.4) se obtiene que la distancia focal del espejo cóncavo convergente aproximadamente de 36 mm.

$$df_{esf} = \frac{A - C}{\cos \alpha} = \frac{0.205 - 0.18 \text{ m}}{\cos(45.7)} = \frac{25 \text{ mm}}{0.69} = 36 \text{ mm}$$

Para el cálculo del ángulo de la placa de aluminio utilizada para desviar el haz láser reflejado por el espejo cóncavo hacia la lente (ver figura 3.19) se considero que el haz láser debía incidir con un ángulo de 0° respecto a la normal de la lente. De la figura 3.20 analíticamente se tiene que:

$$\beta = 90 - \alpha, \quad (3.5)$$

$$180 = 2\gamma + \beta + 90 . \quad (3.6)$$

De (3.5) y (3.6) se obtiene:

$$\beta = 90 - 45.7^\circ = 44.3^\circ$$

$$\gamma = \frac{90 - 44.3}{2} = 22.84$$

$$\gamma \sim 23^\circ$$

Cuando el haz láser es enfocado, los rayos convergen a un diámetro muy pequeño. En un sistema óptico de enfoque hay dos parámetros importantes: el tamaño del punto de enfoque (*focus spot size*) y la profundidad de enfoque (*depth of focus*).

El tamaño del punto de enfoque es el diámetro mínimo que el haz láser tendrá al ser enfocado. La profundidad de enfoque (de acuerdo al Instituto Láser de América) es la distancia en la que el diámetro del punto de enfoque no aumenta más de un 5%.

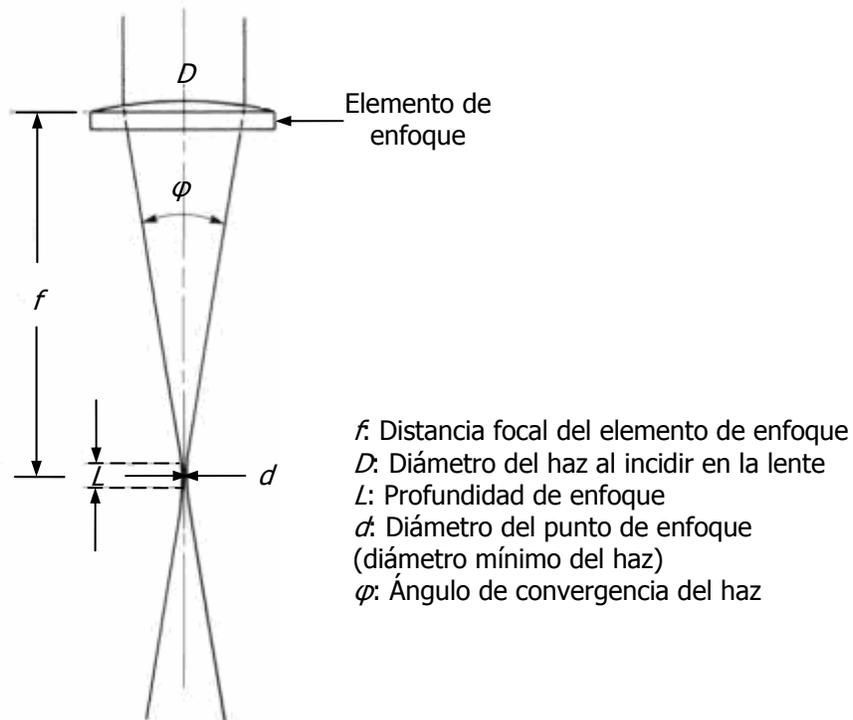


Figura 3.22. Parámetros de un sistema de enfoque de haz láser.

Con relación a la figura 3.20 se tiene:

$$d = \frac{2.44\lambda f(2M + 1)}{D} \quad (3.7)$$

y

$$L = \frac{2\lambda}{\pi} \left(\frac{2f}{D} \right)^2, \quad (3.8)$$

donde λ es la longitud de onda del láser [mm], f es la distancia focal del elemento de enfoque [mm], D es el diámetro del haz al incidir al elemento de enfoque [mm] y M es el modo del haz expresado como un decimal, con el punto decimal situado antes del primer dígito (e.g. TEM₀₁ = 0.01 y TEM₂₀ = 0.20).

El haz láser de CO₂ utilizado en las instalaciones experimentales tiene un modo TEM₀₀ en 1/e².

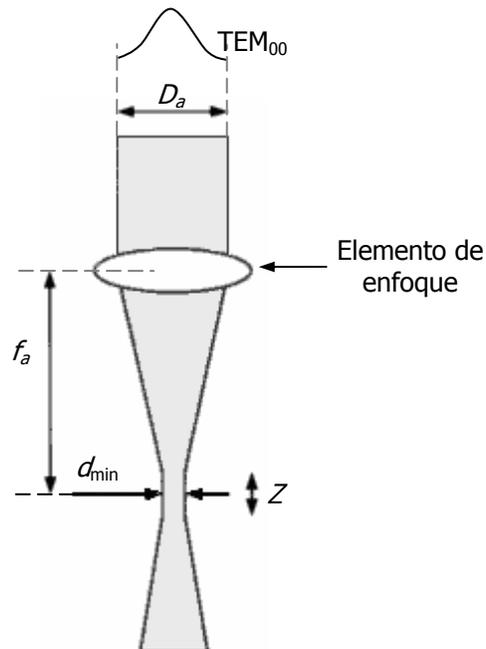


Figura 3.23. Parámetros de un haz láser con modo TEM₀₀ enfocado.

En la literatura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**]-**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**] se encontró que para un láser con modo TEM₀₀ enfocado el diámetro mínimo de enfoque y la profundidad de enfoque se pueden aproximar con las expresiones:

$$d_{min} = \frac{1.27\lambda f_a}{D_a} \quad (3.9)$$

y

$$Z = 2.54F^2\lambda, \quad (3.10)$$

donde d_{\min} es el diámetro mínimo del punto de enfoque, λ es la longitud de onda del haz láser, f_a es la distancia focal del elemento de enfoque, D_a es el diámetro del haz láser no enfocado, Z es la penetración de enfoque del haz y F (llamado "número F") es igual a f_a/D_a .

Para realizar el cálculo del diámetro mínimo de enfoque del haz láser y la penetración de enfoque es necesario conocer el diámetro que el haz láser tiene antes de incidir al primer elemento de enfoque y la distancia focal del sistema de enfoque.

El fabricante da un diámetro del haz láser al salir del dispositivo $D=3.5$ mm y con base en el valor del ángulo de divergencia, parámetro también dado por el fabricante, es posible aproximar el valor del diámetro que el haz láser tendrá al recorrer diferentes distancias.

Distancia desde el dispositivo láser [m]	Diámetro del haz láser [mm]
0	3.5
0.1	3.55
0.2	3.6
0.3	3.65
0.4	3.7
0.5	3.75
0.6	3.8
0.7	3.85
0.8	3.9
0.9	3.95
1	4

Tabla 3.3. Diámetro del haz láser de CO₂ Synrad 48-1 al recorrer diferentes distancias.

Con base en la figura 3.19 y en la tabla 3.3, el haz láser aproximadamente tiene un diámetro $D=3.7$ mm antes de incidir al espejo cóncavo convergente.

Se puede considerar que el espejo cóncavo convergente y la lente utilizados en la instalación experimental láser variante A forman un sistema compuesto convergente. Como ambos elementos se encuentran en el aire, es posible utilizar la ecuación (3.11) para aproximar la distancia focal del sistema.

$$f_s = \frac{f_a f_b}{f_a + f_b - e}, \quad (3.11)$$

donde f_s es la distancia focal del sistema compuesto convergente, f_a es la distancia focal del espejo cóncavo, f_b es la distancia focal de la lente de ZnSe y e es la distancia que hay entre los dos elementos de enfoque.

De (3.11) se obtiene:

$$f_s = \frac{(28 \times 36) \text{ mm}}{(36 + 28 - 45) \text{ mm}} = 53 \text{ mm}$$

Por lo tanto, para el cálculo del diámetro mínimo de enfoque y la profundidad de enfoque se tomará en cuenta la distancia focal del sistema compuesto. El cálculo de la profundidad de enfoque sólo se realiza con la ecuación (3.6) ya que la ecuación (3.10) es equivalente a la ecuación (3.6).

De (3.7):

$$d_{IELA} = \frac{2.44 \times 10.6 \times 10^{-6} \times 0.053 \text{ m}}{0.0037 \text{ m}} = 370 \text{ } \mu\text{m}$$

De (3.9):

$$d_{\min IELA} = \frac{1.27 \times 10.6 \times 10^{-6} \times 0.053 \text{ m}}{0.0037 \text{ m}} = 192 \text{ } \mu\text{m}$$

Existe una diferencia considerable entre el valor de los diámetros del punto de enfoque. Es necesario comparar los resultados del experimento con los valores teóricos para determinar que expresión es con la que mejor se aproxima el tamaño del punto de enfoque de la instalación experimental láser variante B.

De (3.8):

$$L_{IELA} = \frac{2 \times 10.6 \times 10^{-6} \text{ m}}{\pi} \left(\frac{2 \times 0.053 \text{ m}}{0.0037 \text{ m}} \right)^2 = 5.5 \text{ mm}$$

El valor máximo del haz láser enfocado a lo largo de la profundidad de enfoque es:

$$d_{IELA} = d_{IELA} + 0.05 \times d_{IELA} = (370 + 18.5) \text{ } \mu\text{m} = 389 \text{ } \mu\text{m}$$

$$d_{\min IELA} = d_{\min IELA} + 0.05 \times d_{\min IELA} = (192 + 9.6) \text{ } \mu\text{m} = 202 \text{ } \mu\text{m}$$

El diámetro mínimo del láser enfocado es casi imposible calcularlo exactamente o medirlo físicamente, incluso cuando se utiliza equipo especializado (e.g. analizadores de haz láser) **¡Error! No se encuentra el origen de la**

referencia.]. Los cálculos hechos para el diámetro del punto de enfoque y la profundidad de enfoque sólo son aproximaciones ya que en los cálculos no se considera que los parámetros de control (e.g. diámetro del haz láser no enfocado) pueden variar cuando la potencia del haz láser aumenta.

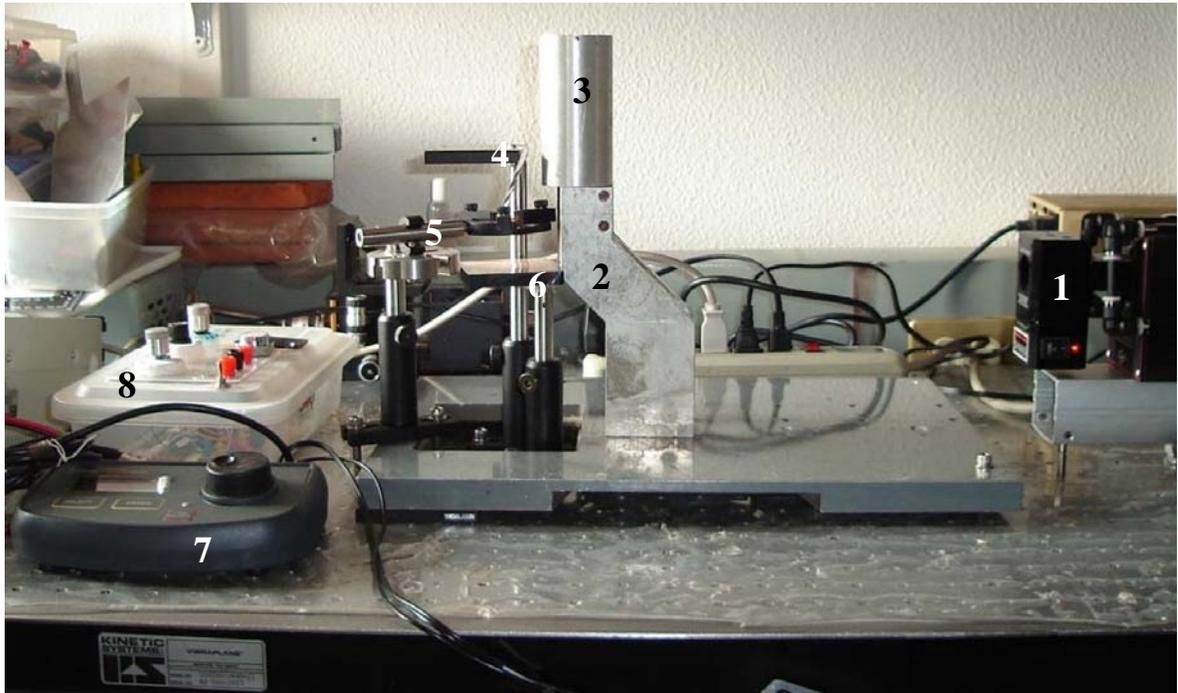


Figura 3.24. Instalación experimental láser variante A (fotografía). (1) Láser de CO₂ marca Synrad modelo 48-1; (2) Espejo plano a 45° sobre el eje óptico del haz; (3) Espejo cóncavo convergente; (4) Espejo de aluminio para desviar el haz láser; (5) Soporte con lente de ZnSe (f= 28 mm); (6) Plataforma para sujetar las muestras; (7) Control UC-2000 para variar la potencia de radiación del haz láser; (8) Temporizador.

1.3 Instalación experimental láser variante B

El motivo por el que se implementaron las dos instalaciones experimentales es para determinar las ventajas y desventajas que se tienen al realizar microlesiones en los tejidos con un sistema óptico de enfoque compuesto y un sistema con un elemento óptico de enfoque. La instalación experimental láser variante A tiene un sistema óptico compuesto (dos elementos ópticos convergentes de enfoque, espejo cóncavo y lente plana) y la instalación experimental variante B tiene solamente un elemento óptico de enfoque (lente plana convergente). Se desea encontrar la correlación entre la distancia focal del sistema de enfoque y el tamaño de la zona dañada en la muestra.

La instalación experimental láser variante B consta de tres partes principales. El dispositivo láser (1), el sistema de control de tiempo y potencia del haz láser (2) y el sistema óptico de enfoque (3).

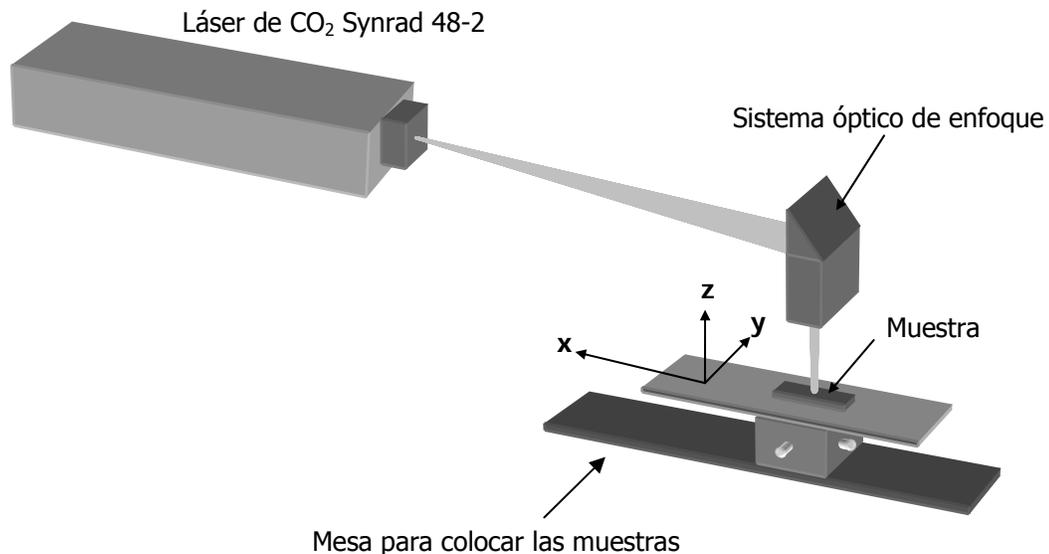


Figura 3.25. Esquema de la instalación experimental láser variante B.

1.3.1 Selección del láser de CO₂

Se utilizó el láser de CO₂ de onda continua de la marca Synrad modelo 48-2. El principio de operación de este láser es el mismo que el del láser de CO₂ marca Synrad modelo 48-1.

Modelo	48-2(S)	48-2(S)W
Potencia de Salida Máxima	25 W	
Calidad de Modo (en $1/e^2$)	TEM ₀₀ , 95% Pureza	
Factor de propagación	$M^2 < 1.2$	
Elipticidad	<1.2	
Tiempo de Levantamiento	<150 μ s	
Diámetro del Haz	3.5 mm	
Divergencia del Haz (ángulo completo)	4 mrad	
Longitud de Onda	10.57-10.63 μ m	
Estabilidad de la Potencia, desde un comienzo frío (garantizado)	± 5 %	
Polarización	Linear (Vertical)	
Enfriamiento	Aire	Agua
Carga de Calor (máx.)	500 W	
Caudal de Salida, Aire	250 CFM x 4	N/D
Caudal de Salida, Agua (18-22°C)	N/D	0.8 GPM
Voltaje de Alimentación/Corriente	30 VDC / 14A	
Dimensiones (in)	31.9 x 2.8 x 4.2	
(mm)	810 x 71 x 107	
Peso	18 lb / 8.2 kg	

Tabla 3.4. Especificaciones del láser de CO₂ marca Synrad modelo 48-2.

1.3.2 Control del tiempo de exposición y potencia del haz láser

El control de la potencia y tiempo de radiación se hizo por computadora utilizando el software LabVIEW (Nacional Instruments versión 7.1). Este software tiene una interfaz de comunicación por puerto serial. Se conectó el puerto serial de la computadora con el del control UC-2000. La configuración del puerto de la computadora y los comandos de control para la comunicación entre el control UC-2000 y la computadora se pueden consultar en el apéndice C.

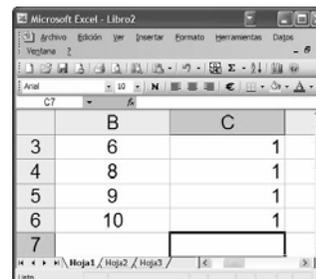
El software LabVIEW puede interactuar con aplicaciones Active X (protocolo OLE) y permite el control de dispositivos externos a la computadora. Dentro de las aplicaciones que utilizan el protocolo OLE se encuentra Microsoft Excel. En LabVIEW es posible importar los datos de una hoja de cálculo de Excel para procesarlos. Para el control de la potencia y el tiempo de radiación del haz láser se insertaron dentro de una hoja de cálculo los datos que equivalen a los pulsos de control del circuito RF del dispositivo láser.

Las muestras de los tejidos orgánicos se colocaron sobre una mesa con movimiento en los tres ejes espaciales "x", "y" y "z" (figura 3.25). Los ejes "y" y "z" se mueven manualmente y su posición se fijó de acuerdo a las necesidades del experimento. El movimiento de la mesa en dirección del eje "x" se controló con LabVIEW. El movimiento de la mesa se automatizó, cada cierto tiempo la mesa se desplaza lo largo del eje "x" una distancia predeterminada.

La mesa movió las muestras de tejido automáticamente (movimiento configurado en LabVIEW) para realizar las microlesiones, la potencia y tiempo de radiación láser también se variaron automáticamente conforme la mesa avanzaba.

En la instalación experimental láser variante B el control del movimiento de la mesa para sujetar las muestras, tiempo de exposición y potencia haz láser se hizo como se explica en los pasos siguientes.

1.- Se genera la hoja de la hoja de cálculo (e.g. exp.xls), la primera columna representa el porcentaje de potencia deseado multiplicado por 2 (e.g. 6 = 3%, 3% de 25 W). La segunda columna representa el tiempo de exposición del haz láser en segundos.



The screenshot shows a Microsoft Excel spreadsheet with two columns, B and C. Column B contains the values 6, 8, 9, 10, and 7. Column C contains the value 1 for each row corresponding to the values in column B. The spreadsheet is titled 'Microsoft Excel - Libro2' and the active cell is C7.

	B	C
3	6	1
4	8	1
5	9	1
6	10	1
7		

2. Se abre LabVIEW y se carga la hoja de cálculo que se generó anteriormente. Se define la distancia a la que se moverá la mesa de apoyo (e.g. 10 m).

3.- LabVIEW manda los comandos al control UC-2000 que equivalen a la potencia y el tiempo de exposición del haz del primer renglón de la hoja de cálculo. El control UC-2000 manda comandos al dispositivo láser para que el haz tenga un 3% de la potencia máxima del láser Synrad 48-2 (3% de 25 W = 0.75 W) y el tiempo de exposición sobre la muestra sea de 1 s.

4.- Una vez que se realizó el daño en la muestra, la mesa se mueve 10 mm en dirección al eje x (figura 3.25).

5.- LabVIEW manda los comandos al control UC-2000 que equivalen a la potencia y el tiempo de exposición del haz del segundo renglón de la hoja de cálculo. El control UC-2000 manda comandos al dispositivo láser para que el haz tenga un 4% de la potencia máxima y el tiempo de exposición sobre la muestra sea de 1 s.

6.- Una vez que se terminó de lesionar la muestra, la mesa se mueve 10 mm más en dirección al eje x.

Los pasos del 3 al 6 se repiten hasta llegar al último renglón de la hoja de cálculo.

1.3.3 Sistema óptico de enfoque

El esquema general del sistema óptico se presenta en la figura 3.26. La lente de ZnSe tiene una distancia focal de 38.1 mm y el espejo utilizado es plano de vidrio con recubrimiento de aluminio.

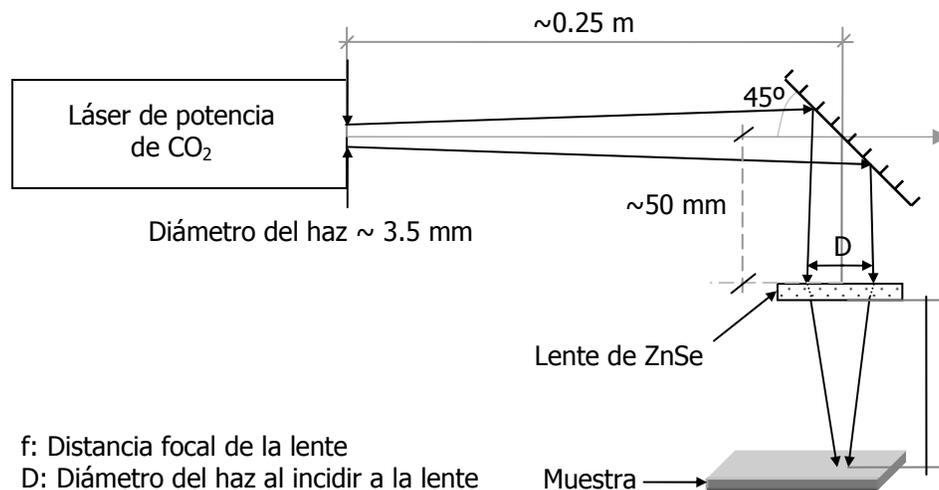


Figura 3.26. Esquema general de la instalación experimental B.

El láser utilizado en esta instalación tiene la misma divergencia y diámetro del haz que el láser de CO₂ marca Synrad modelo 48-1, para conocer el valor aproximado del diámetro del haz no enfocado se utilizaron los datos de la tabla 3.3. El haz

láser tiene aproximadamente tiene un diámetro $D=3.65$ mm antes de incidir al la lente.

De (3.7):

$$d_{IELB} = \frac{2.44 \times 10.6 \times 10^{-6} \times 0.0381 \text{ m}}{0.00365 \text{ m}} = 270 \text{ } \mu\text{m}$$

De (3.9):

$$d_{\min IELB} = \frac{1.27 \times 10.6 \times 10^{-6} \times 0.0381 \text{ m}}{0.00365 \text{ m}} = 140 \text{ } \mu\text{m}$$

De (3.8):

$$L_{IELB} = \frac{2 \times 10.6 \times 10^{-6} \text{ m}}{\pi} \left(\frac{2 \times 0.0381 \text{ m}}{0.00365 \text{ m}} \right)^2 = 3 \text{ mm}$$

El valor máximo del haz láser enfocado a lo largo de la profundidad de enfoque es:

$$d_{IELB} = d_{IELB} + 0.05 \times d_{IELB} = (270+13.5) \text{ } \mu\text{m} = 283 \text{ } \mu\text{m}$$

$$d_{\min IELB} = d_{\min IELB} + 0.05 \times d_{\min IELB} = (140 + 7) \text{ } \mu\text{m} = 147 \text{ } \mu\text{m}$$

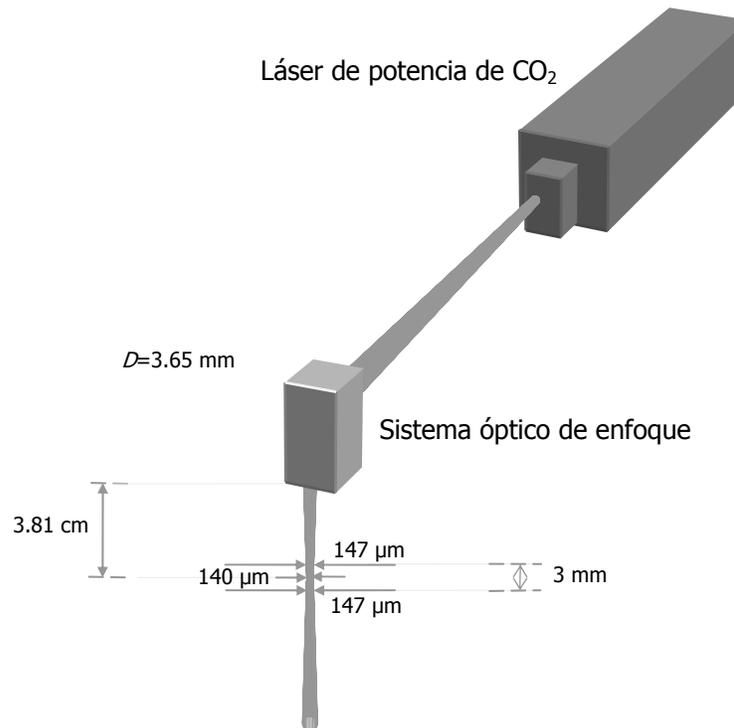


Figura 3.27. Parámetros del haz láser de CO₂ enfocado en la instalación experimental láser variante B.

Es necesario que los elementos ópticos utilizados en las instalaciones experimentales estén protegidos contra el polvo y las partículas que manchen y dañen su superficie. En las instalaciones experimentales la lente de ZnSe es el elemento que recibe mayor cantidad de partículas que dañan su superficie; cuando se realizan los daños en los tejidos el agua dentro del tejido comienza a vaporizarse, el vapor contiene partículas no deseadas y mancha la superficie de la lente ya que el tejido y ésta están a una distancia muy cercana.

La lente de ZnSe es un elemento óptico que requiere muchos cuidados para su limpieza ya que las superficies se rayan con facilidad. Para reducir la cantidad de partículas no deseadas en la superficie y evitar estar limpiando constantemente la lente se colocó una aspiradora.

De la figura 3.28-6, un extremo del conducto está perforado de tal forma que no interfiere en la trayectoria del haz láser. El otro extremo se conecta a una aspiradora la cual absorbe las partículas producidas durante la interacción láser-tejido (e.g. partículas contenidas en el vapor producido al aumentar la temperatura local en la muestra, partículas del tejido carbonizado).

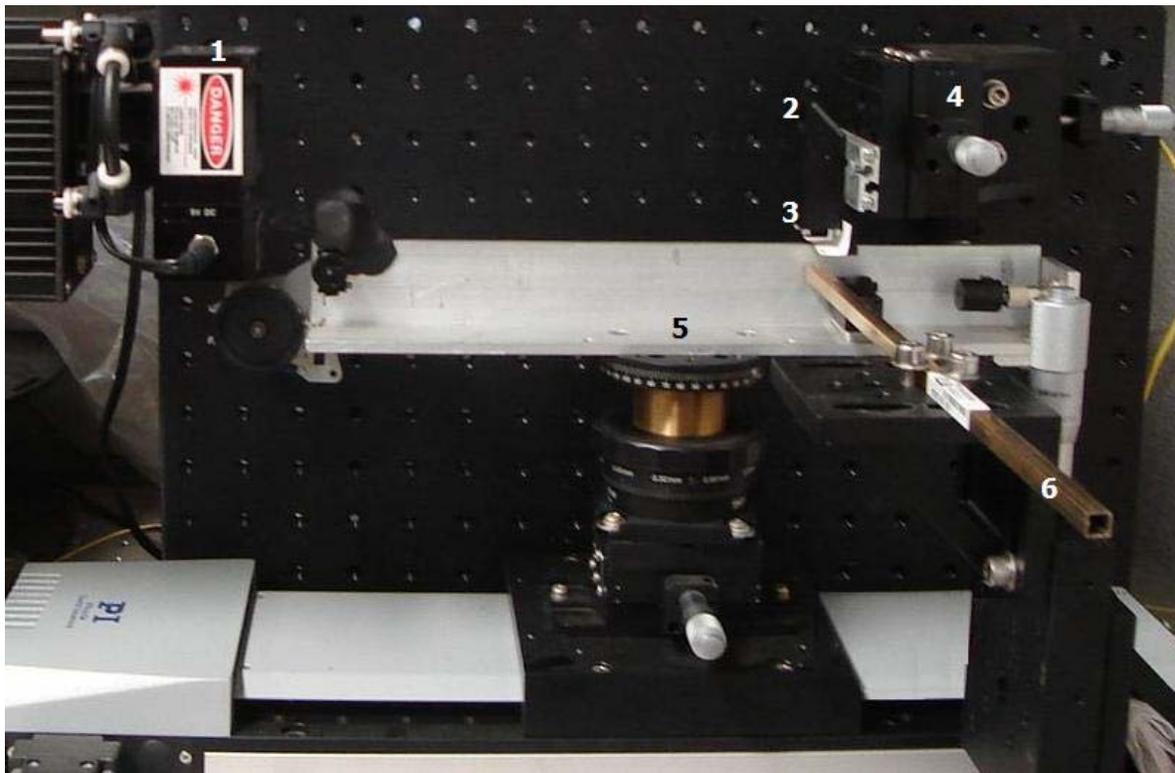


Figura 3.28. Instalación experimental láser variante B. (1) Láser de CO₂ Synrad 48-2; (2) Espejo de vidrio con recubrimiento de aluminio situado a 45° del eje óptico del haz láser; (3) Lente de ZnSe con un diámetro 15 mm y distancia focal de 38.1 mm.; (4) Soporte del

sistema óptico de enfoque; (5) Mesa para colocar las muestras; (6) Conducto para conectar una aspiradora.

1.4 Consideraciones para disminuir el diámetro del punto de enfoque del haz láser de CO₂

Teóricamente, el diámetro mínimo de una haz láser enfocado es igual a su longitud de onda **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**]. Para enfocar el haz láser de CO₂ se utilizan comúnmente espejos de plata, cobre, oro y aluminio y lentes de zinc-selenio (ZnSe).

Como se mencionó anteriormente, el tamaño del punto de enfoque depende de la distancia focal del elemento de enfoque y del diámetro que el haz láser tiene antes de ser enfocado.

Para obtener un diámetro del punto de enfoque de aproximadamente 10.6 μm se necesitaría una lente con una distancia focal muy pequeña. La mayoría de las lentes de ZnSe comerciales tienen una distancia focal mayor a 25 mm, es por ello que al cambiar las lentes de las instalaciones experimentales el diámetro del punto de enfoque no disminuiría considerablemente.

Sin cambiar los elementos ópticos utilizados, es posible disminuir el diámetro del punto de enfoque si se aumenta el diámetro del haz láser no enfocado. Para aumentar el diámetro del haz se pueden utilizar extensores (*beam expanders*) o bien, hacer que el haz recorra distancias mayores antes de incidir a la lente.

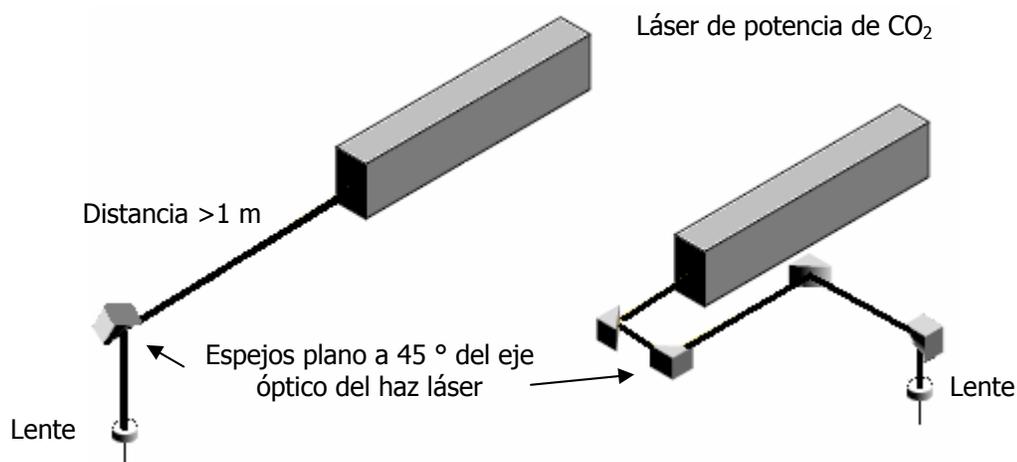


Figura 3.29. Configuraciones dispositivo láser – elementos ópticos para disminuir el diámetro del punto de enfoque.

Con base en el valor de la divergencia del haz láser de CO₂ utilizado en este experimento, si el haz viaja 2 m entonces el diámetro del haz láser es 8 mm aproximadamente y si el haz láser viaja 3 m el diámetro del haz es 12 mm.

En la instalación experimental variante B, para disminuir el punto de enfoque bastaría con que el haz láser recorra una distancia mayor antes de incidir a la lente de ZnSe. Si se considera que el haz láser viaja 2 m y 3 m antes de ser enfocado, de (3.9) se obtiene:

$$d_{f=38.1 \text{ mm}} = \frac{1.27 \times 10.6 \times 10^{-6} \times 0.0381 \text{ m}}{0.008 \text{ m}} = 64 \text{ } \mu\text{m}$$

$$d_{f=38.1 \text{ mm}} = \frac{1.27 \times 10.6 \times 10^{-6} \times 0.0381 \text{ m}}{0.012 \text{ m}} = 42 \text{ } \mu\text{m}$$

En la instalación experimental láser variante A se utilizó un sistema óptico compuesto de un espejo cóncavo convergente y una lente de ZnSe, para disminuir el diámetro del punto de enfoque es necesario disminuir la distancia focal del sistema (disminuir la distancia entre los elementos ópticos de enfoque). La desventaja que se tiene al disminuir la distancia entre los elementos de enfoque es que seguramente la distancia focal del sistema no será lo suficientemente pequeña para disminuir considerablemente el punto de enfoque. La instalación experimental variante A se puede modificar para que se utilice sólo un elemento de enfoque y posteriormente hacer que el haz láser recorra una distancia mayor antes de ser enfocado. Si se considera que se utiliza sólo la lente de ZnSe para enfocar el haz láser, de (3.9) se obtiene:

$$d_{f=28 \text{ mm}} = \frac{1.27 \times 10.6 \times 10^{-6} \times 0.028 \text{ m}}{0.008 \text{ m}} = 47 \text{ } \mu\text{m}$$

$$d_{f=28 \text{ mm}} = \frac{1.27 \times 10.6 \times 10^{-6} \times 0.028 \text{ m}}{0.012 \text{ m}} = 31 \text{ } \mu\text{m}$$

Al aumentar el diámetro del haz láser no enfocado, el diámetro del punto de enfoque es casi 4 veces menor que el diámetro obtenido en las instalaciones experimentales láser.

La desventaja de que el haz recorra una distancia muy grande es que se necesitarán potencias de trabajo mayores. Al utilizar espejos para desviar la trayectoria del haz, se debe cuidar que los espejos sean planos y que estén a 45° del eje óptico para que no generen distorsión.

1.5 Conclusiones

Los elementos principales de las dos instalaciones experimentales láser son: fuente de radiación láser de CO₂, sistema óptico de enfoque y sistema de control de tiempo y potencia del haz láser. La diferencia principal entre las instalaciones es el sistema óptico de enfoque. La instalación experimental variante A tiene un sistema óptico de enfoque compuesto (dos elementos ópticos de enfoque) y la instalación experimental variante B utiliza una lente para enfocar el haz láser.

Según los cálculos teóricos, en la instalación experimental variante A el diámetro mínimo del haz láser de CO₂ enfocado es entre 370 μm y 192 μm . En la instalación experimental variante B el diámetro mínimo del haz láser es entre 270 μm y 140 μm .

Capítulo 4

Análisis teórico de la profundidad de penetración del haz láser en los tejidos biológicos

4.1 Modelo matemático

Se asume que la destrucción del tejido (ablación) ocurre por la absorción de la radiación láser, el calentamiento y la vaporización del agua en las células del tejido biológico.

El haz láser con un diámetro d y una densidad de potencia DP incide sobre la superficie de la muestra causando ablación. La muestra se encuentra colocada en un plano $z=0$ y el frente de ablación se propaga en la dirección longitudinal z con una velocidad v , la cual está dada por

$$v = \frac{\zeta DP}{\rho(c\Delta T + L)}, \quad (4.1)$$

donde ζ es el factor de pérdida del haz láser, DP es la densidad de potencia del haz [W/m^2], L el calor latente [J/Kg], ΔT es la variación de temperatura para lograr ablación [K], c es el calor específico [$\text{J}/\text{Kg}\cdot\text{K}$] y ρ es la densidad de la muestra [Kg/m^3].

Considerando la ecuación (4.1) se puede conocer la profundidad de penetración en la muestra si se conoce el tiempo de aplicación del haz láser sobre ella. De esta forma se obtiene que la profundidad queda definida por:

$$\delta = \frac{DP}{\rho(c\Delta T + L)} \times t. \quad (4.2)$$

La densidad de potencia es la intensidad con la que el láser incide en el tejido y queda definida como:

$$DP = \frac{P}{A_h}, \quad (4.3)$$

donde P es la potencia del haz láser [W] y A_h es el área del punto de enfoque [m^2].

4.2 Análisis y resultados del modelado teórico

Por medio de la evaluación de las ecuaciones (4.2) y (4.3) se obtuvo la profundidad de penetración del haz láser de CO₂ en un tejido con un alto contenido de agua (75%-90%).

Debido a la falta de información de los parámetros térmicos de los tejidos biológicos y basándose en el alto contenido de agua en ellos se utilizaron las constantes térmicas del agua para realizar los cálculos. Las cuales son: $c= 4181$ J/Kg·C, $L= 2.47 \times 10^6$ J/Kg y $\rho= 993.4$ Kg/m³. Se consideró que en un tejido la ablación comienza a los 100 °C y sufre daños reversibles a los 37 °C [11]. Entonces, $\Delta T=63$ °C. Para el análisis se considera que no hay pérdida del haz láser, $\zeta=1$, ya que no hay un conocimiento del valor de este factor.

En el capítulo 2 se realizó el análisis teórico para determinar el diámetro del haz láser de CO₂ enfocado. El análisis se hizo por dos métodos distintos; de esta forma cada instalación experimental tiene dos valores teóricos para el diámetro del punto de enfoque. La instalación experimental láser variante A el diámetro del haz láser enfocado es de 370 μm y 192 μm . En la instalación láser variante B el diámetro del haz láser enfocado es de 270 μm y 140 μm .

A continuación se presentan las gráficas de la profundidad de penetración teórica del haz láser de CO₂ enfocado cuando se varía la potencia y tiempo de aplicación en el tejido. Las tablas de los resultados de los cálculos se presentan en el apéndice B (tablas B-1: B-4).

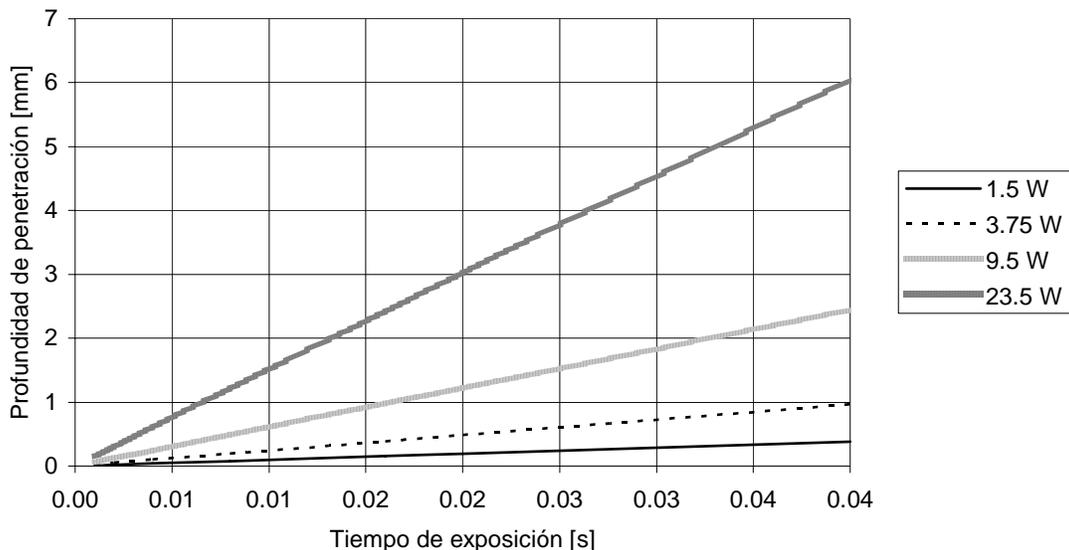


Figura 4.1. Profundidad de penetración del haz láser de CO₂ con un diámetro de enfoque teórico de 270 μm en un tejido con alto contenido de agua.

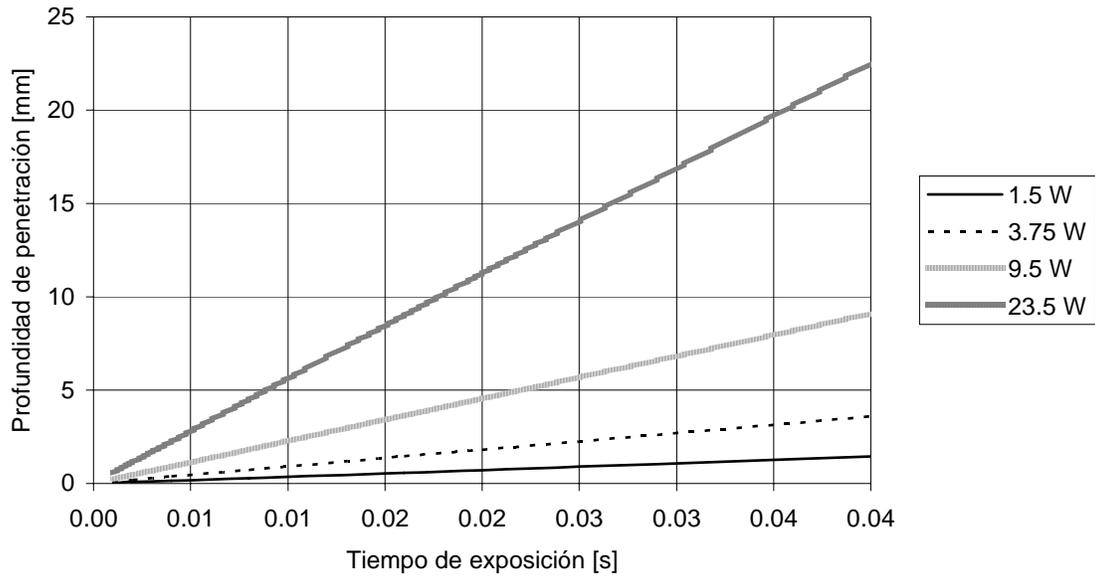


Figura 4.2. Profundidad de penetración del haz láser de CO₂ con un diámetro de enfoque teórico de 140 μm en un tejido con alto contenido de agua.

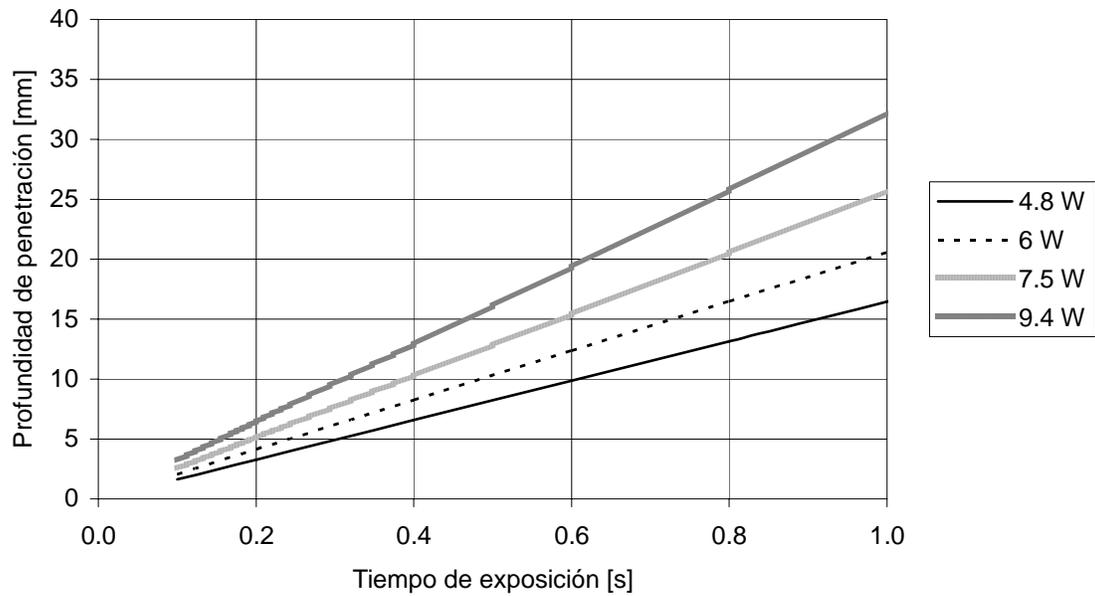


Figura 4.3. Profundidad de penetración del haz láser de CO₂ con un diámetro de enfoque teórico de 370 μm en un tejido con alto contenido de agua.

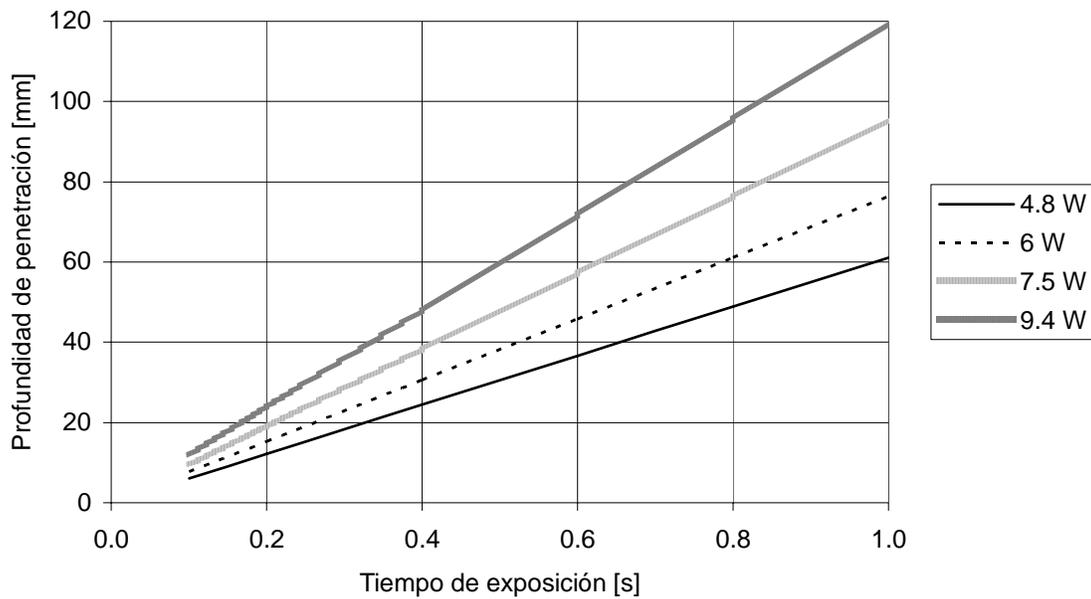


Figura 4.4. Profundidad de penetración del haz láser de CO₂ con un diámetro de enfoque teórico de 192 μm en un tejido con alto contenido de agua.

4.3 Conclusiones

Con base en los resultados obtenidos, la relación entre la profundidad de penetración del haz láser y la densidad de potencia es lineal.

Para diámetros de enfoque teóricos de 140 μm y 270 μm y densidades de potencia entre $26 - 1526 \times 10^6 \text{ W/m}^2$, el haz láser de CO₂ tiene una profundidad de penetración de 0.10 mm a 22 mm en los tejidos con alto contenido de agua.

El haz láser de CO₂ tiene una profundidad de penetración entre 1.6 mm y 1.1 m en un tejido con alto contenido de agua cuando la densidad de potencia del haz láser varía entre $44 - 324 \text{ W/m}^2$

Capítulo 5

Resultados del experimento

5.1 Introducción

El objetivo principal del experimento fue realizar microlesiones en las muestras de tejido orgánico con un haz láser de CO₂ enfocado utilizando las instalaciones experimentales láser (descritas en el capítulo 3). La densidad de potencia y el tiempo de exposición del haz sobre la muestra fueron variados.

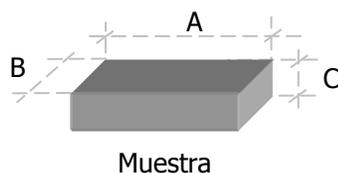
A lo largo de este capítulo se describe el procedimiento llevado a cabo para realizar los daños en los tejidos y los resultados obtenidos. También se presenta un análisis comparativo entre los valores teóricos del daño del haz láser en los tejidos (calculados en el capítulo anterior) y los obtenidos experimentalmente.

5.2 Metodología del experimento

5.2.1 Descripción de las muestras

La realización de un experimento físico con tejidos biológicos presenta dificultades prácticas en virtud de su conservación y manipulación (e.g. refrigeración, uso de soluciones para mantener vivo el tejido y ambientes controlados para lograr condiciones físicas necesarias). Se sabe que el mayor componente de los tejidos biológicos es agua. Es por ello que para observar los efectos del haz láser de CO₂ sobre los tejidos se utilizaron muestras de papa (76% de agua [30]), zanahoria (88.2% de agua [31]) y clara de huevo (88% de agua [32]) ya que estas tienen una morfología regular, son fáciles de manipular y de fácil conservación.

Para la realización del experimento se cortaron muestras de papa y zanahoria se con forma de ortoedro.



La altura C de las muestras siempre fue de 5 mm, la longitud de los lados A y B varió de acuerdo al espacio requerido para realizar los daños en cada muestra.

La clara de huevo es una muestra líquida. Se realizó una de prueba en la que la clara se colocó en un contenedor cuadrado, en el contenedor se realizaron varias lesiones y se observó que cuando el contenedor se movía para trasladarlo las

lesiones hechas se movían y se revolvían. Para solucionar este problema, la clara de huevo se colocó en contenedores individuales. El diámetro de cada contenedor fue de 5 mm y su altura de 10 mm.

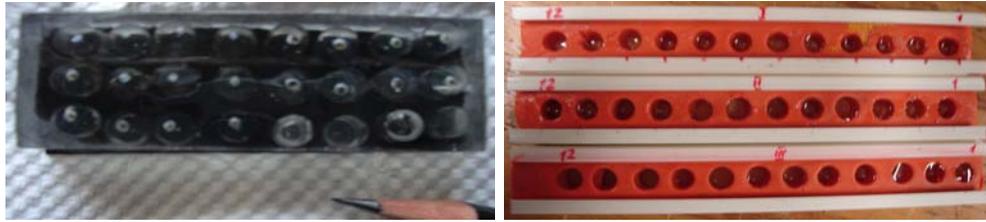


Figura 5.1. Contenedores para las muestras de la clara de huevo (fotografía, vista aérea).

5.2.2 Rango de variación de los parámetros del haz láser de CO₂

Para investigar acerca de los efectos que se tienen al variar la potencia y tiempo de aplicación del haz láser enfocado sobre la tasa de destrucción de tejido orgánico se establecieron rangos de trabajo para cada instalación experimental.

En la instalación experimental láser variante A las potencias del haz láser fueron de 4.8, 6.0, 7.5 y 9.4 W. El tiempo de aplicación del haz sobre las muestras fue de 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1 y 10 s. Con los parámetros dados se formaron 24 combinaciones de potencia—tiempo de exposición del haz.

Los diámetros teóricos del punto de enfoque en la instalación experimental láser variante A son: 370 μm y 192 μm . Las densidades de potencia teóricas de trabajo serán:

Potencia [W]	Densidad de potencia $\times 10^6$ [W/m ²]	
	$d=192 \mu\text{m}$	$d=370 \mu\text{m}$
4.8	165.7864	44.6424
6.0	207.2330	55.8030
7.5	259.0412	69.7538
9.4	324.6650	87.4248

Tabla 5.1. Densidades de potencia del haz láser de CO₂ enfocado en la instalación experimental variante A.

En la instalación experimental láser variante B se formaron dos rangos de trabajo. En el rango A se tuvieron 20 combinaciones de potencia-tiempo de exposición del haz. La potencia del haz láser de CO₂ fue de 1.50, 3.75, 9.50 y 23.50 W. El tiempo de exposición fue de 1, 2, 4, 8, 16 ms. Para el rango B la potencia del haz fue de 1.5, 3.0, 6.0 y 12 W y el tiempo de exposición fue 5, 10, 20 y 40 ms (16 combinaciones potencia-tiempo de exposición del haz).

Los diámetros teóricos del punto de enfoque en la instalación experimental láser variante B son: 270 μm y 140 μm . Las densidades de potencia teóricas de trabajo serán:

Potencia [W]	Densidad de potencia $\times 10^6$ [W/m ²]	
	$d=140 \mu\text{m}$	$d=270 \mu\text{m}$
1.50	97.4418	26.1983
3.00	194.8836	52.3967
3.75	243.6045	65.4959
6.00	389.7672	104.7934
9.50	617.1314	165.9228
12.00	779.5344	209.5868
23.50	1526.5882	410.4407

Tabla 5.2. Densidades de potencia del haz láser de CO₂ enfocado en la instalación experimental variante B.

5.2.3 Aplicación del haz láser de CO₂ enfocado sobre las muestras de tejido orgánico

Las muestras de tejido fueron colocadas en el soporte dispuesto para sujetarlas. Del capítulo 3, se sabe que el diámetro mínimo del haz láser enfocado está a una distancia aproximada igual a la distancia focal del elemento óptico de enfoque; hay un margen en el que el diámetro mínimo sólo aumenta el 5% (profundidad de enfoque).

En la instalación experimental láser variante A la distancia entre la lente y la superficie del tejido fue de aproximadamente 28 mm. En la instalación experimental láser variante B la distancia entre la lente y el superficie del tejido fue de aproximadamente 38 mm. Una vez colocada la muestra en el soporte, se aplicó el haz láser de CO₂ enfocado con una potencia y tiempo de exposición determinados.

A todos los tipos de muestras (papa, zanahoria y clara de huevo) se les aplicó el haz láser variando los parámetros establecidos en la sección anterior. Como se describió en el capítulo 3, las muestras en la instalación experimental variante A se movieron manualmente para realizar los daños. En la instalación experimental variante B, el soporte para las muestras se movió automáticamente (el movimiento fue programado en la computadora).

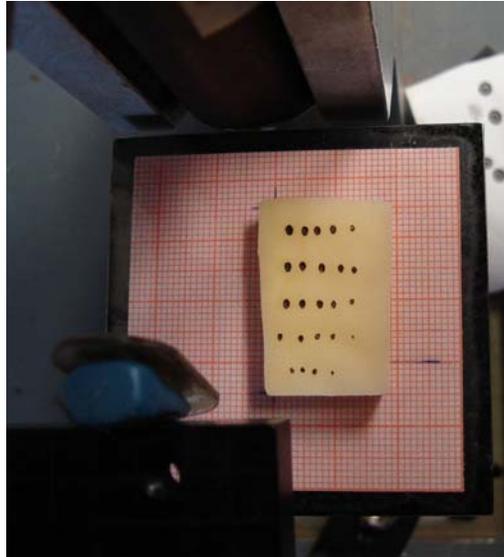


Figura 5.2. Lesiones en una muestra de papa hechas en la instalación experimental láser variante A (Fotografía). Dimensión de la muestra 30x20x5 mm.

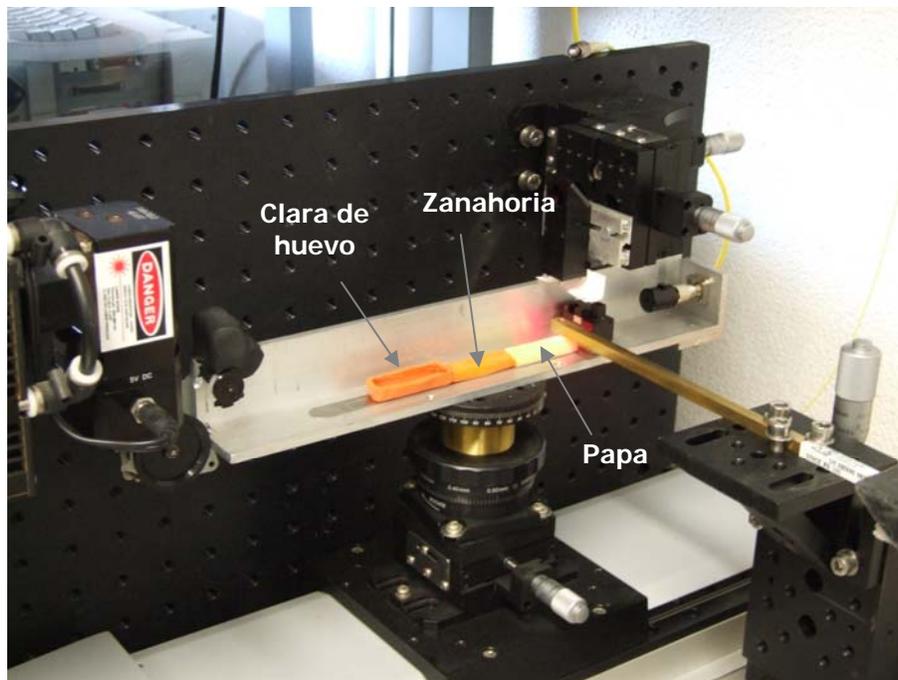


Figura 5.3. El proceso de lesión de las muestras en la instalación experimental variante B.

De una forma general, se considera que el haz láser al ser aplicado sobre el tejido aumenta la temperatura local rápidamente ($T > 100^\circ$) y produce ablación. Para medir la tasa de destrucción del tejido se utilizaron dos parámetros: el tamaño de la zona de destrucción y la profundidad de penetración del haz láser.

Para definir el criterio de medición de los parámetros establecidos se consideró un modelo con tres ejes coordenados imaginarios, mostrado en la figura 5.4. El tamaño de la zona destruida fue medido sobre la superficie de la muestra (plano xy). Considerando el sistema de ejes coordenados en el centro del daño, para medir la profundidad de penetración del haz láser de CO_2 se realizó un corte en el plano zy .

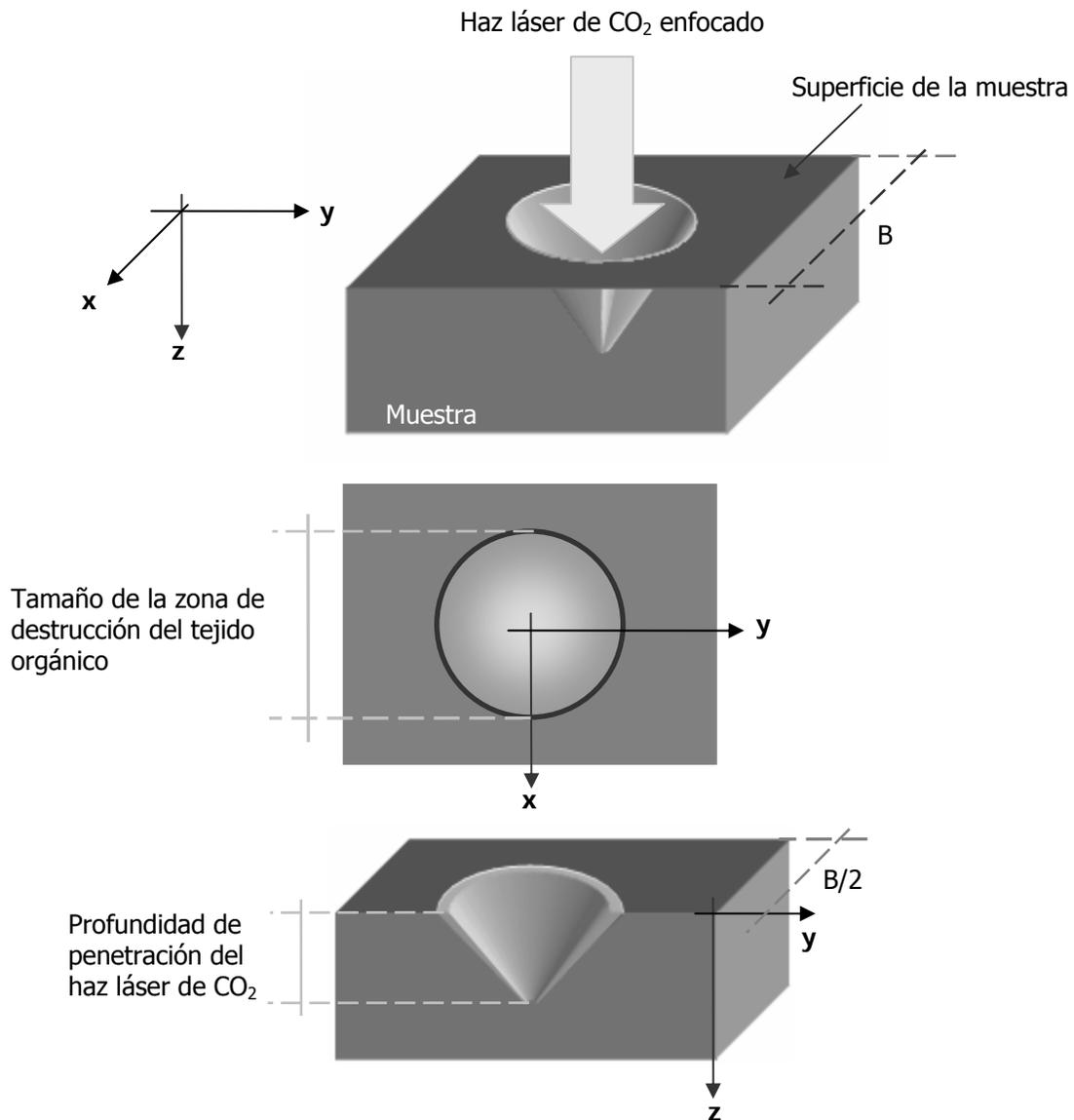


Figura 5.4. Ejes coordenados considerados para realizar las mediciones de la tasa de destrucción del tejido orgánico.

5.2.4 Consideraciones para el número significativo de pruebas

Para que los resultados de un estudio sean significativos, se necesita repetir el experimento varias veces (es necesario un cierto número de pruebas). La estimación del número de pruebas necesarias se puede hacer definiendo un intervalo de confianza.

El intervalo de confianza permite definir un intervalo alrededor de una media empírica; es decir, se llama intervalo de confianza al intervalo que con un cierto nivel de confianza, contiene al parámetro que se está estimando.

El nivel de confianza es la probabilidad de que dentro del intervalo calculado se contenga al verdadero valor del parámetro. El nivel de confianza comúnmente se indica por $(1-\alpha) \times 100\%$, donde α es un error aleatorio. Con este nivel se admite que la diferencia entre la estimación para la media a partir de la muestra y su valor real es menor que el error máximo admisible (E).

Entonces para un nivel de confianza de $1-\alpha$, la media empírica μ pertenece al intervalo:

$$\left(\mu - z_{\alpha/2} \frac{s}{\sqrt{n}}, \mu + z_{\alpha/2} \frac{s}{\sqrt{n}} \right),$$

donde $z_{\alpha/2}$ es el valor crítico, s es la desviación estándar de la muestra y n es el tamaño de la muestra. El valor crítico es el valor de la abscisa en una determinada distribución teórica de probabilidad (e.g. distribución normal, distribución t de Student) que deja a su derecha un área de $\alpha/2$, siendo $1-\alpha$ el nivel de confianza.

La exactitud de la media (μ) está dada por:

$$\varepsilon = z_{\alpha/2} \frac{s}{\sqrt{n}}. \quad (4.1)$$

El tamaño de la muestra (número de pruebas) depende del nivel de confianza que se desee para los resultados y del error máximo que se este dispuesto a admitir (E). Una vez fijados $1-\alpha$ y E , el tamaño de la muestra se calcula con:

$$n = \left(z_{\alpha/2} \frac{s}{E} \right)^2. \quad (4.2)$$

Para validar experimentos es común utilizar niveles de confianza de 90%, 95% y 99% [33]. Esto significa que si el experimento se repite 100 veces, 99, 95 ó 90 veces la media del parámetro estimado estará dentro del intervalo de confianza

calculado. El nivel de confianza se selecciona de acuerdo a las características del experimento tales como costo y tiempo de realización.

Para realizar el análisis estadístico es necesario seleccionar la distribución de probabilidad de la cual se obtendrá el valor crítico. La teoría de la distribución normal se desarrolla a partir de tamaños de muestras suficientemente grandes, generalmente mayores a 30 observaciones. En la distribución t de Student el desarrollo es a partir de tamaños de muestra pequeñas ($n \leq 30$), es por ello que para realizar el análisis estadístico se utilizó la distribución t de Student.

Para determinar el número de pruebas necesarias que permitan validar la estimación de los parámetros (tasa de destrucción del tejido) de este experimento se estableció un nivel de confianza del 90% y un error admisible de 0.01 mm. Con un nivel de confianza del 90% se tiene que $1-\alpha=0.90$, por lo tanto $\alpha=0.1$.

Como no se conoce la media poblacional es necesario determinar una media empírica; para ello, se toma una muestra de tamaño inicial n .

Utilizando la instalación experimental variante B, se aplicó el haz láser de CO₂ enfocado con una potencia de 23.5 W sobre una muestra de papa. El tiempo de exposición del haz fue de 16 ms. Este experimento se repitió 4 veces. Para la medición del tamaño del daño se consideró que sobre la superficie de la muestra la zona dañada fue circular.

Tiempo de exposición del haz láser 16 ms				
Potencia [W]	Diámetro de la lesión [mm]			
	M1	M2	M3	M4
23.5	0.429	0.457	0.443	0.429

Tabla 5.3. Diámetros de la zona dañada en una muestra de papa ($n=4$)

Para el análisis se obtuvo el promedio (media aritmética \bar{x}) y la desviación estándar (s) de las mediciones realizadas.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (4.3)$$

y

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x})^2}{n-1}}, \quad (4.4)$$

donde n es el tamaño de la muestra y x_i es cada elemento de la muestra.

El tamaño de la muestra en este caso es $n=4$, entonces de (4.3) y (4.4) se obtiene:

Tiempo de exposición del haz láser 16 ms		
Potencia [W]	Diámetro promedio de la lesión [mm]	Desviación estándar [$\times 10^{-3}$]
23.5	0.439	0.0137

Tabla 5.4. Valores estadísticos respecto a la tabla 5.1.

Para utilizar la distribución t de Student es necesario conocer los grados de libertad. En estadística, los grados de libertad es un estimador del número de categorías independientes en un experimento. Es decir, es el número de datos que se pueden variar para que un total fijo se pueda reconstruir. Así la media tiene $n-1$ grados de libertad.

Para conocer el valor crítico en $z_{0.5/2}$ con 3 grados de libertad se utilizaron los valores de la tabla de la distribución t de Student (ver tabla en el apéndice C), obteniéndose:

$$t = 2.353$$

De (4.1), la exactitud de la media determinada por el experimento es:

$$\varepsilon = \frac{t \times s}{\sqrt{n}} = \frac{2.353 \times 0.0137 \times 10^{-3}}{\sqrt{4}} = 0.016 \times 10^{-3}$$

El resultado indica que la media de la muestra tomada se encuentra en un intervalo de confianza de 0.439 ± 0.0161 mm. La exactitud alcanzada en el experimento es de 0.016 mm y el error máximo permisible es de 0.01 mm. Por lo tanto, es necesario aumentar el tamaño de la muestra.

De la ecuación (4.1) se tiene:

$$n \approx \left(z_{\alpha/2} \frac{s}{E} \right)^2 = \frac{2.353 \times 0.0137 \times 10^{-3}}{0.01 \times 10^{-3}} = 10.39$$

Redondeando el número obtenido, el tamaño de la muestra es de $n=11$. Con $\alpha=0.1$, el valor de la distribución t de Student para 10 grados de libertad es 1.812, entonces se obtiene:

$$n = \frac{1.812 \times 0.0137 \times 10^{-3}}{0.01 \times 10^{-3}} = 6.16$$

No hay convergencia en el tamaño de la muestra. Redondeando el resultado se obtiene que $n=7$, para 6 grados de libertad y $\alpha=0.1$ en la tabla t de Student se tiene un valor crítico de 1.943, entonces:

$$n = \frac{1.943 \times 0.0137 \times 10^{-3}}{0.01 \times 10^{-3}} = 7.08$$

No hay convergencia. El tamaño de la muestra es $n=8$, con 7 grados de libertad y $\alpha=0.1$ la distribución t de Student tiene un valor de 1.895, entonces:

$$n = \frac{1.895 \times 0.0137 \times 10^{-3}}{0.01 \times 10^{-3}} = 6.73$$

Se observa que el tamaño de la muestra converge en $n=7$. Por lo tanto, para alcanzar una exactitud de 0.01 mm es necesario que el experimento se repita 7 veces.

En la instalación experimental láser variante A, el daño en las muestras experimentales (papa, zanahoria y clara de huevo) con el haz láser de CO₂ cuyos parámetros varían de acuerdo al rango establecido (ver sección 5.2.2) se realizó 7 veces. Debido a que el uso de la instalación láser variante B era limitado, el número de pruebas disminuyó. Para el rango A (ver sección 5.2.2) el experimento se repitió 6 veces. Los daños causados en las muestras con el haz láser de CO₂ cuyos parámetros variaron de acuerdo al rango B se repitió 4 veces.

Como se cambió el número de pruebas y las muestras experimentales de tejido son diferentes, para todos los experimentos se realizó el cálculo de la exactitud de la media de las mediciones (ecuación 4.1).

5.3 Resultados del experimento

5.3.1 Efectos del haz láser de CO₂ enfocado sobre las muestras experimentales

El daño producido por el haz láser de CO₂ en las muestras experimentales se observó y midió en un microscopio óptico con objetivos de 0.6x, 1x, 2x, 4x y 7x. El microscopio está equipado con una retícula de medición, la cual forma un par de ejes coordenados xy. El eje y tiene una escala de medición con un rango de 0-18 mm y resolución de 0.1 mm. El eje x no tiene escala de medición.

Se tomaron fotografías de las muestras irradiadas con el haz láser de CO₂ desde el ocular del microscopio con una cámara digital marca SONY modelo DSC-S40 con resolución de 4.1 mega píxeles.

Para tomar las fotografías, se aumentó el tamaño del tejido en observación en 2x, 4x y 7x, dependiendo el caso. Al aumentar el tamaño del tejido, la escala de medición de la retícula es la misma. En las fotografías tomadas aparece la retícula de medición del microscopio, la cual no corresponde a una escala que permite conocer el tamaño real de la zona dañada del tejido.

Para proporcionar al lector más detalles acerca del tamaño y forma de destrucción del tejido orgánico, se hizo un procesamiento de las fotografías con el software libre GIMP versión 2.2.9 (programa que permite retocar y crear imágenes).

A la fotografía original se le agregó una escala de medición. La magnitud de la escala de medición agregada a las imágenes originales se obtuvo dividiendo la magnitud de la escala de medición de la retícula entre el aumento del microscopio. Para obtener la magnitud de la retícula se contaron los píxeles de ésta en las fotografías.

El software GIMP ofrece diversos algoritmos que permiten modificar las características de las imágenes digitales, después de utilizar muchos de ellos y comparar los resultados obtenidos se eligieron 3 filtros digitales. Estos filtros permiten modificar la imagen original de tal forma que los daños del haz láser sobre las muestras son más visibles. Los filtros son: Retinex, filtro para enfocar (*sharpen*) y un filtro detector de bordes llamado neón.

En GIMP, los filtros son encontrados en:

Menú->Filtros->Colores->Retinex

Menú->Filtros->Realzar->Enfocar (agudeza 95)

Menú->Filtros->Detectar bordes->Neón

A continuación se proporcionan algunas de las fotografías tomadas, el resto se encuentra en el apéndice A. Las fotografías se presentaran en el siguiente orden: fotografía original, fotografía con escala de medición, fotografía con mayor nitidez (filtro de enfoque), fotografía con filtro Retinex y por último la fotografía con el filtro detector de bordes.

El filtro detector de bordes acentúa los bordes de una imagen, estos filtros buscan bordes entre dos colores diferentes y por lo tanto permiten detectar los contornos de un objeto.

El filtro Retinex compensa la falta de luz en una fotografía.

5.3.1.1 Daños hechos a los tejidos orgánicos en la instalación experimental láser variante A

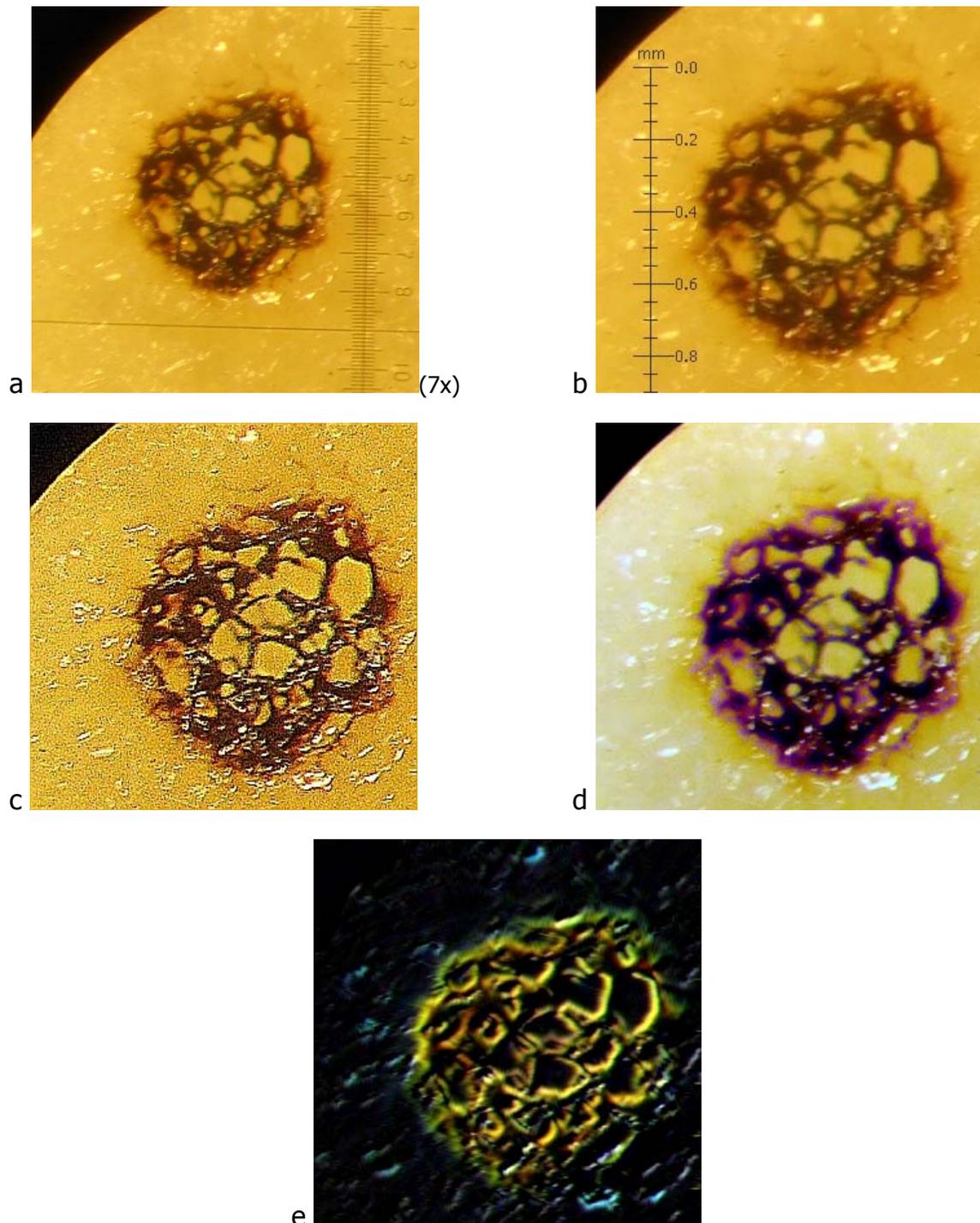


Figura 5.5. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de papa, potencia del haz 6 W – tiempo de aplicación 0.6 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

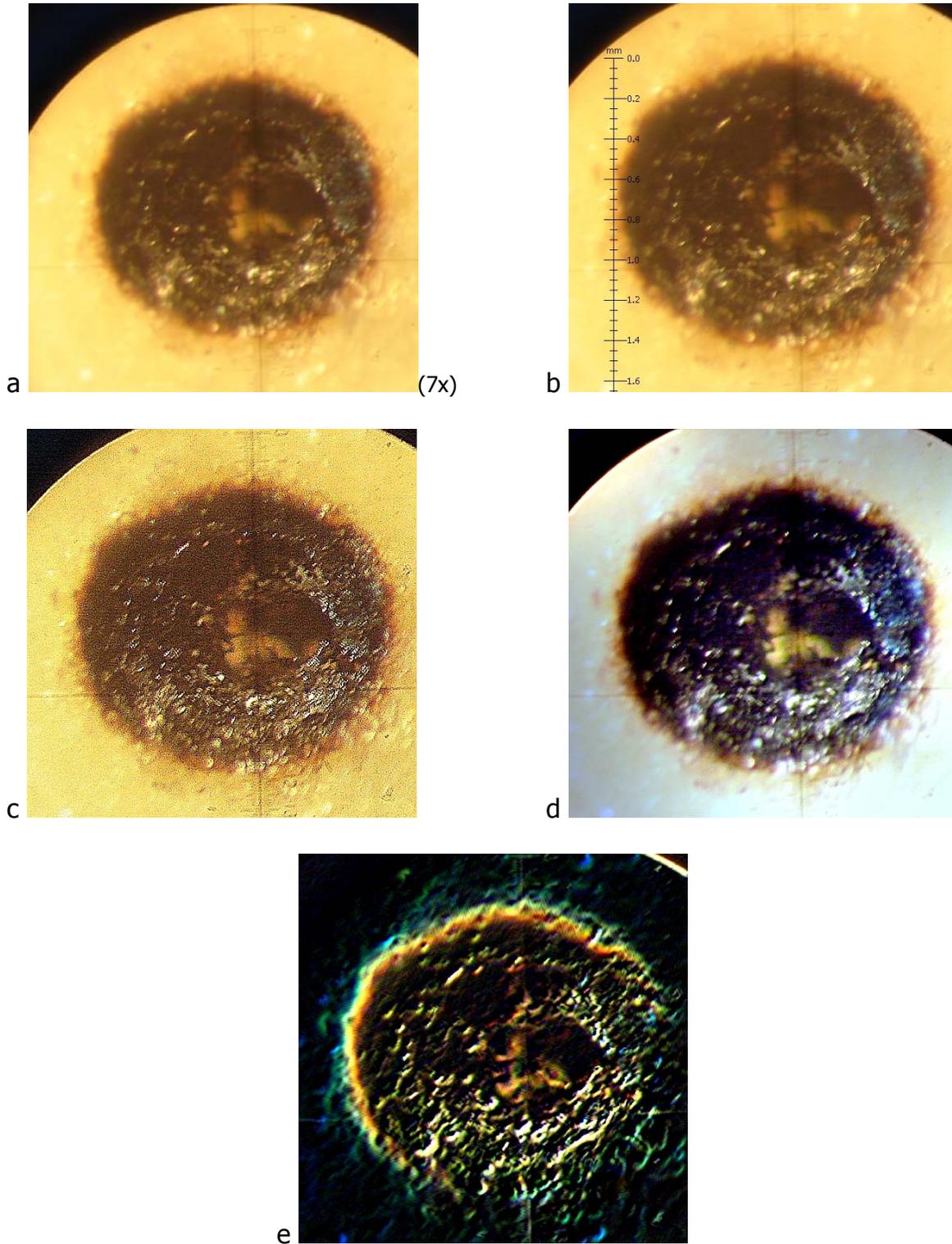


Figura 5.6. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de papa, potencia del haz 7.5 W – tiempo de aplicación 10 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

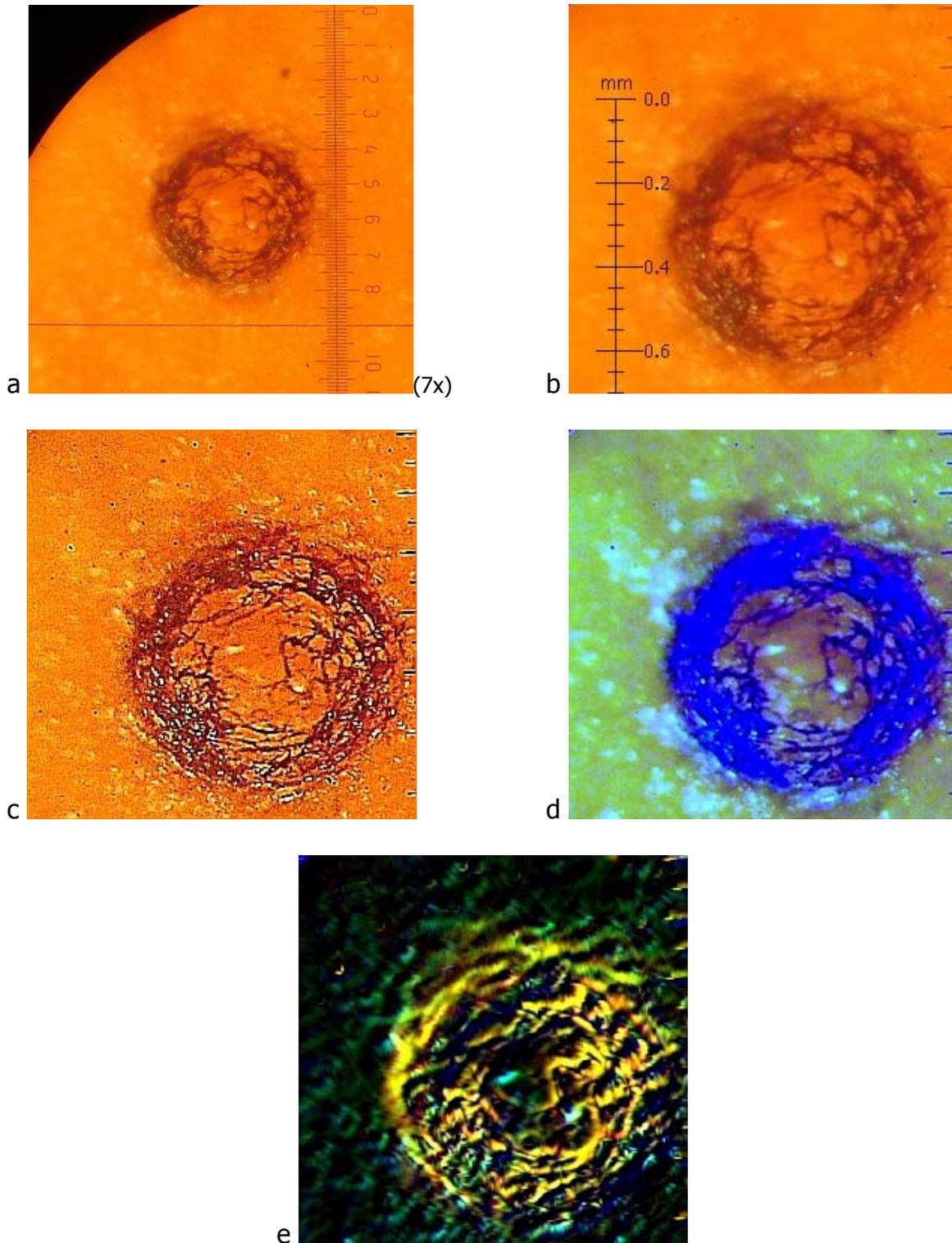


Figura 5.7. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de zanahoria, potencia del haz 7.5 W – tiempo de aplicación 0.8 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

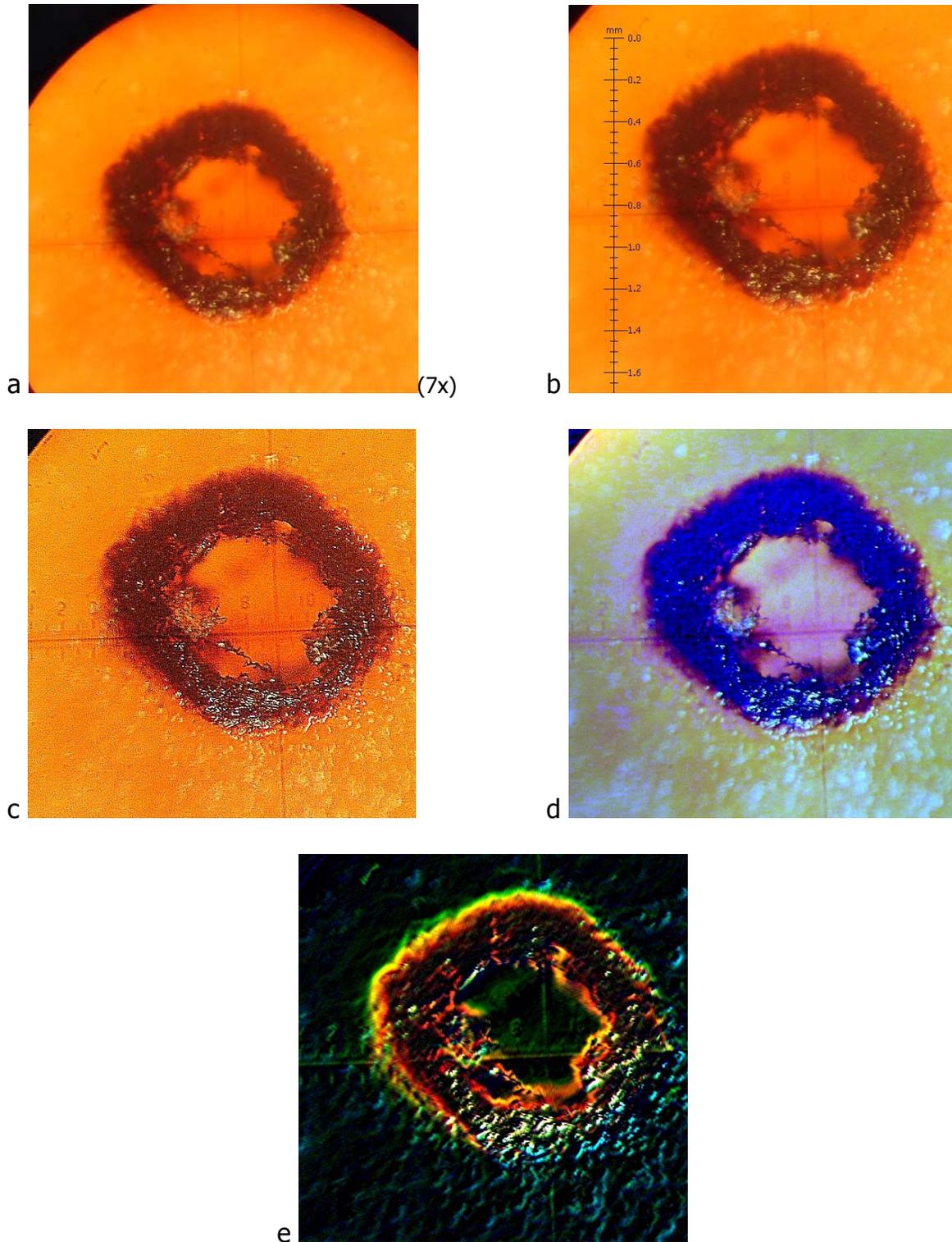


Figura 5.8. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de zanahoria, potencia del haz 9.4 W – tiempo de aplicación 10 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

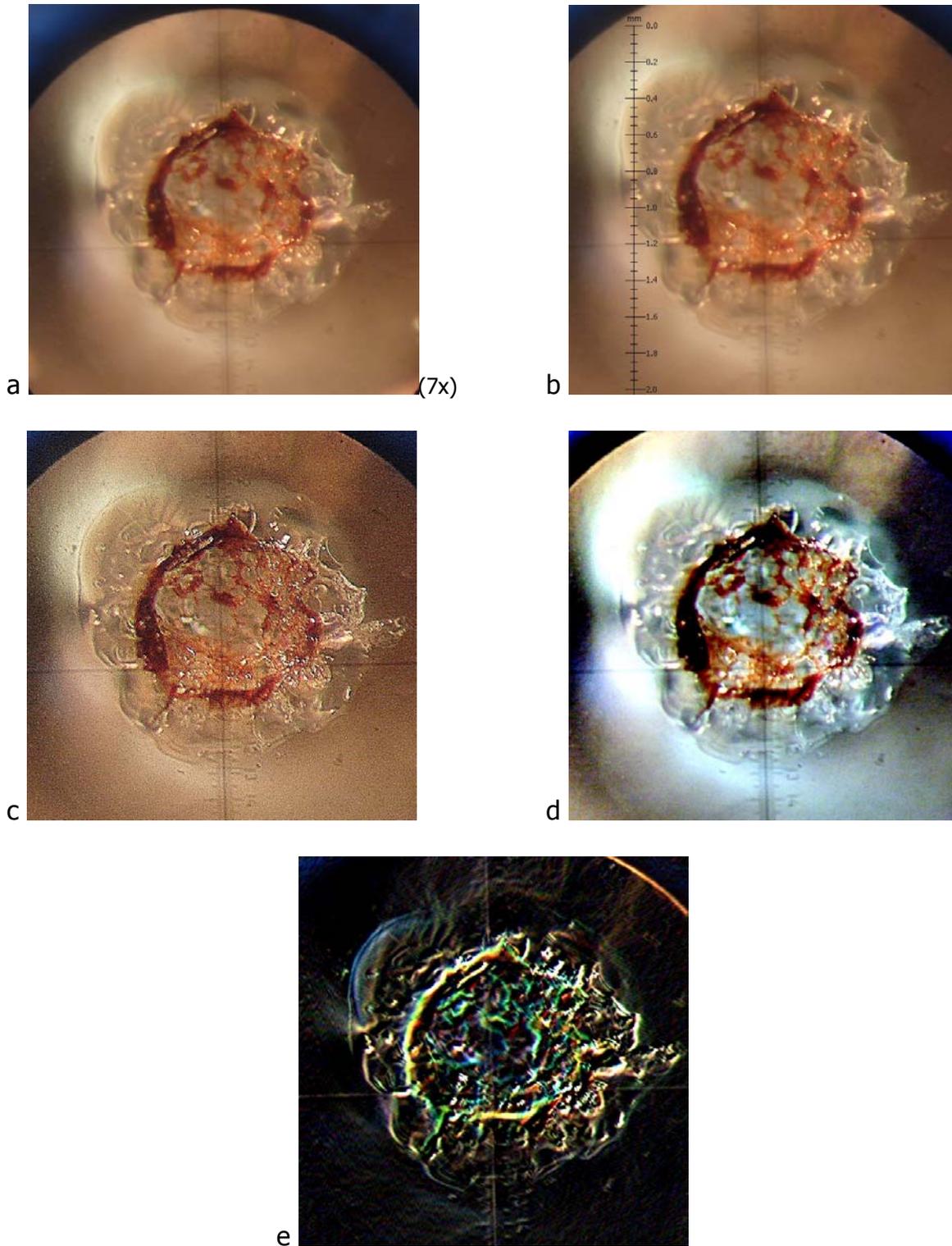


Figura 5.9. Efecto del haz láser de CO_2 enfocado sobre una muestra de clara de huevo, potencia del haz 7.5 W – tiempo de aplicación 0.6 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

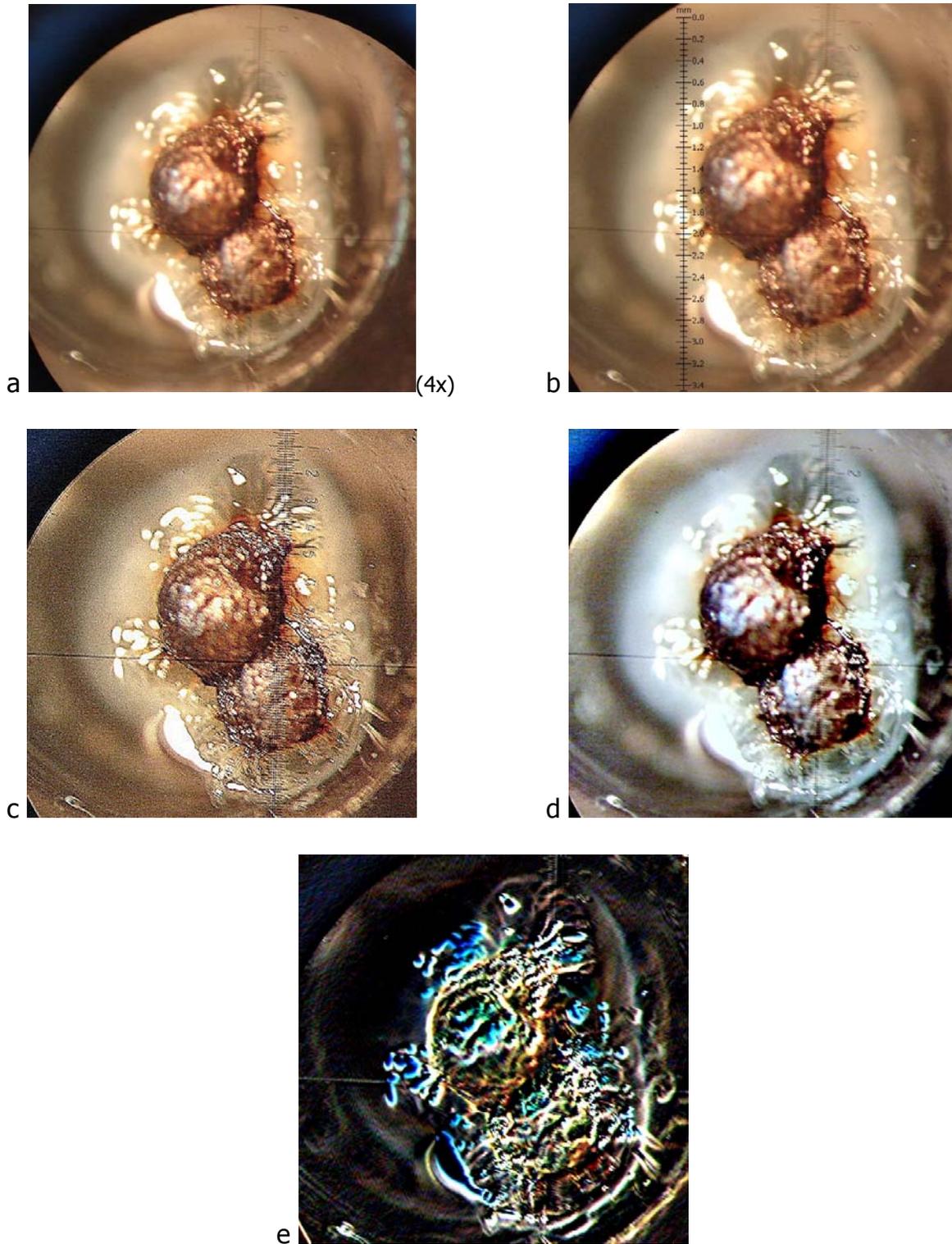


Figura 5.10. Efecto del haz láser de CO_2 enfocado sobre una muestra de clara de huevo, potencia del haz 4.8 W – tiempo de aplicación 10 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

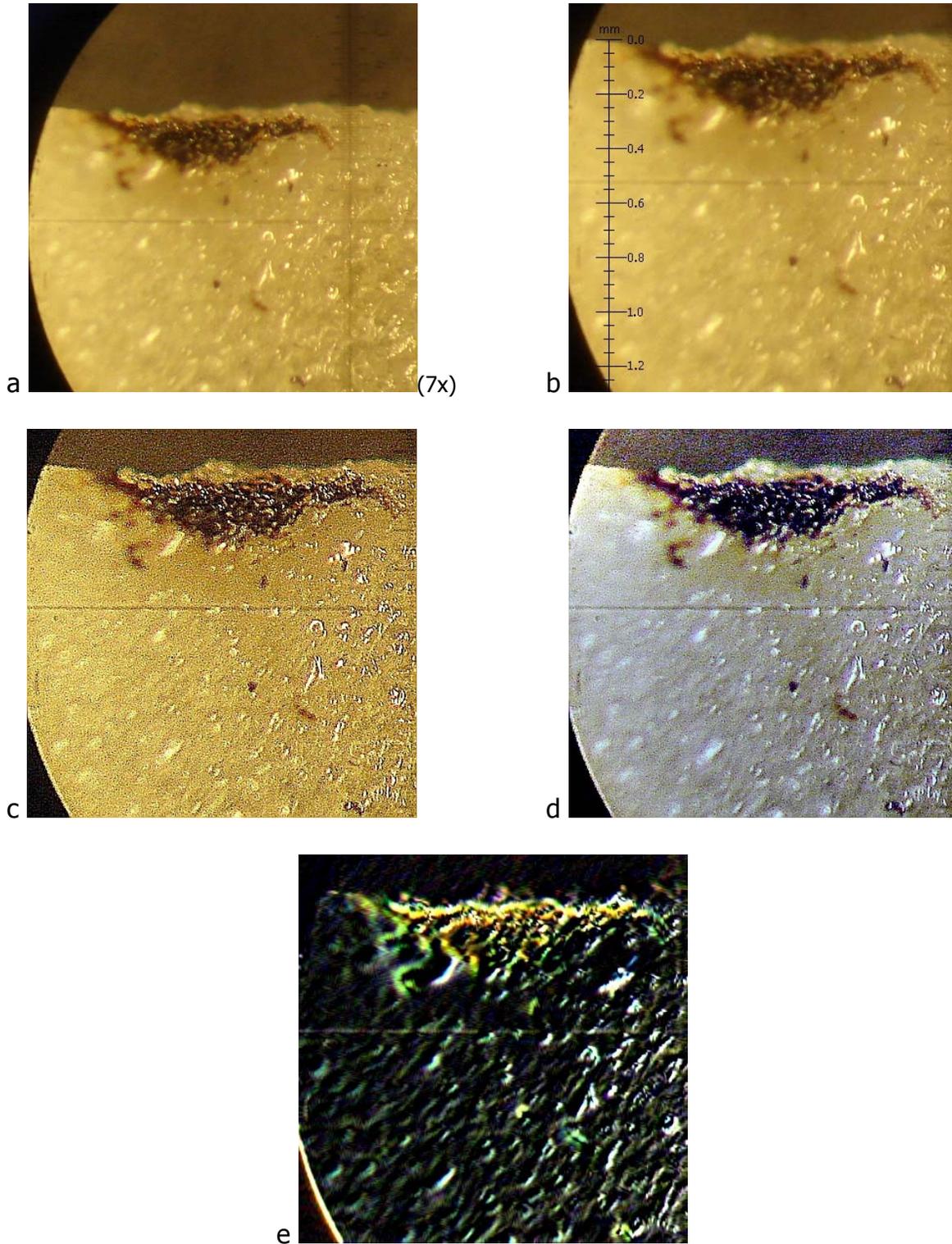


Figura 5.11. Penetración del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de papa, potencia del haz 7.5 W – tiempo de aplicación 0.8 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

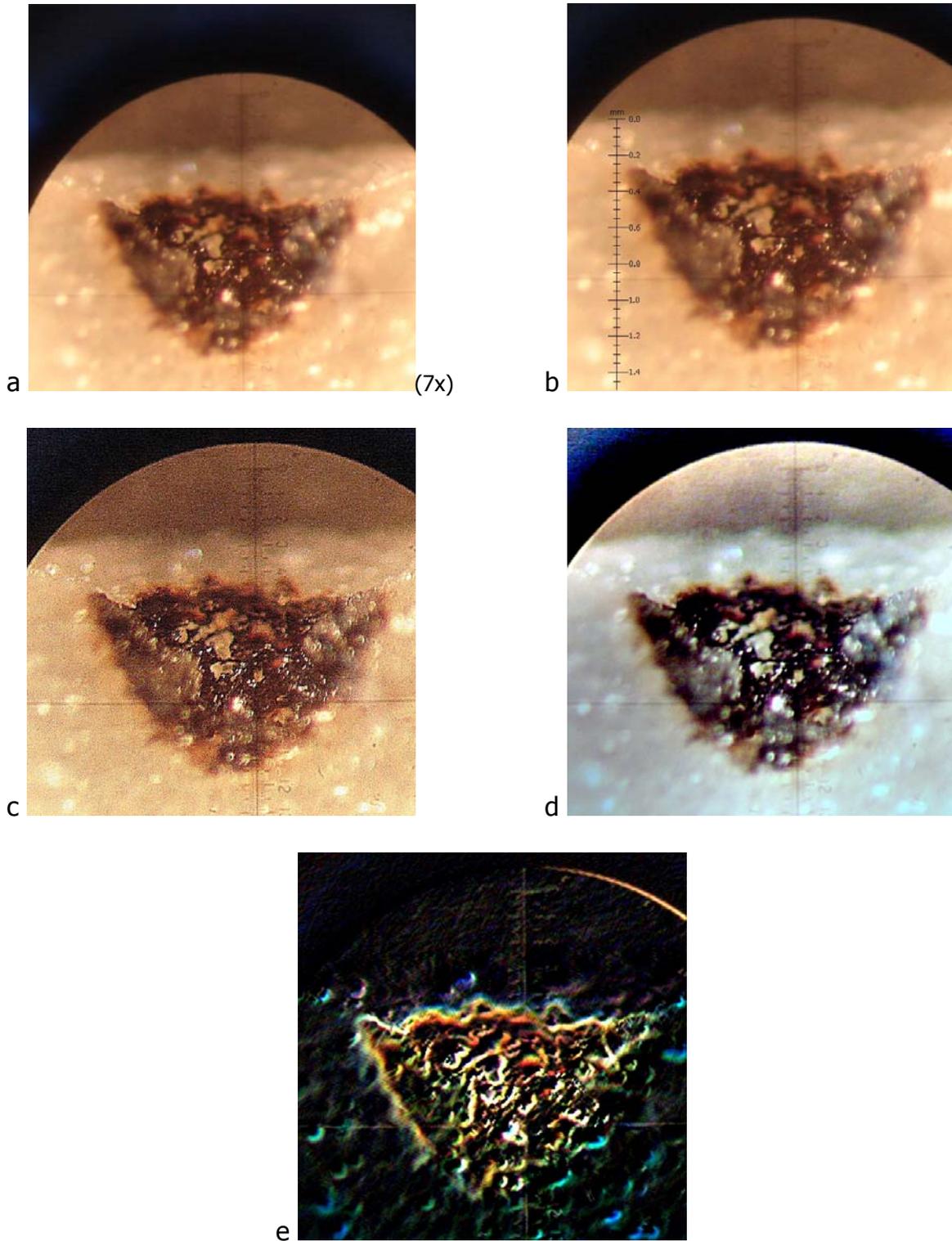


Figura 5.12. Penetración del haz láser de CO_2 enfocado sobre una muestra de papa, potencia del haz 9.4 W – tiempo de aplicación 10 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

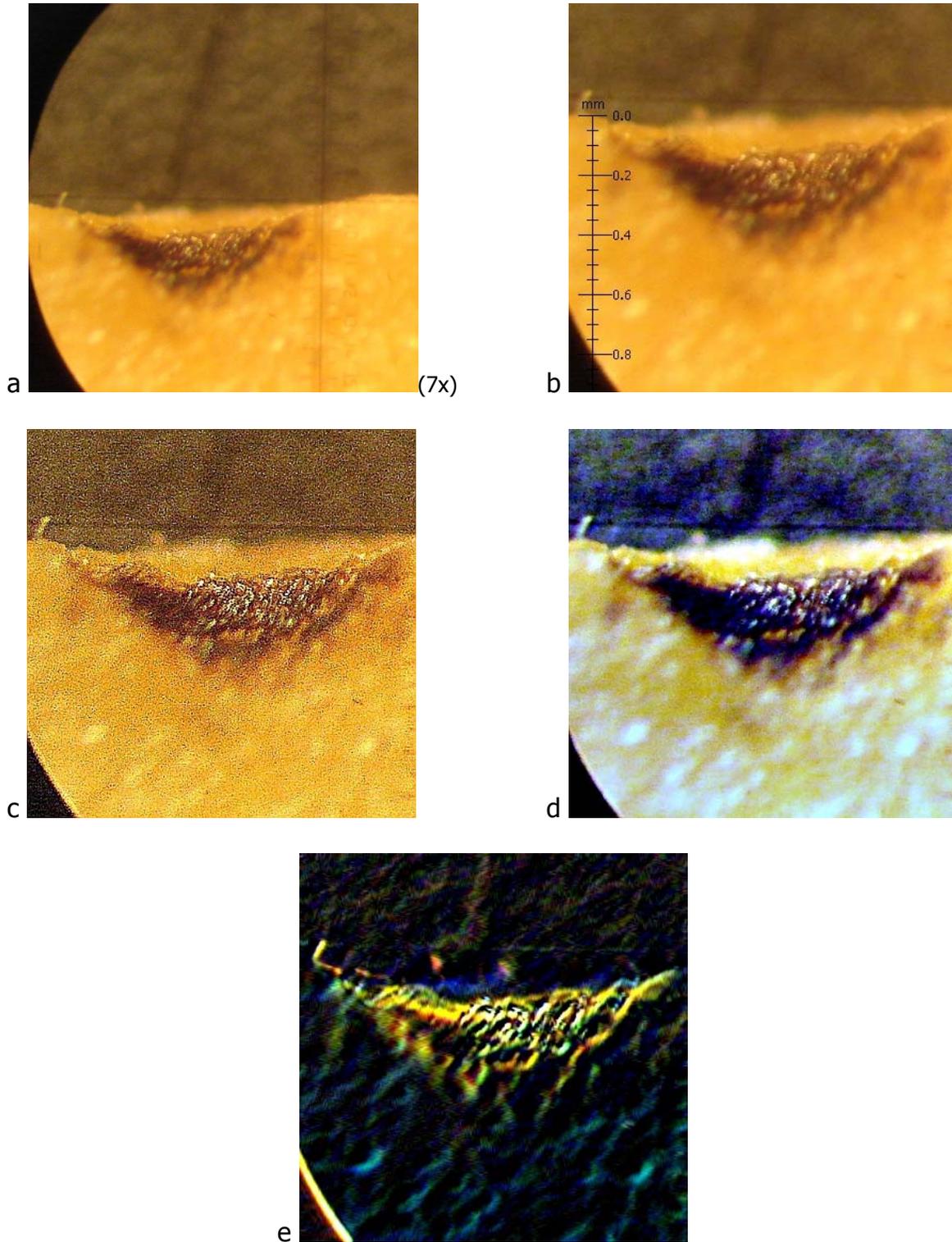


Figura 5.13. Penetración del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de zanahoria, potencia del haz 9.4 W – tiempo de aplicación 1 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

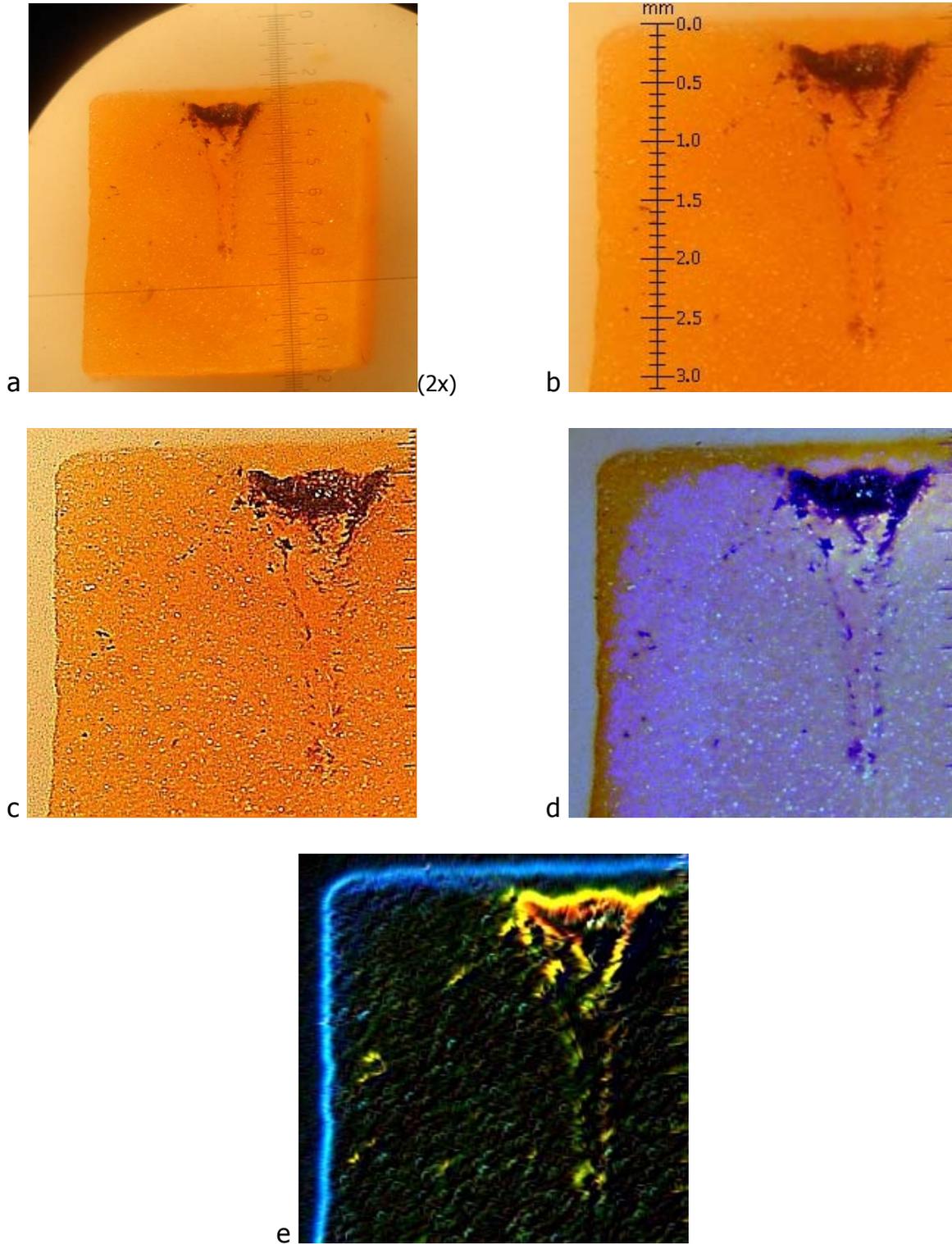


Figura 5.14. Penetración del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de zanahoria, potencia del haz 9.4 W – tiempo de aplicación 10 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

5.3.1.2 Daños hechos a los tejidos orgánicos en la instalación experimental láser variante B

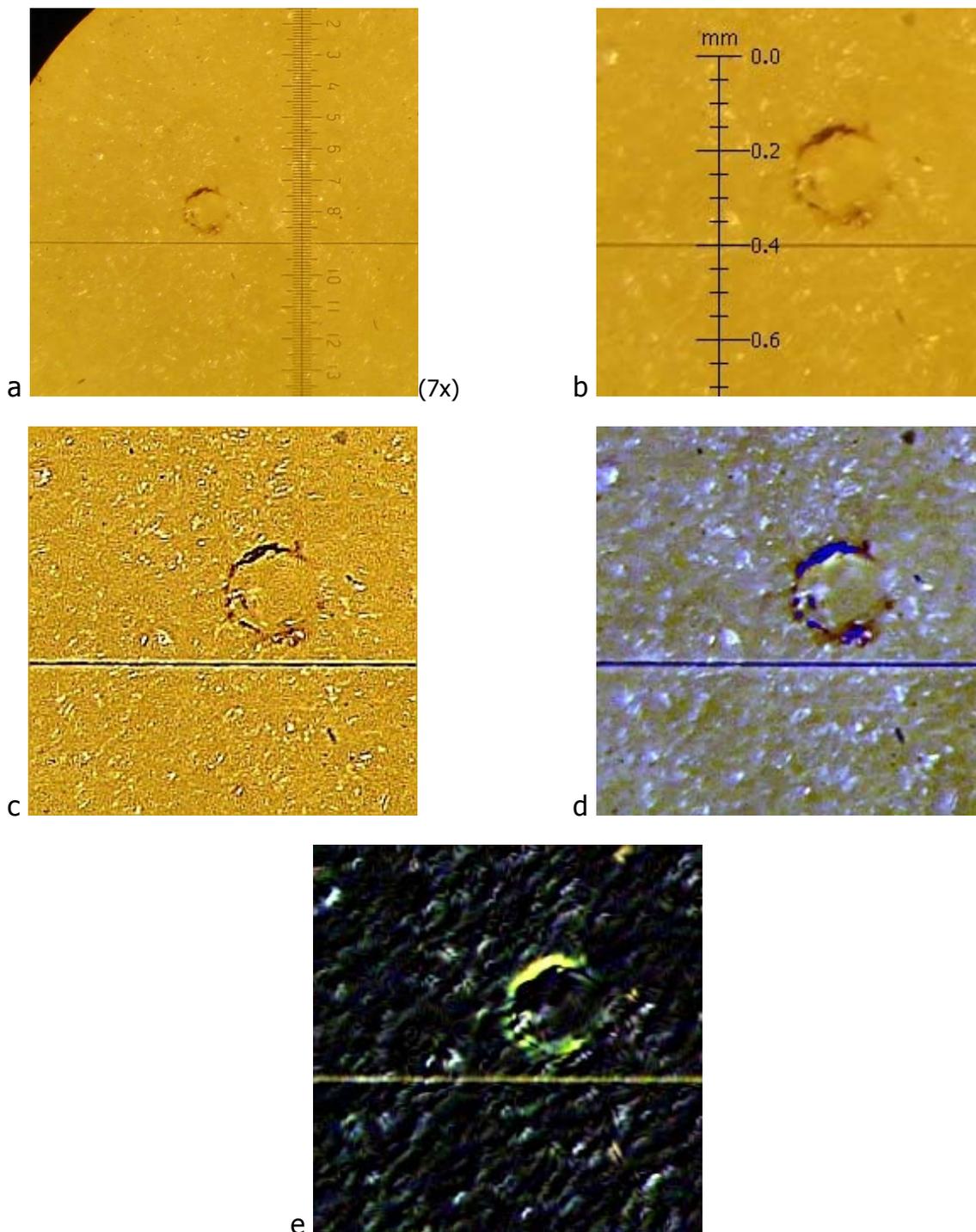


Figura 5.15. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de papa, potencia del haz 1.5 W – tiempo de aplicación 10 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

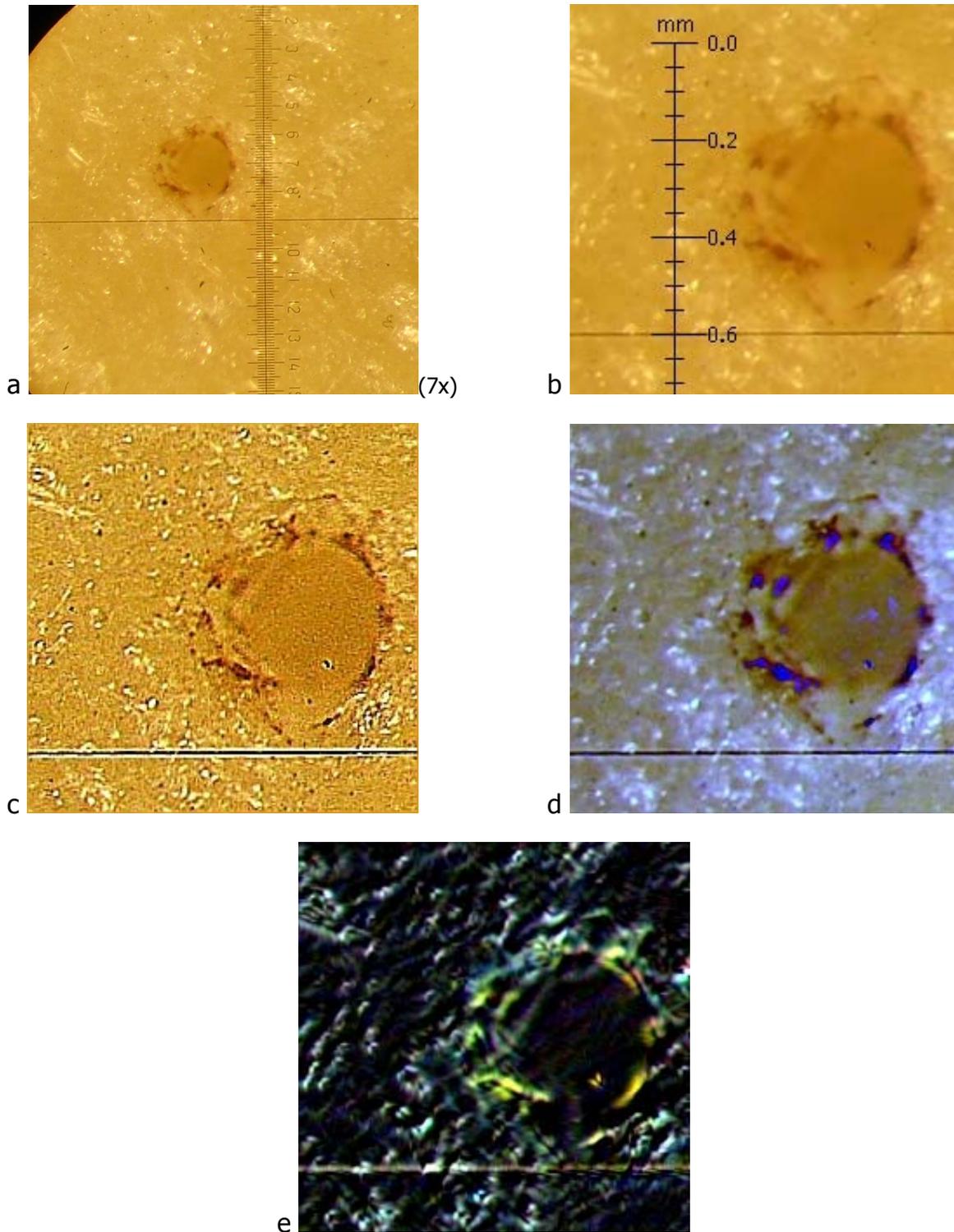


Figura 5.16. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de papa, potencia del haz 23.5 W – tiempo de aplicación 2 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

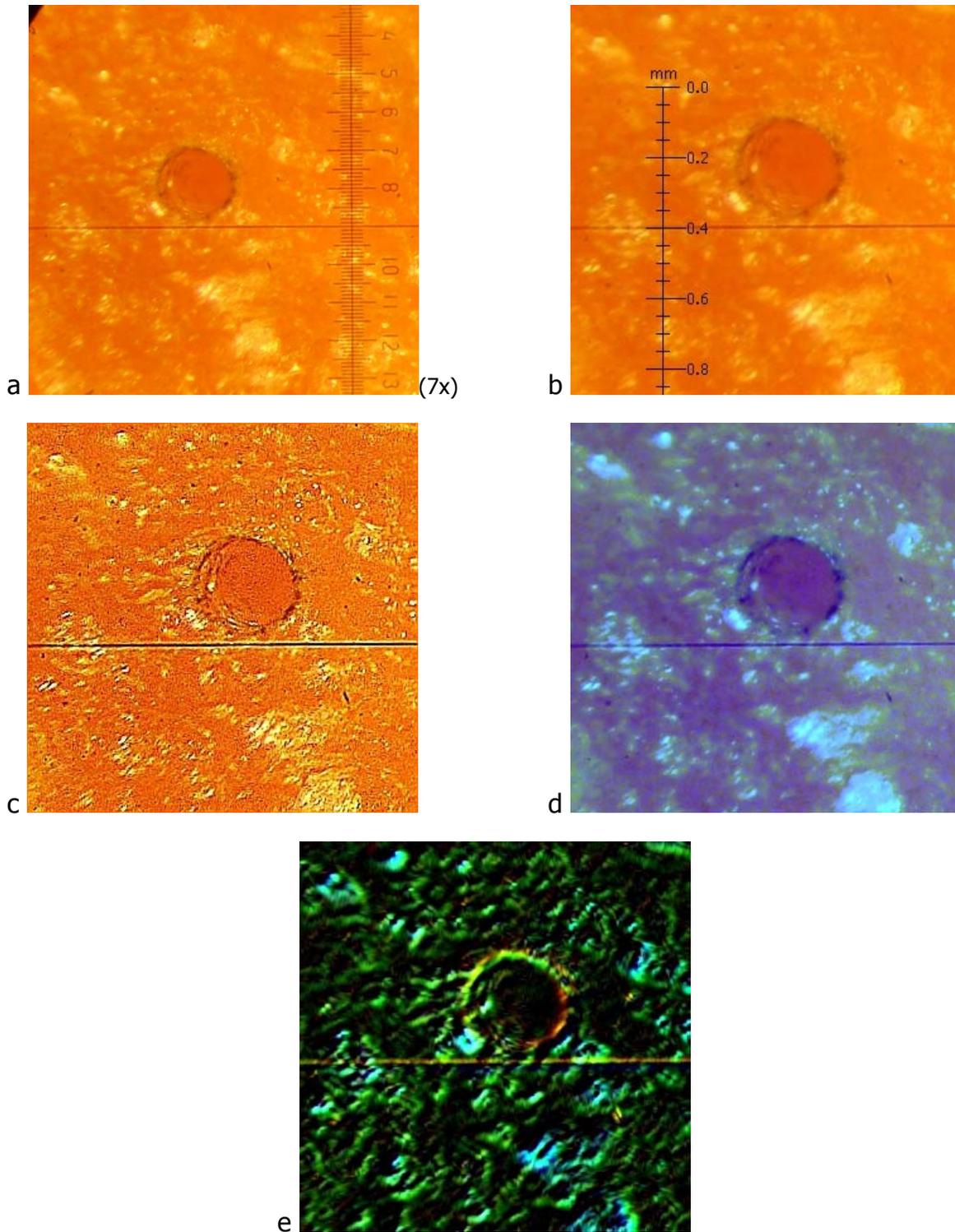


Figura 5.17. Efecto del haz láser de CO_2 enfocado sobre una muestra de zanahoria, potencia del haz 3 W – tiempo de aplicación 20 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

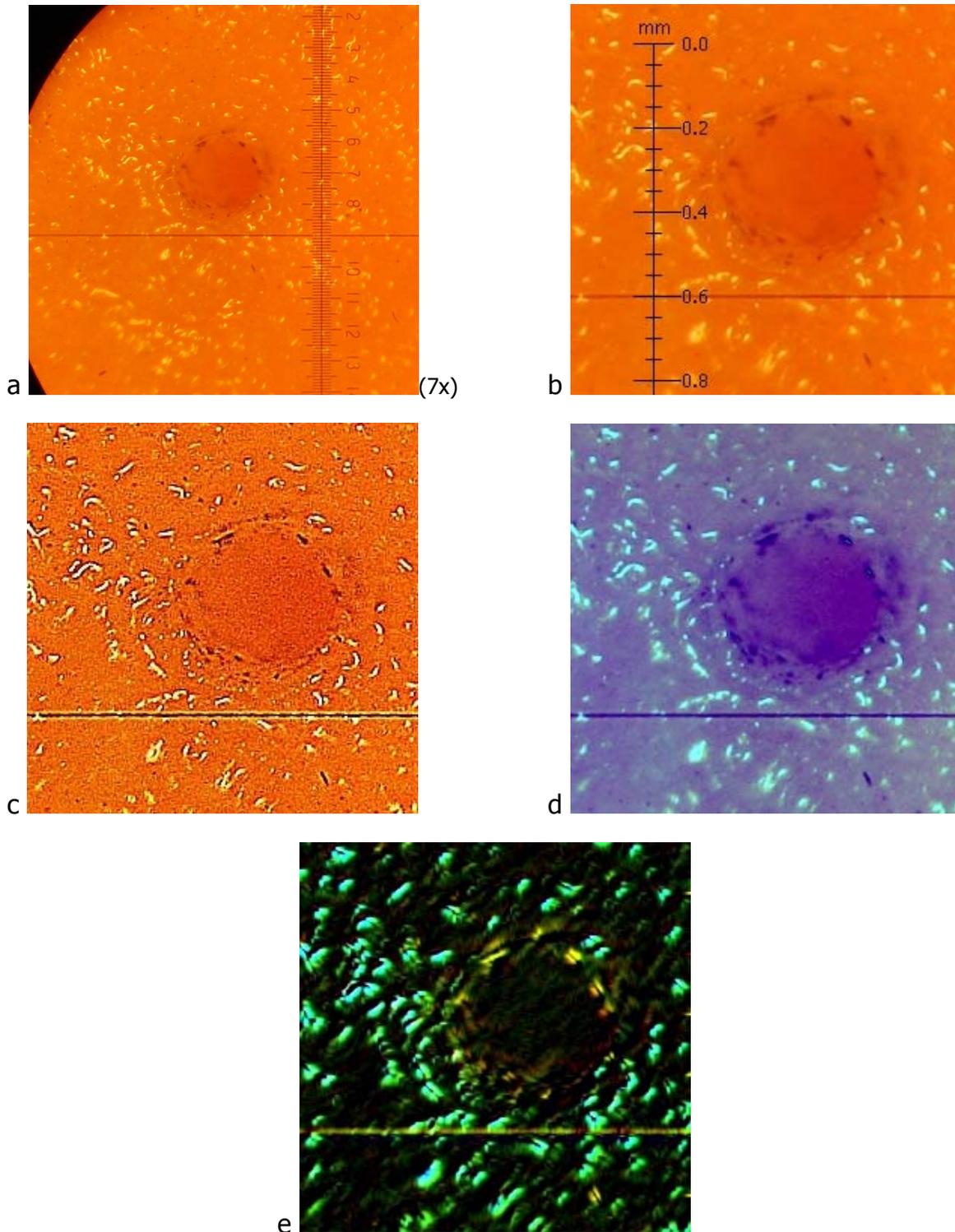


Figura 5.18. Efecto del haz láser de CO_2 enfocado sobre una muestra de zanahoria, potencia del haz 9.5 W – tiempo de aplicación 1 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

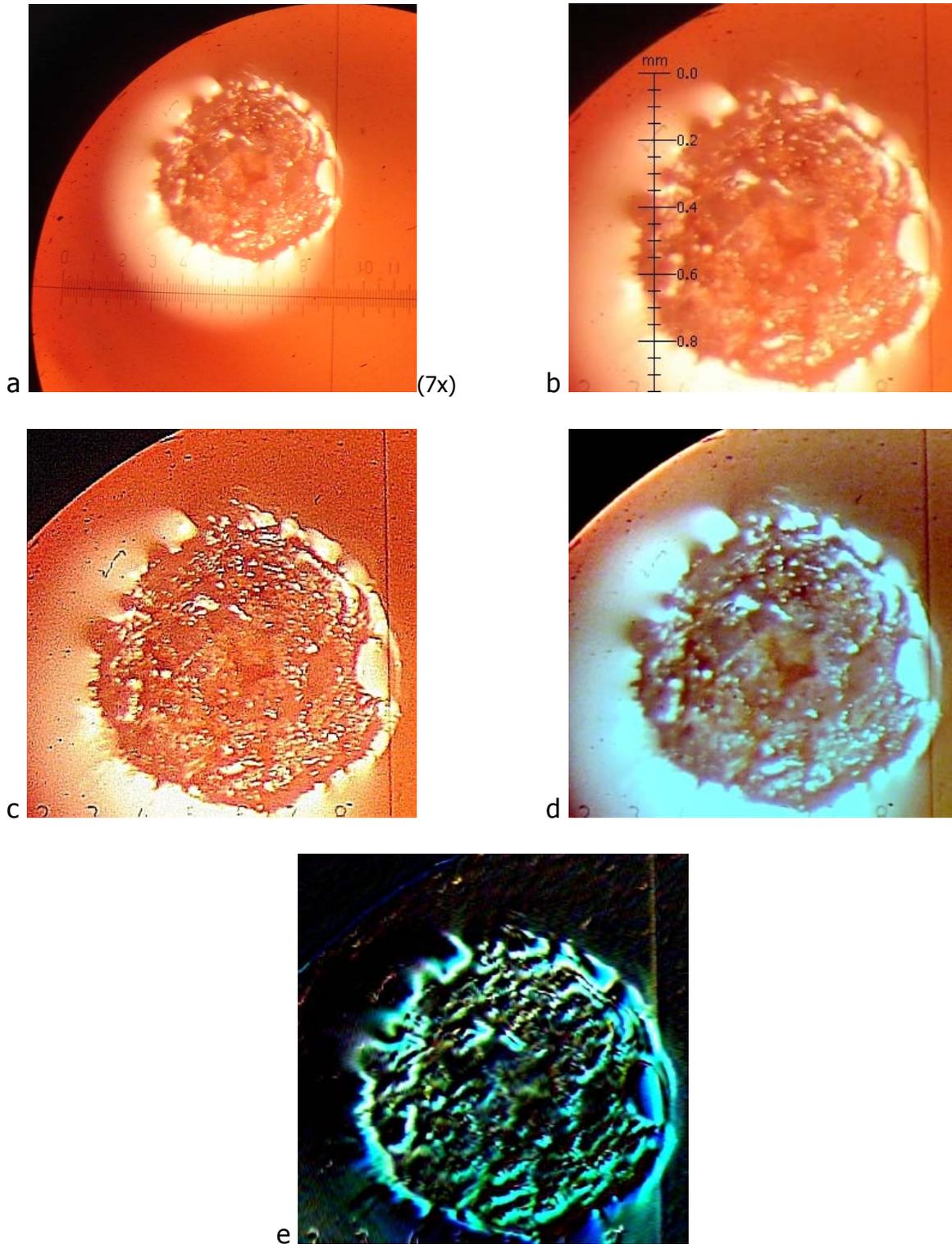


Figura 5.19. Efecto del haz láser de CO_2 enfocado sobre una muestra de clara de huevo, potencia del haz 3 W – tiempo de aplicación 20 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

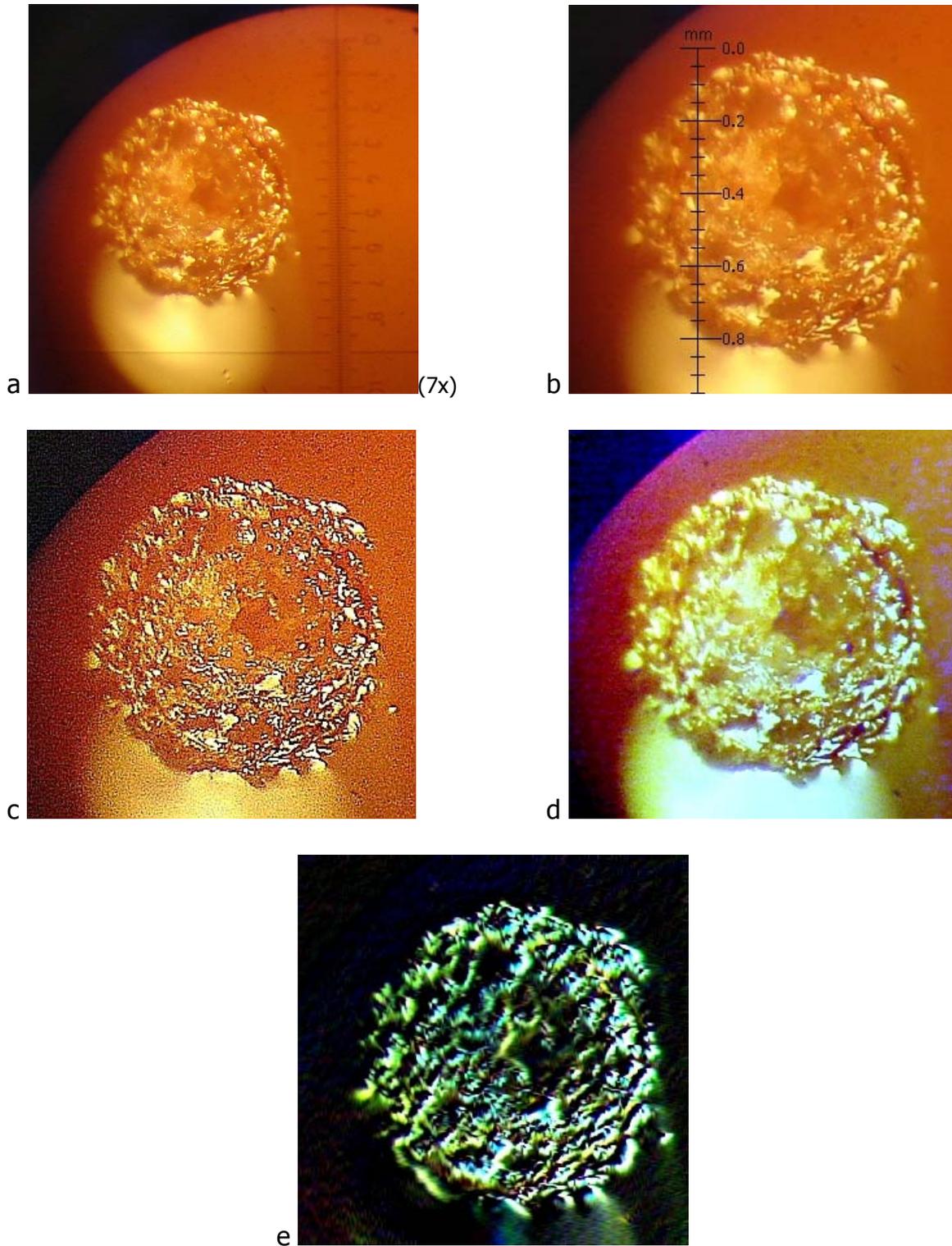


Figura 5.20. Efecto del haz láser de CO_2 enfocado sobre una muestra de clara de huevo, potencia del haz 3.75 W – tiempo de aplicación 8ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex; (e) Imagen después del filtro detector de bordes.

5.3.2 Tamaño de la zona de destrucción de los tejidos orgánicos

La zona de destrucción en las muestras de papa y zanahoria tuvo una forma casi circular, para aproximar su magnitud se trazó una circunferencia imaginaria concéntrica con un diámetro d . El tamaño del diámetro fue elegido de tal forma que la zona destruida cubrió la mayor parte posible del área de la circunferencia imaginaria.

En la clara de huevo para tiempos de exposición láser menores a 1 s, la forma de la zona de destrucción fue casi circular. Para medir el tamaño de la zona dañada se utilizó criterio descrito en el párrafo anterior. Para tiempos mayores a 1s, la zona dañada tuvo forma ovalada. La explicación es que en la clara de huevo se logra ablación rápidamente, alrededor de la zona de ablación la clara se cuece, como el tiempo de aplicación del haz láser es largo la parte cocida en la clara del huevo tiende a moverse causando que el láser penetre en otra parte de la clara que no estaba dañada (ver figura 5.10). Para medir el tamaño del daño en las zonas ovaladas se trazó una elipse imaginaria concéntrica y se tomaron las medidas del eje mayor y el eje menor (A, B).

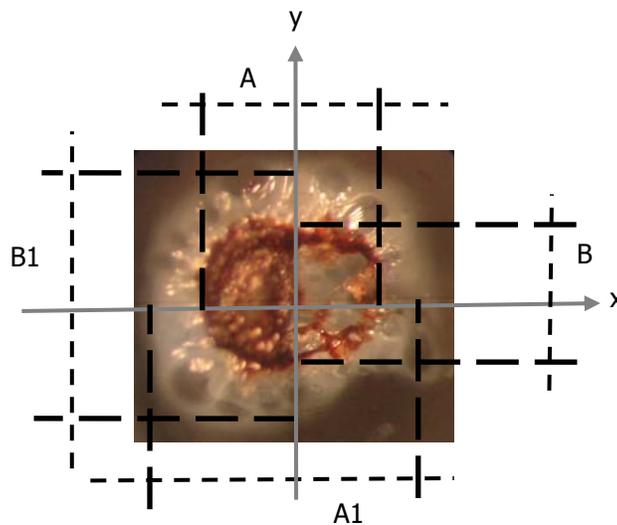


Figura 5.21. Ejes coordenados considerados para medir la zona de destrucción en la clara de huevo.

Las muestras de la clara de huevo a las que se les aplicó un haz láser de CO_2 presentaron cocimiento alrededor de la zona con ablación. La magnitud de la zona cocida también se midió, ya que en esta zona también se modificaron las propiedades de la clara de huevo durante la radiación láser. Para medir esta zona se utilizaron los criterios descritos en los dos párrafos anteriores. De esta forma, el diámetro de la zona cocida tendrá un diámetro mayor al diámetro de la zona con ablación. Para aproximar los daños ovalados se midieron las longitudes de A1 y B1 (ver figura 5.21).

La profundidad de penetración del haz láser sólo fue medida en las muestras de papa y zanahoria ya que al sacar la clara de huevo de los contenedores, el tejido de interés se deformaba (la clara cocida tendía a pegarse entre sí y al separarla se perdía la forma de la lesión).

Como se mencionó anteriormente, el haz láser de CO₂ se aplicó sobre las muestras experimentales repetidas veces (7, 6, ó 4 dependiendo el caso), los parámetros del haz variaron de acuerdo a los rangos establecidos en la sección 5.2.2. A continuación se proporcionan los promedios de las mediciones realizadas en la tasa de destrucción de los tejidos biológicos (tamaño de la zona y profundidad de penetración del haz láser). Todos los resultados obtenidos se presentan en el apéndice B.

En las tablas que a continuación se presentan la \bar{d} es el diámetro promedio, \bar{p} la profundidad de penetración del haz láser promedio, s la desviación estándar y ε la exactitud de la media alcanzada en el experimento (ver sección 5.2.4).

5.3.2.1 Haz láser aplicado sobre las muestras en la instalación experimental variante A

Tiempo de aplicación [s]	Potencia del haz láser [W]											
	4.8			6.0			7.5			9.4		
	\bar{d} [mm]	s [x10 ⁻³]	ε [x10 ⁻³]	\bar{d} [mm]	s [x10 ⁻³]	ε [x10 ⁻³]	\bar{d} [mm]	s [x10 ⁻³]	ε [x10 ⁻³]	\bar{d} [mm]	s [x10 ⁻³]	ε [x10 ⁻³]
0.2	0.216	0.0749	0.055	0.382	0.0736	0.054	0.508	0.0565	0.041	0.594	0.0649	0.048
0.4	0.508	0.0714	0.052	0.588	0.0484	0.036	0.696	0.0545	0.040	0.786	0.0412	0.030
0.6	0.655	0.0174	0.013	0.757	0.0436	0.032	0.880	0.0377	0.028	1.002	0.0597	0.044
0.8	0.682	0.0243	0.018	0.804	0.0270	0.020	0.947	0.0327	0.024	1.020	0.0443	0.033
1.0	0.810	0.0327	0.024	0.951	0.0368	0.027	1.041	0.0544	0.040	1.114	0.0360	0.026
10	1.216	0.059	0.043	1.339	0.032	0.023	1.463	0.034	0.025	1.600	0.032	0.023

Tabla 5.5. Diámetros de la zona dañada en las muestras de papa (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-5.

Tiempo de aplicación [s]	Potencia del haz láser [W]											
	4.8			6.0			7.5			9.4		
	$\bar{\rho}$ [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	$\bar{\rho}$ [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	$\bar{\rho}$ [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	$\bar{\rho}$ [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
0.2	0.143	0.012	0.014	0.179	0.018	0.022	0.225	0.007	0.008	0.275	0.014	0.016
0.4	0.250	0.008	0.010	0.282	0.007	0.008	0.300	0.012	0.014	0.404	0.018	0.021
0.6	0.250	0.008	0.010	0.318	0.014	0.016	0.354	0.007	0.008	0.375	0.007	0.008
0.8	0.296	0.007	0.008	0.339	0.014	0.016	0.379	0.008	0.010	0.425	0.007	0.008
1.0	0.300	0.000	0.000	0.350	0.008	0.010	0.389	0.014	0.016	0.461	0.018	0.021
10	0.693	0.0274	0.032	0.825	0.0244	0.029	0.954	0.0539	0.063	1.214	0.0117	0.014

Tabla 5.6. Profundidad de penetración del haz láser en las muestras de papa (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-6.

Tiempo de aplicación [s]	Potencia del haz láser [W]											
	4.8			6.0			7.5			9.4		
	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
0.2	0.133	0.011	0.008	0.220	0.018	0.013	0.329	0.020	0.015	0.400	0.029	0.021
0.4	0.314	0.030	0.022	0.420	0.023	0.017	0.473	0.029	0.021	0.573	0.005	0.004
0.6	0.414	0.040	0.029	0.514	0.020	0.015	0.580	0.022	0.016	0.680	0.034	0.025
0.8	0.494	0.047	0.035	0.578	0.034	0.025	0.651	0.020	0.015	0.722	0.028	0.021
1.0	0.582	0.011	0.008	0.676	0.028	0.021	0.735	0.014	0.010	0.800	0.014	0.010
10	1.063	0.044	0.033	1.173	0.030	0.022	1.224	0.029	0.022	1.333	0.024	0.018

Tabla 5.7. Diámetros de la zona dañada en las muestras de zanahoria (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-7.

Tiempo de aplicación [s]	Potencia del haz láser [W]											
	4.8			6.0			7.5			9.4		
	$\bar{\rho}$ [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	$\bar{\rho}$ [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	$\bar{\rho}$ [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	$\bar{\rho}$ [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
0.2	x	x	x	0.061	0.0071	0.008	0.071	0.0117	0.014	0.093	0.0082	0.010
0.4	0.068	0.0071	0.008	0.093	0.0082	0.010	0.125	0.0071	0.008	0.146	0.0071	0.008
0.6	0.146	0.0071	0.008	0.214	0.0117	0.014	0.261	0.0071	0.008	0.296	0.0137	0.016
0.8	0.164	0.0082	0.010	0.257	0.0117	0.014	0.368	0.0137	0.016	0.421	0.0082	0.010
1.0	0.225	0.0071	0.008	0.307	0.0082	0.010	0.393	0.0082	0.010	0.468	0.0244	0.029
10	1.363	0.043	0.051	1.913	0.127	0.149	2.344	0.075	0.088	3.113	0.103	0.121

Tabla 5.8. Profundidad de penetración del haz láser en las muestras de zanahoria (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-8.

Tiempo de aplicación [s]	Potencia del haz láser [W]											
	4.8			6.0			7.5			9.4		
	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
0.2	0.347	0.037	0.027	0.492	0.064	0.047	0.733	0.027	0.020	0.784	0.036	0.027
0.4	0.429	0.061	0.045	0.616	0.052	0.039	0.804	0.023	0.017	0.910	0.036	0.026
0.6	0.694	0.109	0.080	0.831	0.033	0.025	0.906	0.123	0.091	1.084	0.074	0.055
0.8	0.824	0.089	0.065	0.992	0.065	0.048	1.096	0.091	0.067	1.214	0.103	0.076
1.0	0.888	0.045	0.033	1.012	0.054	0.039	1.161	0.072	0.053	1.257	0.027	0.020

Tabla 5.9. Diámetros de la zona dañada en las muestras de clara de huevo (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-9.

Tiempo de aplicación [s]	Potencia del haz láser [W]											
	4.8			6.0			7.5			9.4		
	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
0.2	0.929	0.221	0.162	1.053	0.167	0.123	1.224	0.217	0.159	1.471	0.159	0.117
0.4	1.273	0.158	0.116	1.424	0.173	0.127	1.559	0.114	0.084	1.661	0.100	0.074
0.6	1.455	0.202	0.148	1.539	0.212	0.156	1.622	0.095	0.070	1.788	0.173	0.127
0.8	1.492	0.329	0.241	1.639	0.201	0.148	1.747	0.208	0.152	1.949	0.209	0.154
1.0	1.641	0.181	0.133	1.753	0.143	0.105	1.841	0.156	0.115	1.955	0.089	0.065

Tabla 5.10. Diámetros de las zona cocida en las muestras de clara de huevo (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-10.

Potencia del haz láser [W]	Tiempo de aplicación del haz láser de CO ₂ sobre la muestra 10 s					
	\bar{A} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{B} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
4.8	2.089	0.354	0.260	1.468	0.091	0.067
6.0	2.361	0.317	0.233	1.546	0.105	0.077
7.5	2.279	0.361	0.265	1.725	0.268	0.197
9.4	2.264	0.238	0.175	1.643	0.152	0.112

Tabla 5.11. Longitud de los ejes de la elipse imaginaria trazada para medir la zona dañada en las muestras de clara de huevo (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-11.

Potencia del haz láser [W]	Tiempo de aplicación del haz láser de CO ₂ sobre la muestra 10 s					
	$\overline{A1}$ [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	$\overline{B1}$ [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
4.8	3.054	0.175	0.128	2.507	0.247	0.181
6.0	3.089	0.344	0.253	2.411	0.139	0.102
7.5	3.089	0.257	0.189	2.629	0.390	0.286
9.4	2.943	0.125	0.092	2.550	0.223	0.164

Tabla 5.12. Longitud de los ejes de la elipse imaginaria trazada para medir la zona cocida en las muestras de clara de huevo (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-12.

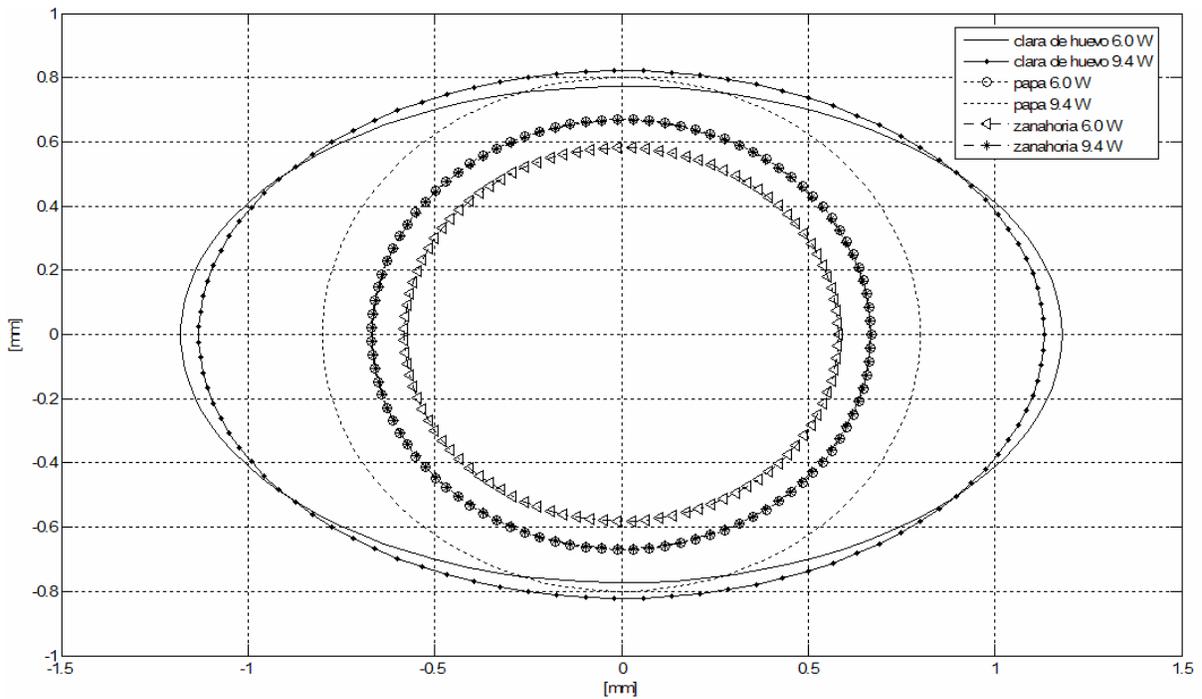


Figura 5.22. Tamaños de las lesiones de las muestras experimentales, tiempo de aplicación del haz 10 s.

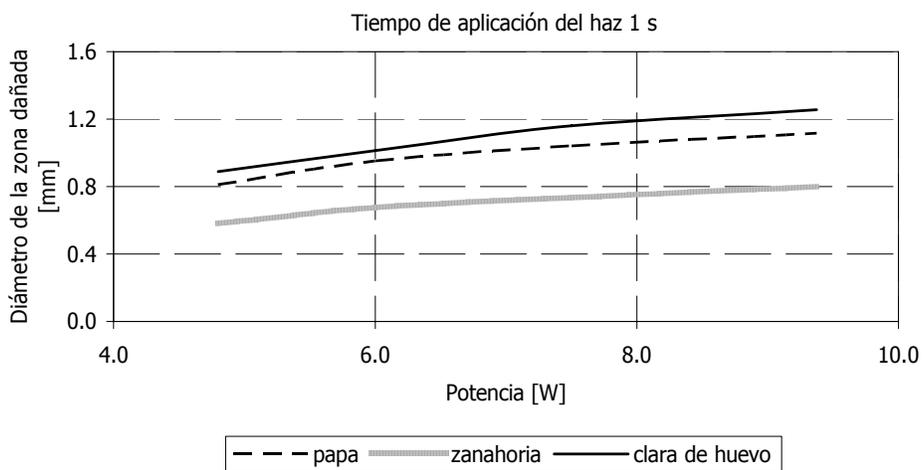
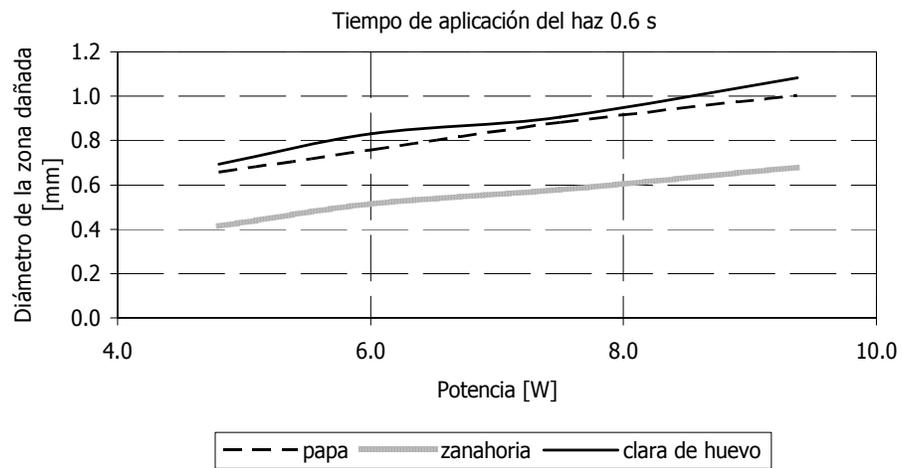
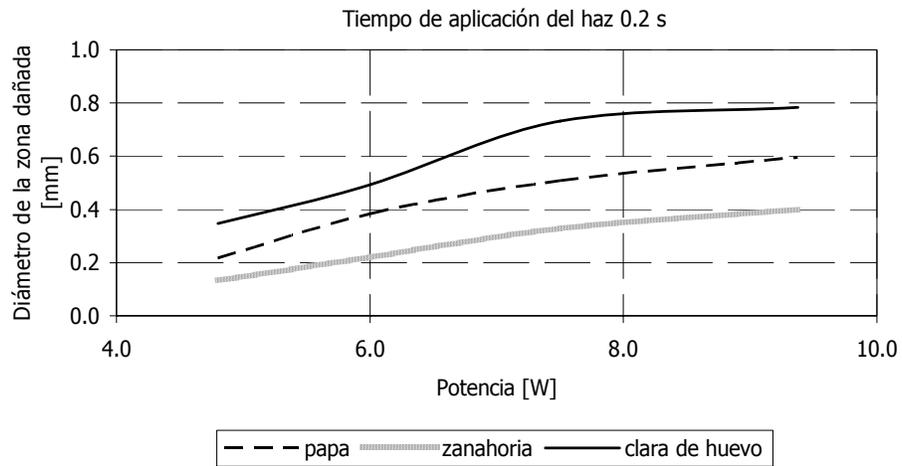


Figura 5.23. Diámetros de la zona dañada de los tejidos experimentales (valores promedios) en función del tiempo de aplicación y potencia del haz láser de CO₂.

Los valores teóricos del diámetro mínimo del haz láser de CO₂ enfocado fueron de 370 μm y 192 μm, en los resultados experimentales se encontraron diámetros mínimos en el rango de 130 μm - 200 μm.

Para comparar los valores teóricos y experimentales de la profundidad de penetración del haz láser en los tejidos se utilizará el diámetro de enfoque teórico de 192 μm.

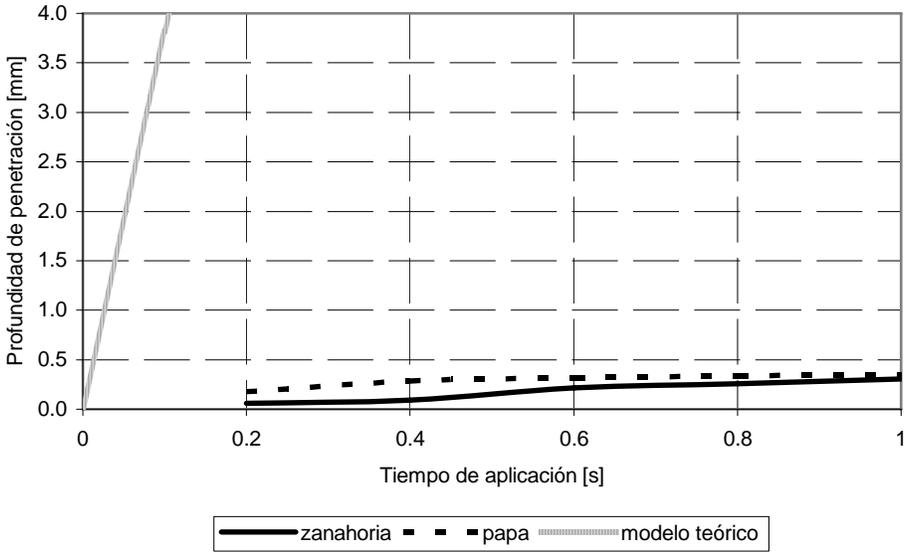


Figura 5.24. Profundidad de penetración del haz láser en función del tiempo de aplicación, potencia del haz 6 W.

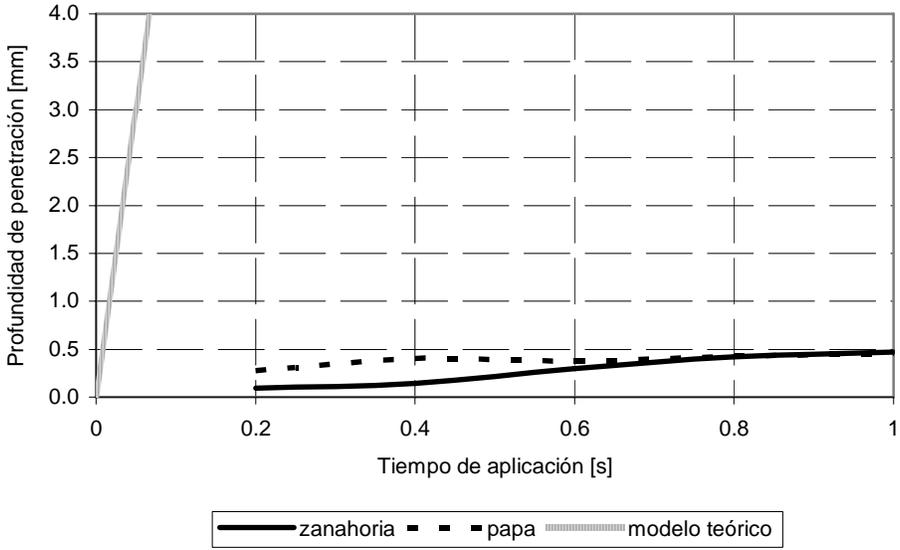


Figura 5.25. Profundidad de penetración del haz láser en función del tiempo de aplicación, potencia del haz 9.5 W.

Existe una diferencia considerable entre los valores teóricos de la profundidad de penetración del haz láser en un tejido con alto contenido de agua y los resultados obtenidos experimentalmente. Esto se debe a que el análisis teórico el diámetro del punto de enfoque no varió cuando la potencia del haz se incrementó. En la realidad, cuando se incrementa la potencia del haz láser el diámetro del punto de enfoque varía. Al aumentar el diámetro del haz láser la densidad de potencia es menor y por lo tanto, la profundidad de penetración es menor. Además, en los cálculos teóricos se consideraron las características térmicas del agua y no las de los tejidos orgánicos experimentales.

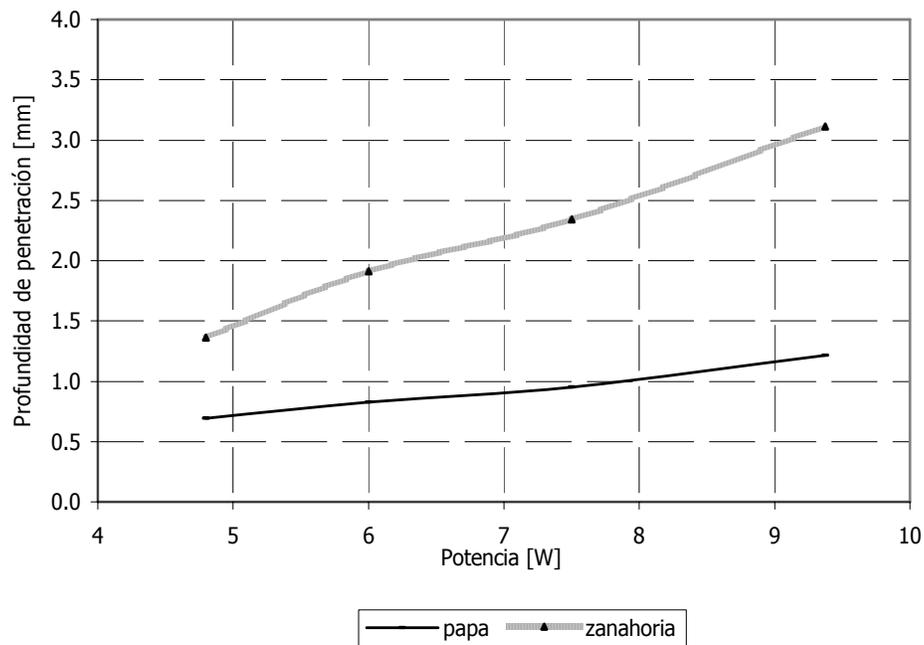


Figura 5.26. Profundidad de penetración del haz láser de CO₂ en función de la potencia, tiempo de aplicación 10 s.

5.3.2.2 Haz láser aplicado sobre las muestras en la instalación experimental variante B

Tiempo de aplicación [s]	Potencia del haz láser [W]											
	1.50			3.75			9.50			23.50		
	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
1	0.176	0.0266	0.022	0.224	0.0215	0.018	0.326	0.0305	0.025	0.393	0.0310	0.025
2	0.174	0.0229	0.019	0.236	0.0150	0.012	0.331	0.0190	0.016	0.419	0.0334	0.027
4	0.179	0.0197	0.016	0.224	0.0295	0.024	0.331	0.0277	0.023	0.414	0.0433	0.036
8	0.174	0.0140	0.012	0.224	0.0074	0.006	0.331	0.0331	0.027	0.395	0.0369	0.030
16	0.179	0.0235	0.019	0.219	0.0195	0.016	0.329	0.0373	0.031	0.407	0.0310	0.025

Tabla 5.13. Diámetros de la zona dañada en las muestras de papa (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-13.

Tiempo de aplicación [s]	Potencia del haz láser [W]											
	1.5			3.0			6.0			12		
	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
5	0.164	0.0143	0.017	0.214	0.0117	0.014	0.271	0.0202	0.024	0.361	0.0071	0.008
10	0.179	0.0247	0.029	0.250	0.0247	0.029	0.286	0.0117	0.014	0.371	0.0202	0.024
20	0.182	0.0244	0.029	0.214	0.0000	0.000	0.293	0.0082	0.010	0.364	0.0143	0.017
40	0.196	0.0180	0.021	0.236	0.0184	0.022	0.296	0.0214	0.025	0.357	0.0117	0.014

Tabla 5.14. Diámetros de la zona dañada en las muestras de papa (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-14.

Tiempo de aplicación [s]	Potencia del haz láser [W]											
	1.50			3.75			9.50			23.50		
	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
1	0.217	0.011	0.009	0.286	0.029	0.024	0.371	0.024	0.020	0.436	0.012	0.010
2	0.221	0.008	0.006	0.288	0.021	0.017	0.369	0.017	0.014	0.431	0.011	0.009
4	0.214	0.009	0.007	0.286	0.013	0.011	0.371	0.013	0.011	0.433	0.015	0.012
8	0.207	0.015	0.012	0.269	0.021	0.017	0.362	0.035	0.028	0.419	0.025	0.021
16	0.207	0.008	0.006	0.269	0.025	0.020	0.364	0.012	0.010	0.436	0.012	0.010

Tabla 5.15. Diámetros de la zona dañada en las muestras de zanahoria (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-15.

Tiempo de aplicación [s]	Potencia del haz láser [W]											
	1.5			3.0			6.0			12		
	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]	\bar{d} [mm]	s [$\times 10^{-3}$]	ε [$\times 10^{-3}$]
5	0.182	0.0180	0.021	0.232	0.0180	0.021	0.286	0.0117	0.014	0.361	0.0180	0.021
10	0.193	0.0184	0.022	0.225	0.0071	0.008	0.282	0.0137	0.016	0.354	0.0137	0.016
20	0.189	0.0180	0.021	0.221	0.0082	0.010	0.268	0.0244	0.029	0.354	0.0137	0.016
40	0.193	0.0184	0.022	0.239	0.0071	0.008	0.279	0.0143	0.017	0.350	0.0082	0.010

Tabla 5.16. Diámetros de la zona dañada en las muestras de zanahoria (valores promedios) y valores estadísticos con respecto a la tabla B-16.

Para las muestras de clara de huevo el experimento se realizó una vez, ya que no fue posible aumentar el número de pruebas debido a la disponibilidad de la instalación experimental.

Diámetros de la zona dañada [mm]					
Potencia [W]	Tiempo de aplicación del haz [ms]				
	1	2	4	8	16
1.50	0.171	0.157	0.186	0.200	0.143
3.75	0.214	0.229	0.286	0.286	0.286
9.50	0.343	0.371	0.357	0.357	0.357
23.50	0.400	0.429	0.429	0.400	0.257

Tabla 5.19. Diámetros de las lesiones hechas en las muestras de clara de huevo (variación de parámetros del haz láser dentro del rango A).

Diámetro de la zona cocida [mm]					
Potencia [W]	Tiempo de aplicación del haz [ms]				
	1	2	4	8	16
1.50	0.429	0.500	0.500	0.571	0.429
3.75	0.786	0.786	0.857	0.714	0.643
9.50	0.857	0.857	1.000	0.786	0.857
23.50	1.357	1.357	1.286	1.214	0.857

Tabla 5.20. Diámetros de la zona cocida en las muestras de clara de huevo (variación de parámetros del haz láser dentro del rango A).

Diámetros de las zona dañada [mm]				
Potencia [W]	Potencia del haz láser [W]			
	5	10	20	40
1.5	0.129	0.100	0.114	0.143
3.0	0.371	0.357	0.386	0.357
6.0	0.371	0.429	0.400	0.429
12.0	0.400	0.429	0.357	0.429

Tabla 5.17. Diámetros de las lesiones hechas en las muestras de clara de huevo (variación de parámetros del haz láser dentro del rango B).

Diámetros de la zona cocida [mm]				
Potencia [W]	Tiempo de aplicación del haz [ms]			
	5	10	20	40
1.5	0.686	0.500	0.457	0.600
3.0	0.857	0.857	0.857	0.800
6.0	0.929	0.929	0.929	0.971
12.0	1.000	1.000	0.786	1.000

Tabla 5.18. Diámetros de la zona cocida en las muestras de clara de huevo (variación de parámetros del haz láser dentro del rango B).

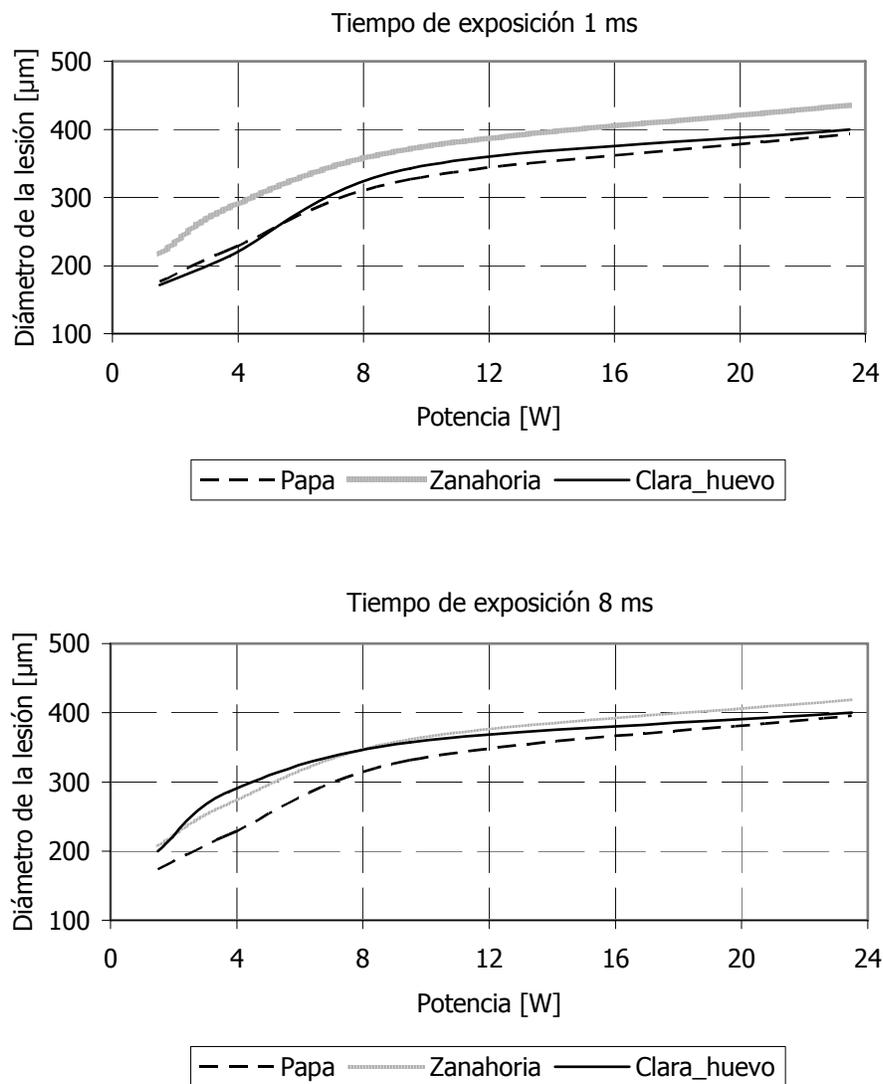


Figura 5.27. Diámetros de la zona dañada de los tejidos experimentales (valores promedios) en función del tiempo de aplicación y potencia del haz láser de CO₂.

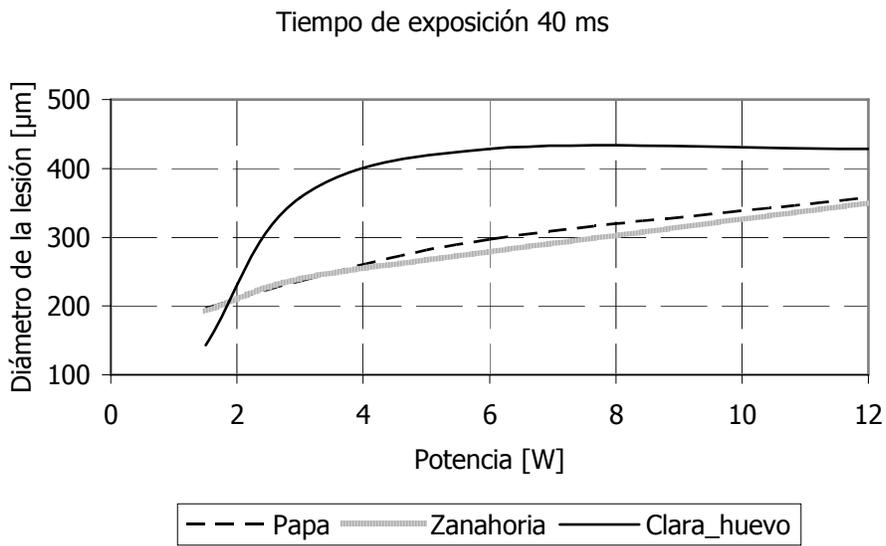
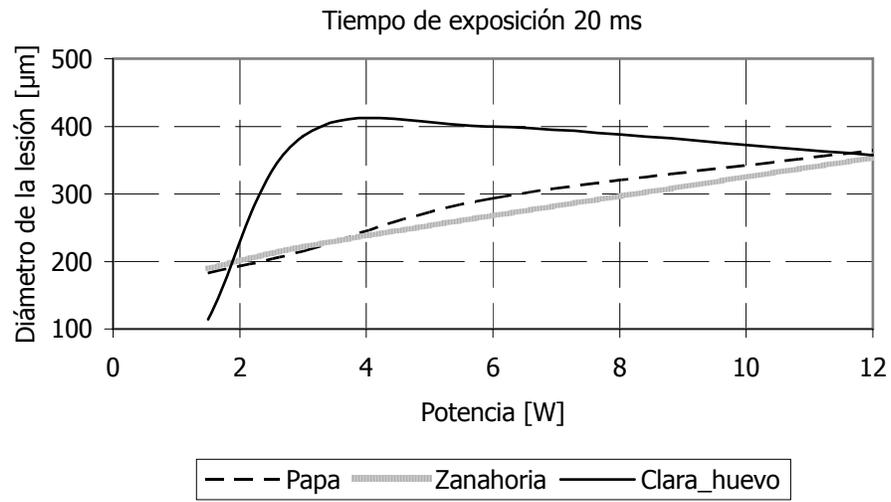
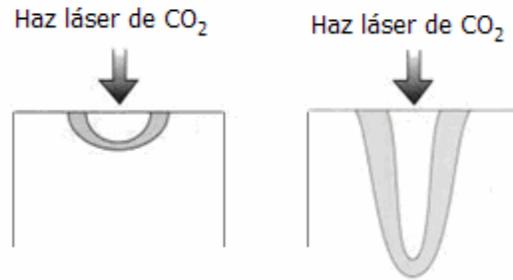


Figura 5.28. Diámetros de la zona dañada de los tejidos experimentales (valores promedios) en función del tiempo de aplicación y potencia del haz láser de CO₂.

5.4 Conclusiones

En los daños hechos en las muestras de papa y la zanahoria se obtuvo una buena repetibilidad de la forma geométrica (lesiones circulares) y dimensiones de la zona de la destrucción con sus bordes bien definidos. Se encontró que durante la irradiación se destruye el tejido orgánico produciendo una cavidad en forma de un cráter (con tiempos cortos de exposición) ó un túnel (con tiempos de exposición largos).



Las lesiones hechas en la clara de huevo con el haz láser de CO₂ enfocado presentaron formas ovaladas para tiempos de exposición láser mayores a 1 s y circulares para tiempos menores a 1 s. Alrededor de la zona con ablación se presenta cocimiento de la clara de huevo, por lo que para definir el tamaño del daño se debe considerar el área total en las que las propiedades de la clara de huevo cambiaron.

El tamaño de la zona dañada en los tejidos es directamente proporcional a la potencia y tiempo de aplicación del haz láser de CO₂ enfocado sobre ellos.

Se encontraron diámetros mínimos de la zona dañada de los tejidos orgánicos al utilizar la instalación experimental láser variante B para enfocar el haz láser de CO₂.

Las muestras dañadas por el haz láser de CO₂ enfocado en la instalación experimental láser variante A tuvieron diámetros de la zona dañada mínimos en los rangos: 216±50 µm (muestras de papa), 133±8 µm (muestras de zanahoria) y 920±160 µm (muestras de clara de huevo).

Las muestras dañadas por el haz láser de CO₂ enfocado en la instalación experimental láser variante B tuvieron diámetros de la zona dañada mínimos en los rangos: 164±17 µm (muestras de papa) y 182±21 µm (muestras de zanahoria).

La profundidad de penetración mínima del haz láser en las muestras de papa fue de 143±14 µm y en las muestras de zanahoria de 61±8 µm.

Los resultados del modelo teórico tuvieron diferencias considerables con respecto a los resultados del experimento; sin embargo, permiten fijar un límite de la profundidad de penetración del haz láser de CO₂ en un tejido con alto contenido de agua. Los resultados teóricos y experimentales fueron diferentes debido a que en el análisis no se consideraron las constantes térmicas de los tejidos orgánicos además, el diámetro de enfoque del haz láser varía cuando la potencia del haz láser aumenta y en los cálculos teóricos el valor del haz láser se mantuvo constante

Conclusiones generales

En este estudio se realizó el modelado matemático y físico para investigar sobre los efectos del diámetro y potencia del rayo láser de CO₂ sobre la tasa de destrucción de tejidos orgánicos (muestras de papa, zanahoria y clara de huevo).

Los tejidos orgánicos utilizados para este experimento fueron, papa, zanahoria y clara de huevo. El haz láser de CO₂ enfocado fue aplicado sobre las muestras de tejido, la potencia del haz varió en un rango de 1.5 W a 23.5 W y el tiempo de aplicación fue de 1 ms a 10 s. Los diámetros de enfoque teóricos del haz fueron 140 μm, 192 μm, 270 μm y 370 μm, esto corresponde a densidades de potencia de $26 \times 10^6 \text{ W/m}^2$ a $1526 \times 10^6 \text{ W/m}^2$.

El tamaño del daño en los tejidos orgánicos fue directamente proporcional al diámetro, potencia y tiempo de aplicación del haz láser de CO₂ sobre ellos.

En las muestras de papa y zanahoria se observó que el tejido circundante a la zona irradiada no fue afectado. La forma de la zona dañada tuvo una buena repetibilidad geométrica. Se observó tejido carbonizado alrededor de la zona con ablación.

Los daños causados a las muestras de clara de huevo no presentaron una buena repetibilidad geométrica. Al irradiar la clara de huevo con el haz láser de CO₂ se dañó el tejido circundante.

Glosario

Ablación: Extirpación de una parte de tejido.

ActiveX: Los controles ActiveX son componentes de software reutilizable basado en el modelo de objetos componentes (COM), que admite una gran variedad de funciones OLE, Visual Basic y Librerías del entorno Windows (OCX) de Microsoft. Los controles ActiveX permiten que aplicaciones de Windows interactúen con el entorno de las páginas de Internet (World Wide Web).

Carbonizar: Reducir a carbón un cuerpo orgánico.

Coagular: Cuajar, solidificar lo líquido.

COM (Component Object Model): Modelo de objetos componentes que proporciona la infraestructura que se utiliza cuando los objetos OLE se comunican entre sí. COM forma parte de la tecnología activa, puesto que los objetos COM son la base de OLE y de la tecnología activa.

Deflector: Pieza mecánica u otro dispositivo para modificar la dirección o características de un haz de luz.

Láser: Dispositivo dispuesto para producir un haz láser.

Hemoglobina: Proteína de la sangre, de color rojo característico, que transporta el oxígeno desde los órganos respiratorios hasta los tejidos.

Interruptor Q: Dispositivo para generar un pulso o serie de pulsos de energía de muy alta potencia.

Micrótopo: Dispositivo mecánico que permite la elaboración de cortes finos de muestras para su observación en el microscopio. Tienen hojas móviles de metal y poseen mecanismos para regular el grosor de los cortes. Se utilizan para elaborar cortes finos de muestras de tejidos de plantas o animales.

Necrosis: Degeneración de un tejido por muerte de sus células.

OLE: Compendio de documentos con un marco de trabajo basado en COM. Originalmente conocidos como "object linking and embeddig". OLE fué el primer nombre que adoptó la tecnología de componentes Microsoft. OLE permite la integración de herramientas mediante la posibilidad de utilizar características

inmersas de una aplicación en otra, contribuyó de manera especial en el éxito del uso de los productos Microsoft como Office.

Rayo láser, haz láser: Radiación electromagnética por emisión estimulada de radiación.

Tejido estromal: Tejido elástico que ocupa un 90% aproximadamente del grosor de la córnea. Está formado por glucosaminoglicanos unidos covalentemente a un núcleo de una proteína y una gran cantidad de fibras de colágeno dispuestas de forma paralela a la superficie de la córnea.

Referencias

- [1] ¿Qué es la neurocirugía? (2006, Noviembre). MedlinePlus. Disponible en: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/tutorials/whatisneurosurgeryspanish/ns2391s2.pdf>
- [2] J. B. Laudenslager, "Laser Fundamentals," in *Lasers in cardiovascular disease*, 1st ed., R. A. White, W. S. Grundfest, Ed. Chicago: Year Book Medical Publishers, 1987, pp. 17-22.
- [3] R. Ifflander, *Solid-State Lasers for Materials Processing: Fundamentals Relations and Technical Realizations*. Springer, 2001, p. 49.
- [4] S. Kück, "Lasers based on broad band emitting solid-state materials," in *Conference on Lasers and Electro-Optics-Europe, IEEE CWH-Broad-Band solid-Sate Lasers*, 2000, p. 1.
- [5] K. Y. Um et al., "Development of high power laser diode," in *The Pacific Rim Conference on Lasers and Electro-Optics*, vol. 2, 1999, pp. 225-226.
- [6] J.P. Nérrou, *Introducción a las telecomunicaciones por fibras ópticas*. México: Trillas, 1991, p. 94.
- [7] J. A. S. Carruth and A. L. McKenzie, *Medical Lasers Science and Clinical Practice*. Boston: Adam Hilger Ltd, 1986, p. 28.
- [8] V. Aboites, *El láser*. México: Fondo de Cultura Económica, 2001, p. 63.
- [9] Carbon Dioxide (CO2) Lasers (2006, Noviembre). GlobalSpec The Engineering Search Engine. Disponible en: http://co2-lasers.globalspec.com/specsearch/suppliers/optical_components_optics/lasers/carbon_dioxide_lasers?SrchItem=1&RegEvent=login
- [10] W. Silfvast, "Fundamentals techniques & design," in *Handbook of Optics*, 2nd ed., vol. 1, M. Bass, Ed. Florida: McGraw-Hill, 2005, p. 426.
- [11] M. H. Niemz, *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications*. Berlin: Springer, 2003, p. 250.

[12] M. J. Rupérez (2005, Octubre). Láseres: riesgos en su utilización. Nota Técnica de Prevención, Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales, España. Disponible en: http://www.mtas.es/Insht/ntp/ntp_261.htm

[13] Manual de seguridad de láseres (2003, Agosto). Universidad de Buenos Aires, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Argentina, p. 19. Disponible en: <http://www.fcen.uba.ar/shys/pdf/laser.pdf>

[14] B. Diego y M. J. Rupérez (2005, Octubre). Láseres: nueva clasificación de riesgo. Nota Técnica de Prevención, Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales, España. Disponible en: http://www.mtas.es/insht/ntp/ntp_654.htm

[15] H. Berlien and G. J. Muller, *Applied Laser in Medicine*. Springer, 2003, p. 73.

[16] H. Condori-Diburga (2002). Láser en Dermatología. Disponible en: http://sisbib.unmsm.edu.pe/BVrevistas/dermatologia/v12_n2/laser_dermatologia.htm

[17] <http://www.opolanco.es/Apat/Boletin2/CITOFLUJO.htm>

[18] Synrad An Excel Technology Company. <http://www.synrad.com>

[19] R. Kohler and J. Kaminski, "The other side of UV:YAG laser in printed circuit board fabrication, some experiments and experiences, not always microvia related," in *Electronic Components and Technology Conference*, 2000, pp. 563-668.

[20] Airborne Laser. Federation of American Scientists. Special Weapons Monitor. Disponible en: <http://www.fas.org/spp/starwars/program/abl.htm>

[21] C. Álvarez (2006, Junio). La fusión inercial se abre en la ciencia civil. Disponible en: <http://www.webislam.com/?idt=5119>

[22] N. Osaka, "Advance high-power lasers and applications," in *The 4th Pacific Rim Conference on Lasers and Electro-Optics*, vol. 1, 2001, pp. 114-116.

[23] M. Gülsoy et al, "Application of the 980-nm diode laser in stereotaxic surgery," *IEEE journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 5, issue 4, pp. 1090-1094, 1999.

[24] V. V. Stupak et al, "Laser-photodynamic therapy of brain tumors," in *5th International Conference on Actual Problems of Electronic Instrument Engineering Proceedings*, vol. 1, 2000, pp. 202-204.

- [25] P. S. Tsai et al., "All optical histology of brain tissue: Serial ablation and multiphoton imaging with femtosecond laser pulse," *Neuron Journal*, vol.39, issue 1, pp.27-41, 2002.
- [26] J. N. Pires et al, *Welding Robots*. New York: Springer, 2006, pp.49-52.
- [27] C. Dawes, *Laser Welding*. Cambridge: McGraw-Hill, 1992, p. 78.
- [28] R. F. Fischer, *Optical System Design*. McGraw-Hill, 2000, pp. 207-210.
- [29] C. Polk and E. Postow, *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*. Boca Raton, FL: CRC Press, 1996, p. 68.
- [30] J. Alonso (2000, diciembre). La humilde papa. Red electrónica de la papa. Disponible en: <http://redepapa.org/boletinveintinueve.html>.
- [31] F. Alonso de la Paz, *La Huerta Fértil*. Editorial LIBSA, 2003.
- [32] Instituto de Estudios del Huevo, Madrid, 2006.
- [33] A. Alpizar, *Estadística para laboratorista químico*. San José, C.R.: Editorial de la Universidad de Costa Rica, 2004, p. 77.

Apéndice A

Efectos del haz láser de CO₂ enfocado sobre las muestras experimentales (fotografías).

Daños hechos a los tejidos orgánicos en la instalación experimental láser variante A

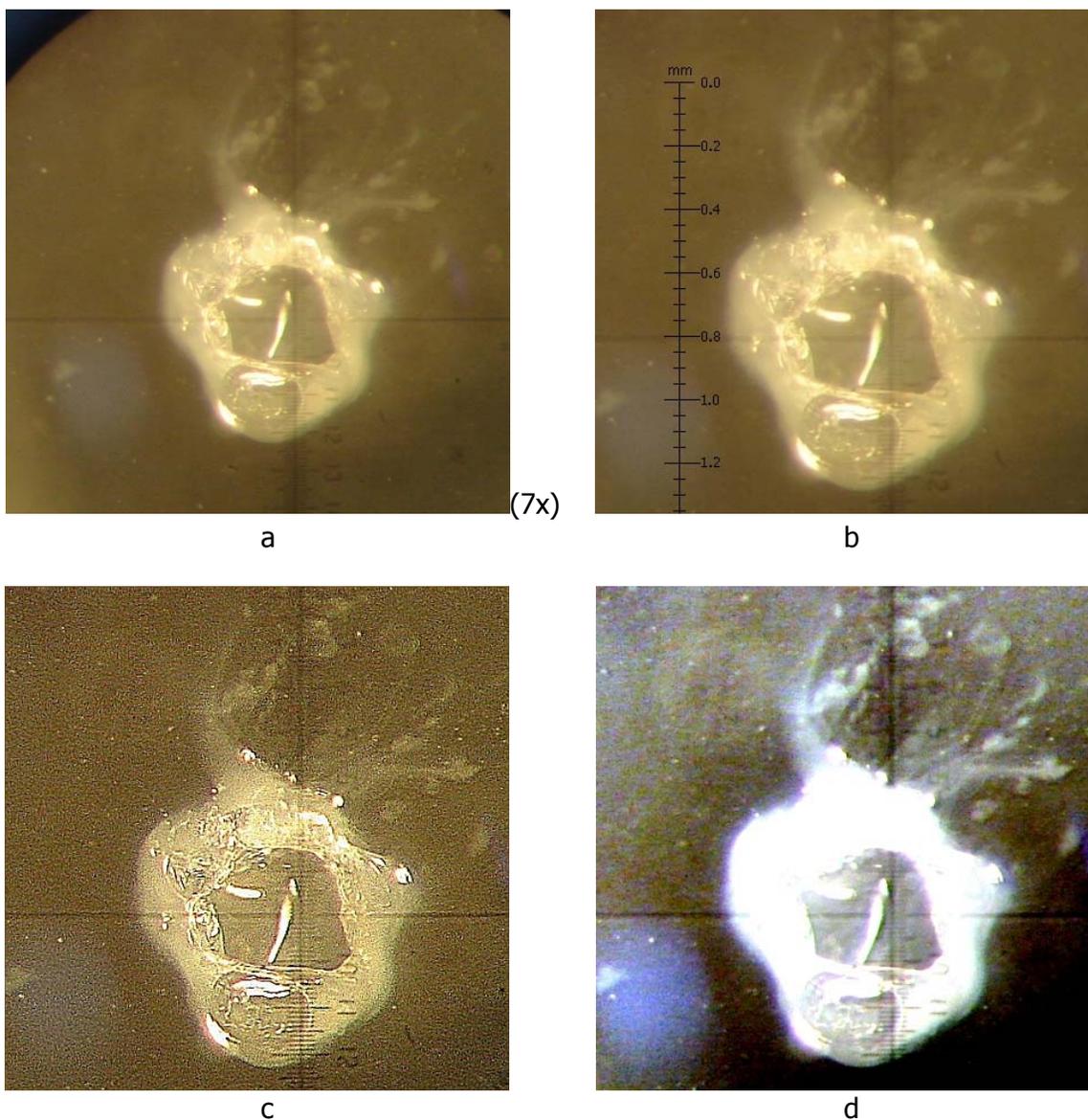


Figura A-1. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de clara de huevo, potencia del haz 4.8 W – tiempo de aplicación 0.2 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

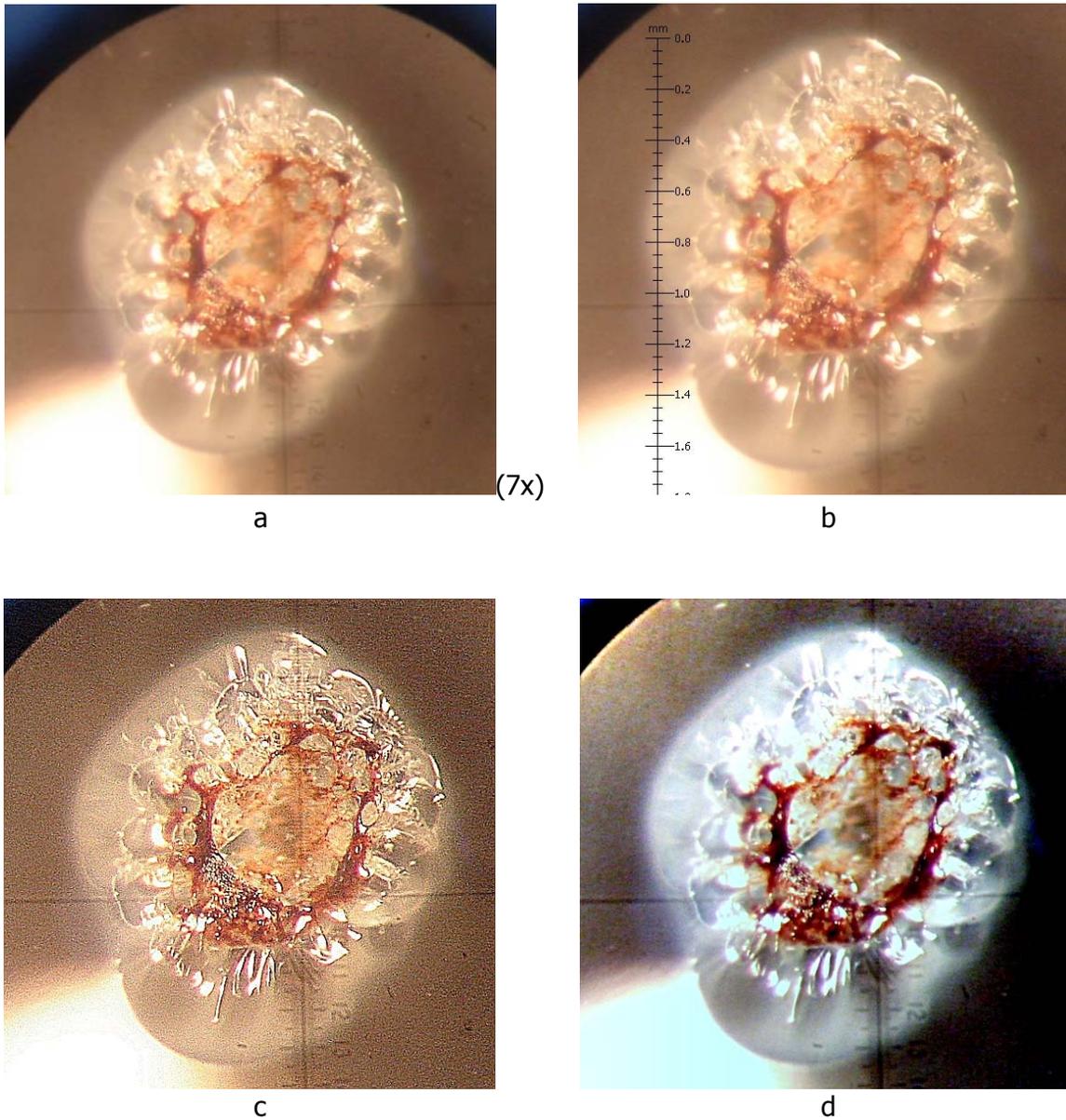


Figura A-2. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de clara de huevo, potencia del haz 9.4 W – tiempo de aplicación 0.4 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

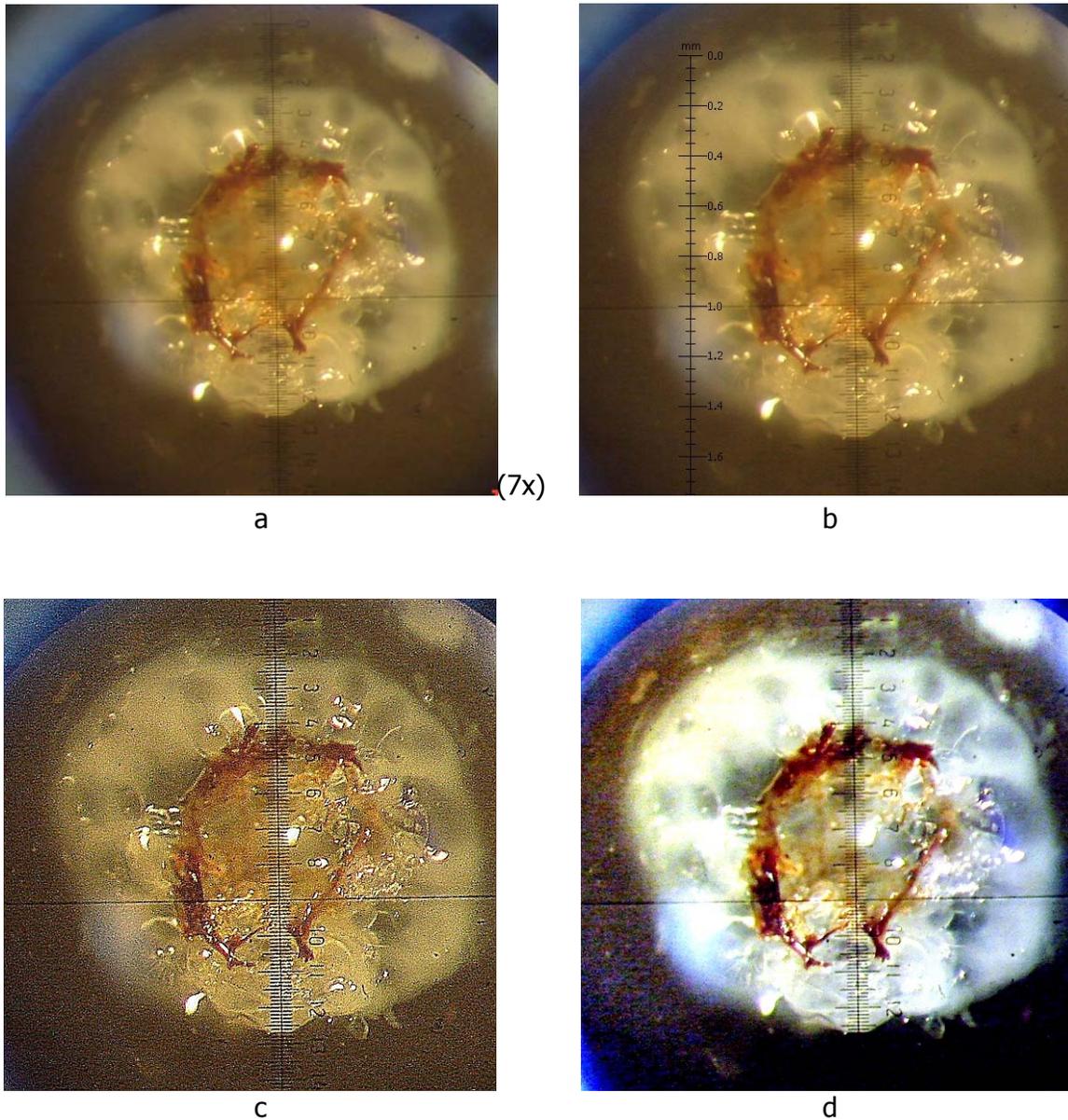


Figura A-3. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de clara de huevo, potencia del haz 6.0 W – tiempo de aplicación 0.8 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

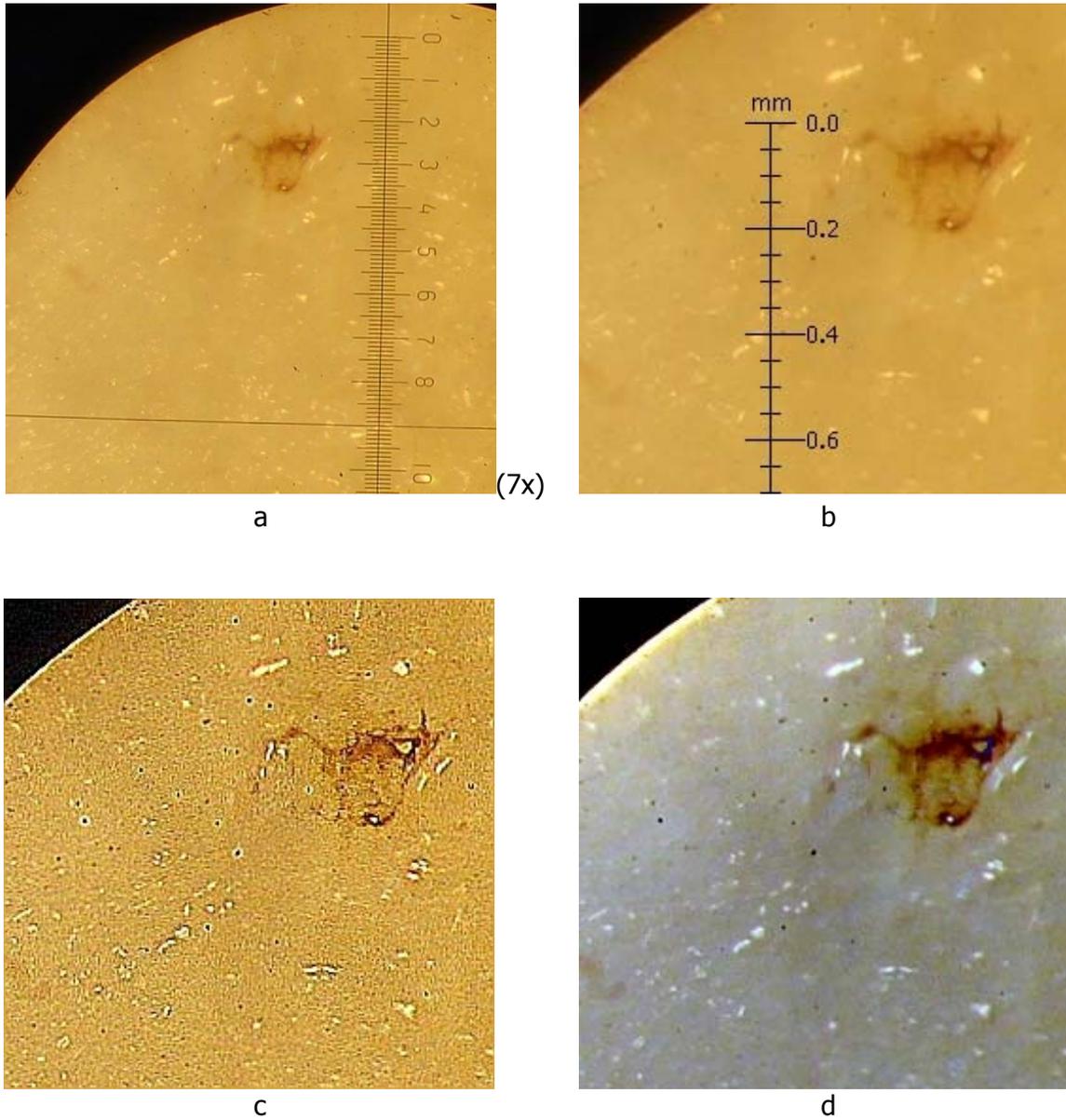


Figura A-4. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra papa, potencia del haz 4.8 W – tiempo de aplicación 0.2 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

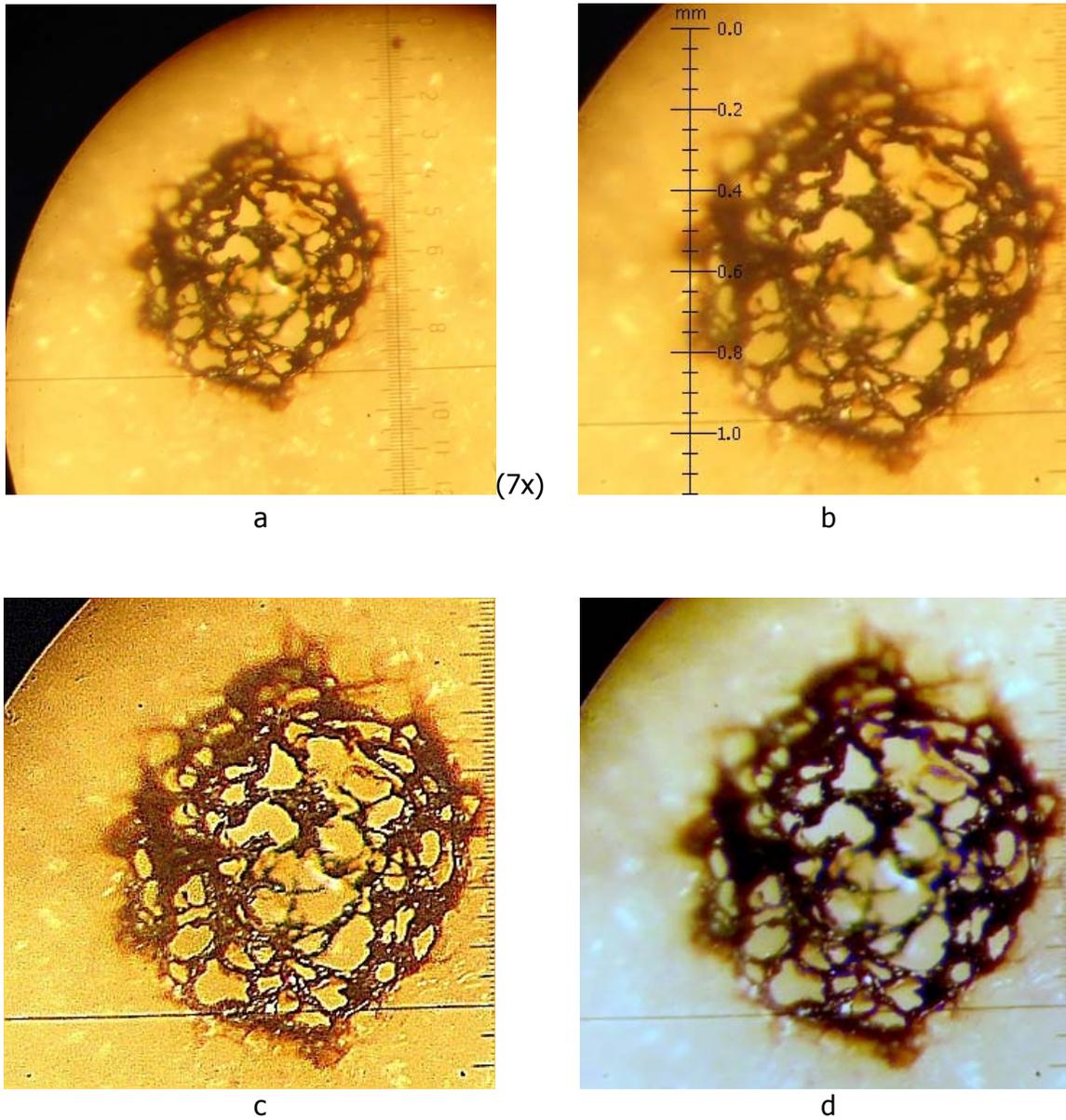


Figura A-5. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de papa, potencia del haz 6.0 W – tiempo de aplicación 1 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

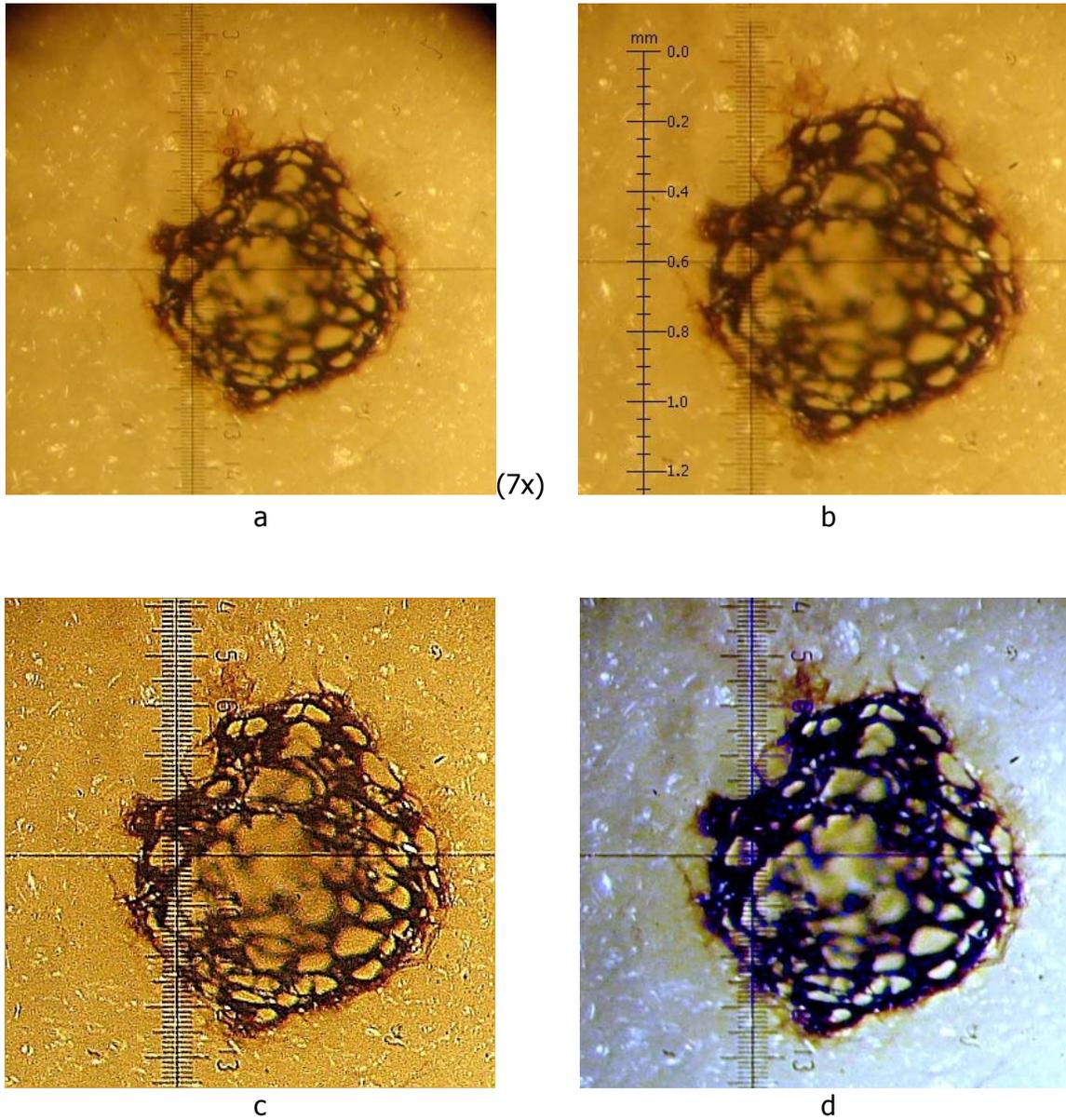


Figura A-6. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de papa, potencia del haz 9.4 W – tiempo de aplicación 0.8 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

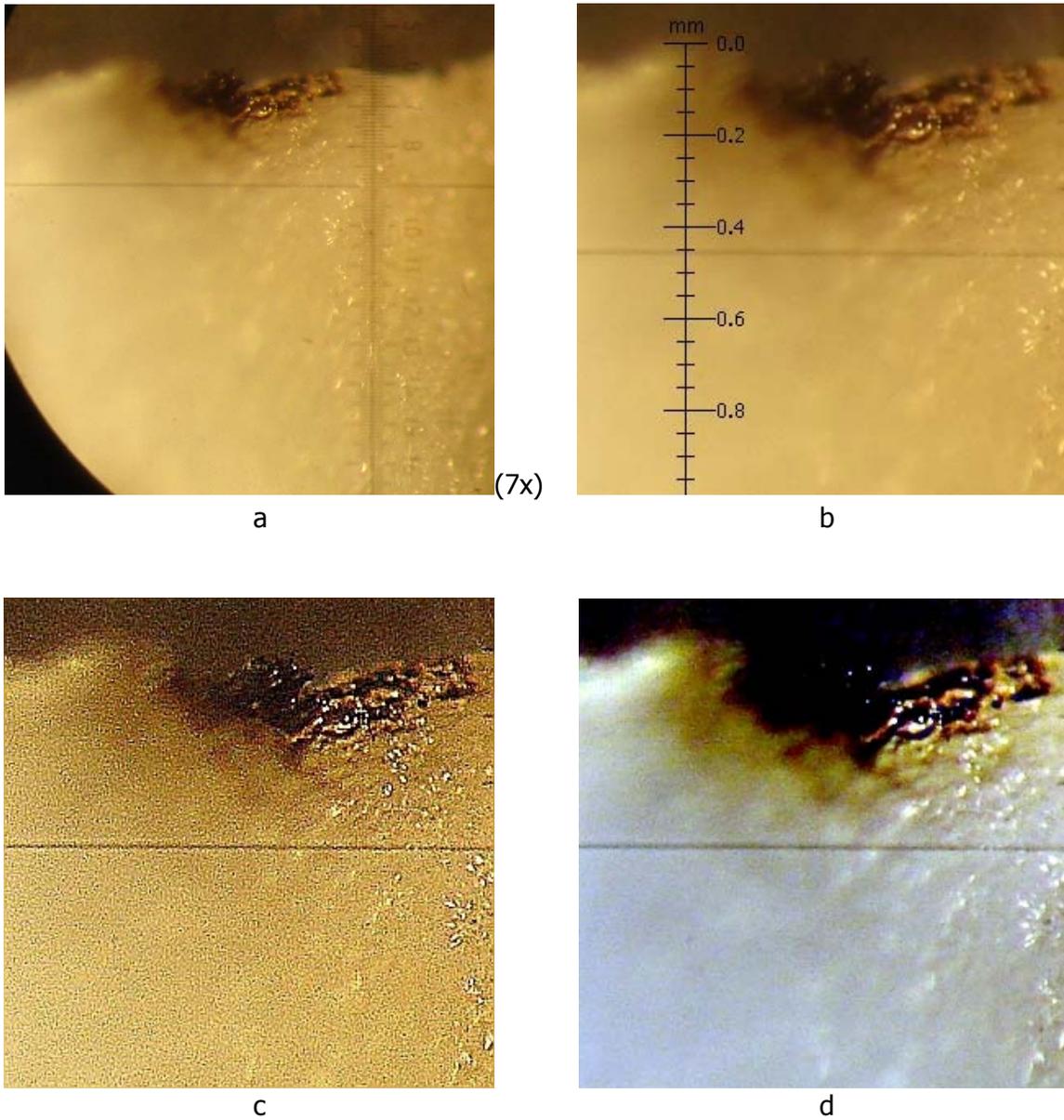


Figura A-7. Penetración del haz láser de CO₂ en una muestra de papa, potencia del haz 9.4 W – tiempo de aplicación 0.4 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

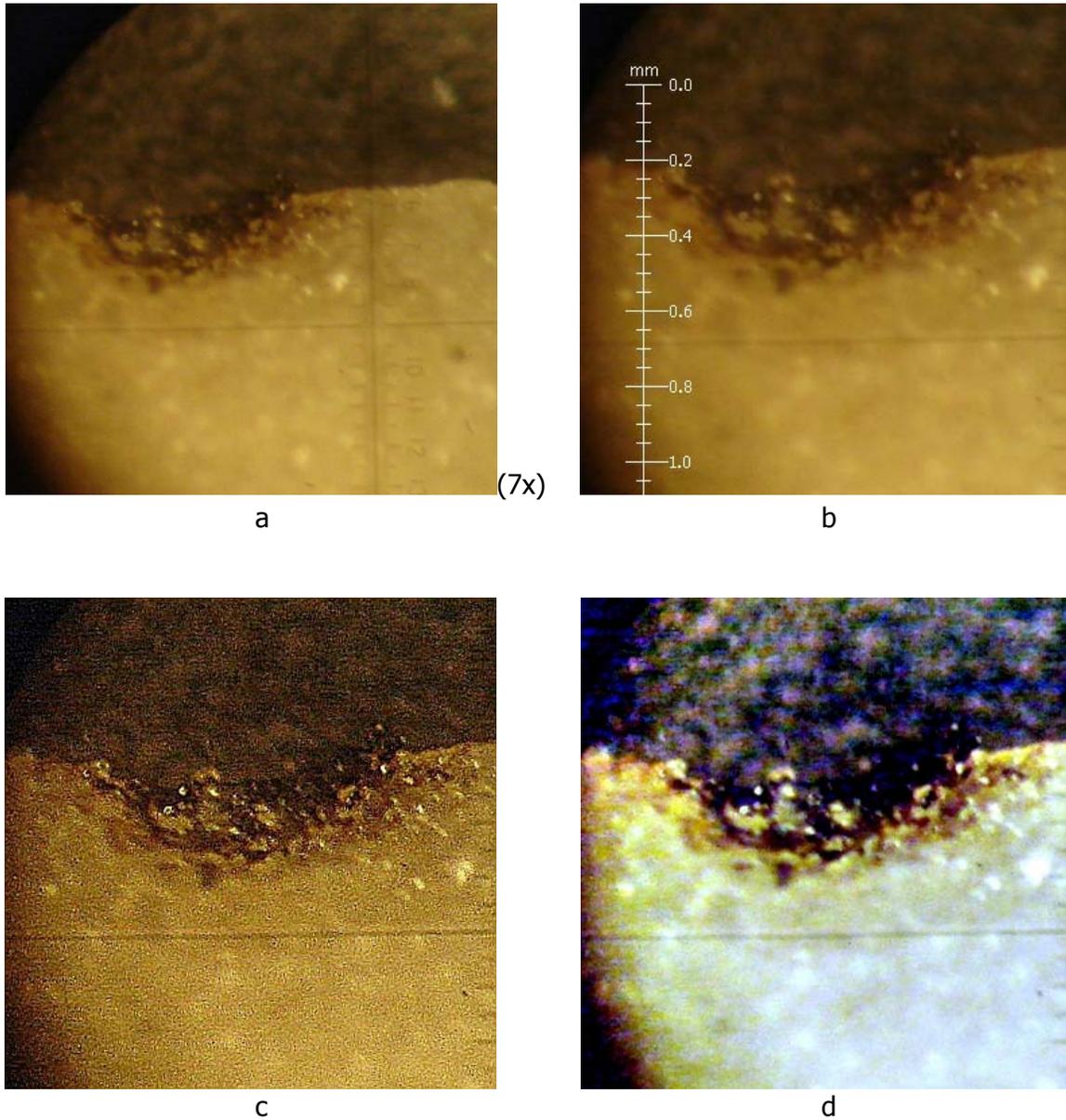


Figura A-8. Penetración del haz láser de CO₂ en una muestra de papa, potencia del haz 4.8 W – tiempo de aplicación 1 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

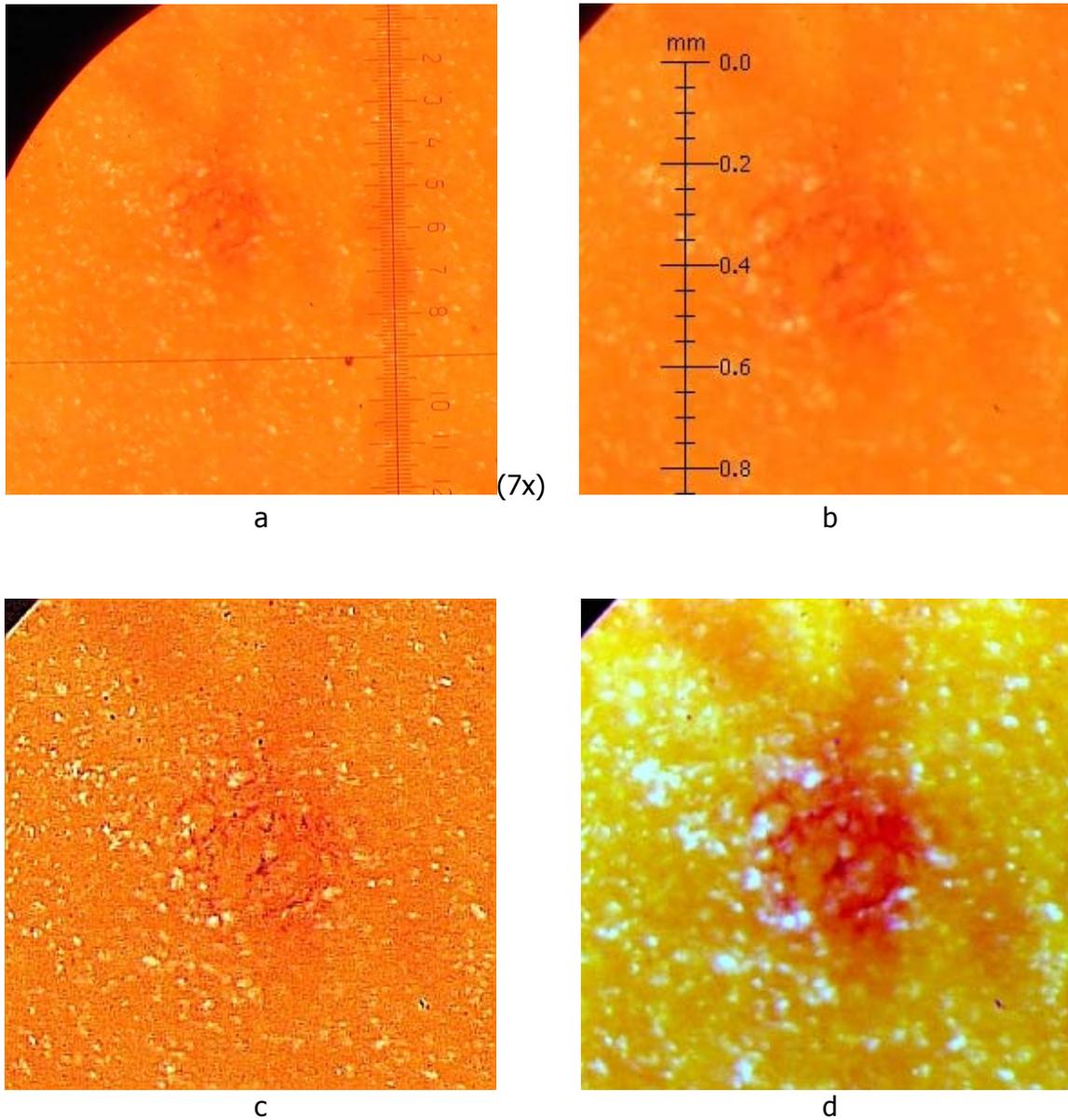


Figura A-9. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de zanahoria, potencia del haz 6.0 W – tiempo de aplicación 0.2 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

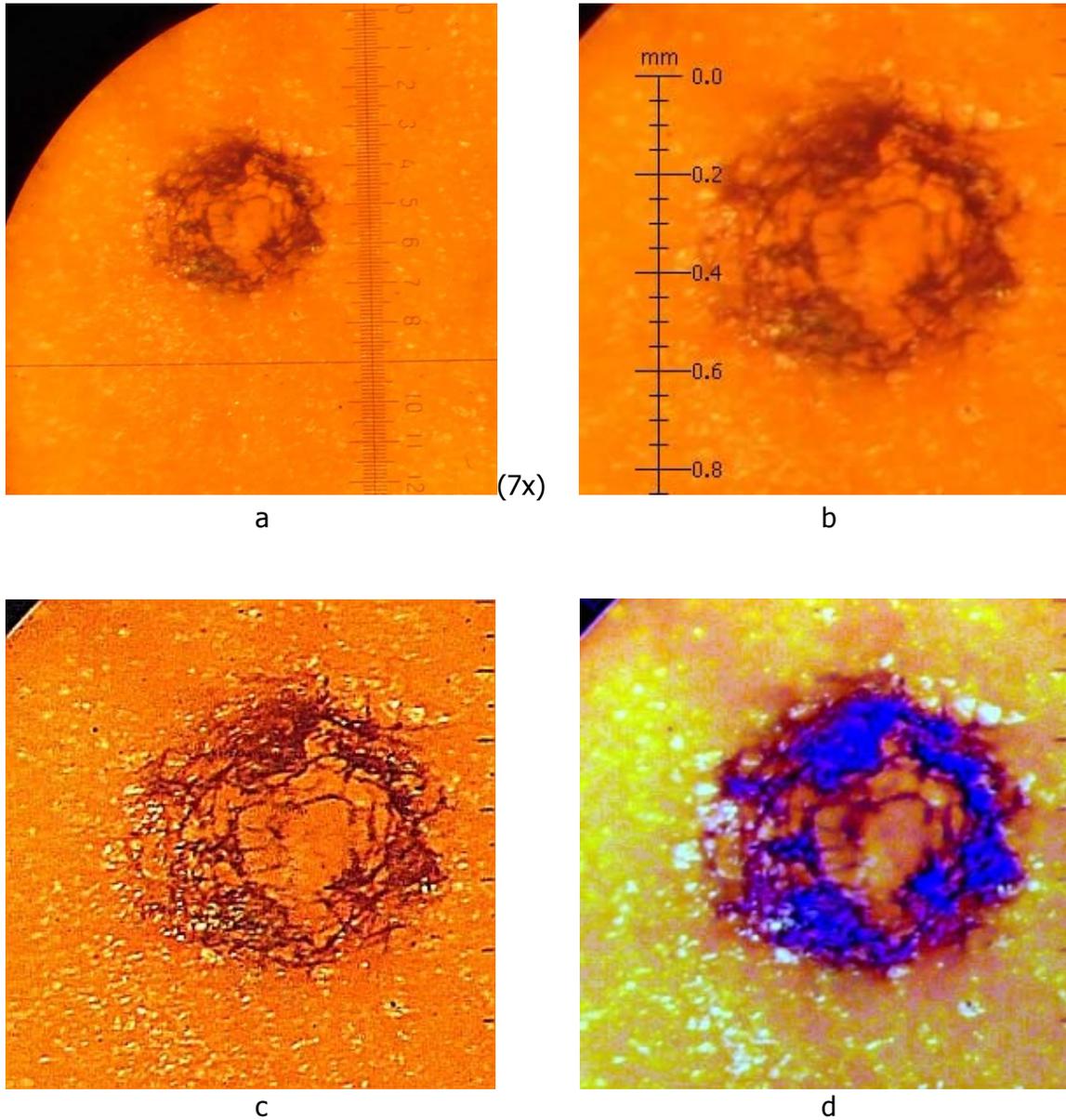


Figura A-10. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de zanahoria, potencia del haz 7.5 W – tiempo de aplicación 0.6 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

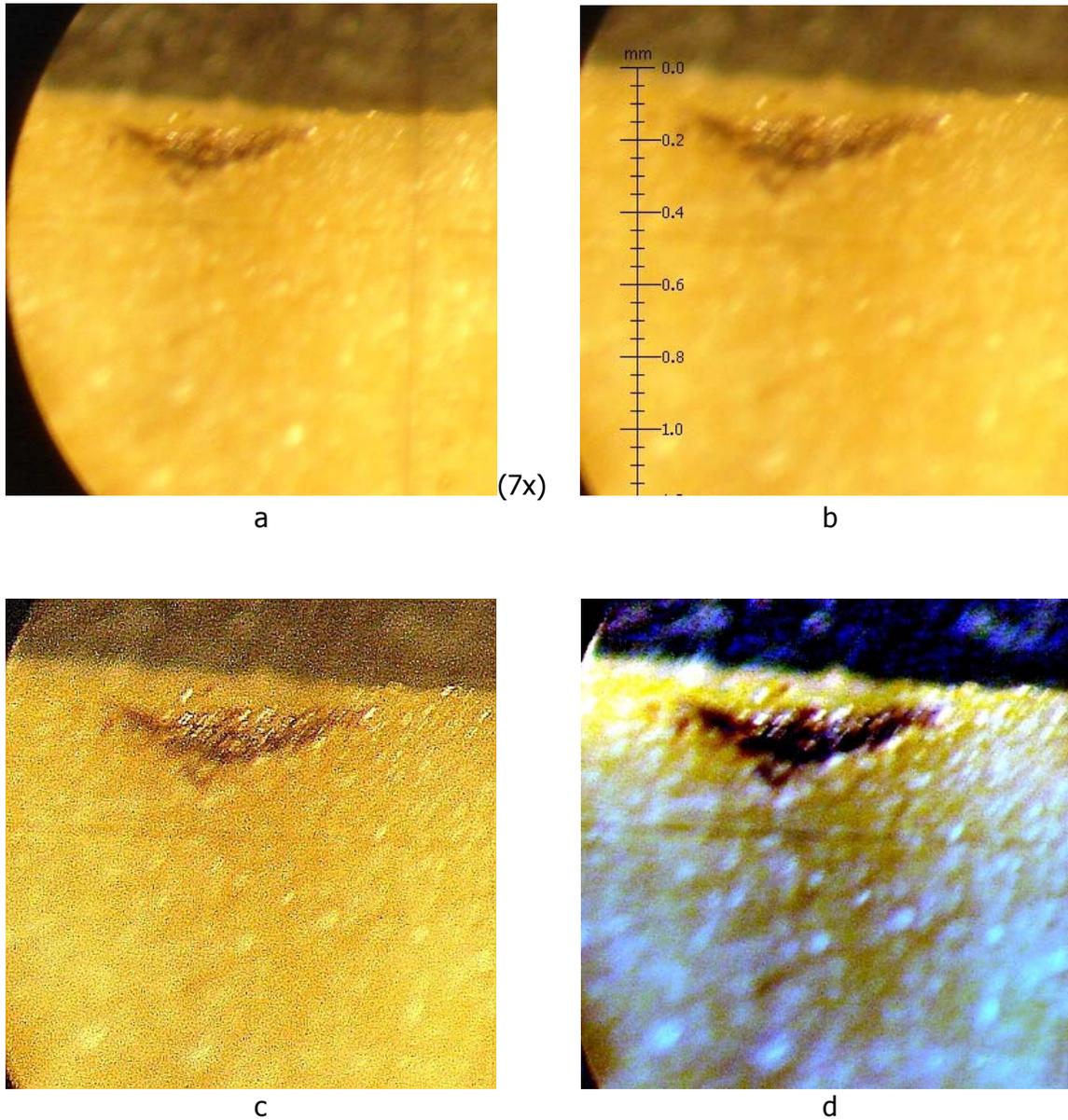


Figura A-11. Penetración del haz láser de CO₂ en una muestra de zanahoria, potencia del haz 6.0 W – tiempo de aplicación 0.6 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

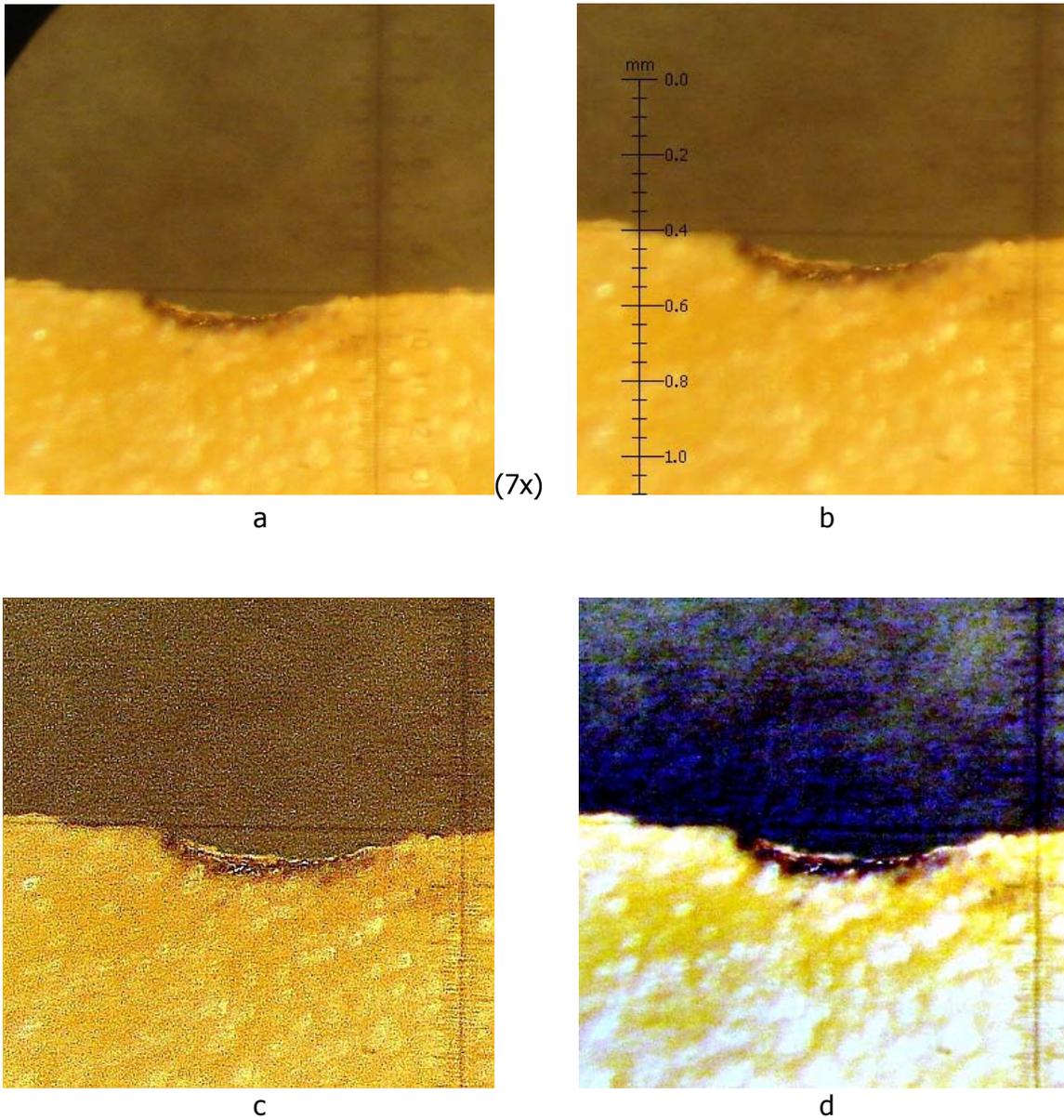


Figura A-12. Penetración del haz láser de CO₂ en una muestra de zanahoria, potencia del haz 4.8 W – tiempo de aplicación 0.8 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

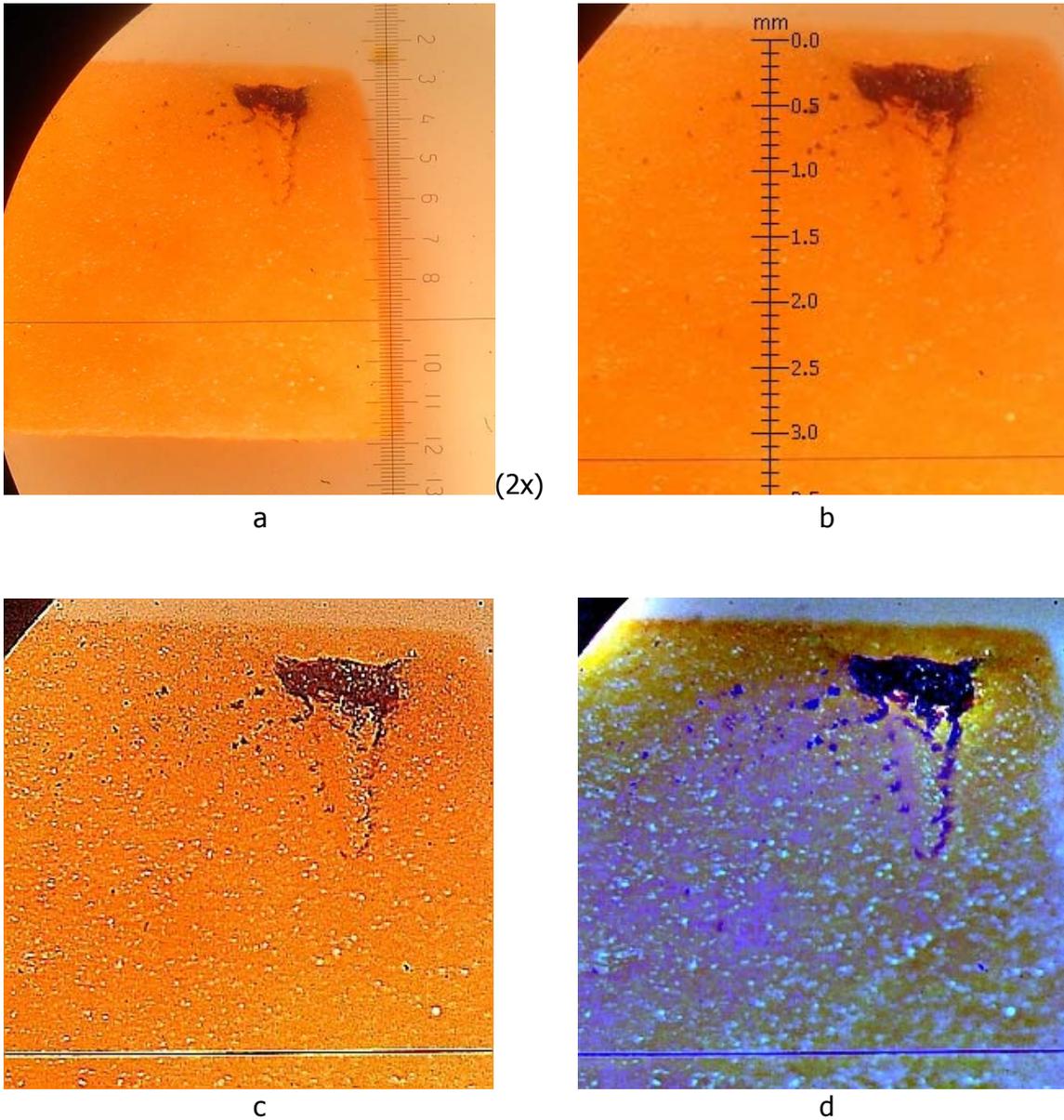


Figura A-13. Penetración del haz láser de CO₂ en una muestra de zanahoria, potencia del haz 6.0 W – tiempo de aplicación 10 s. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

Daños hechos a los tejidos orgánicos en la instalación experimental láser variante B

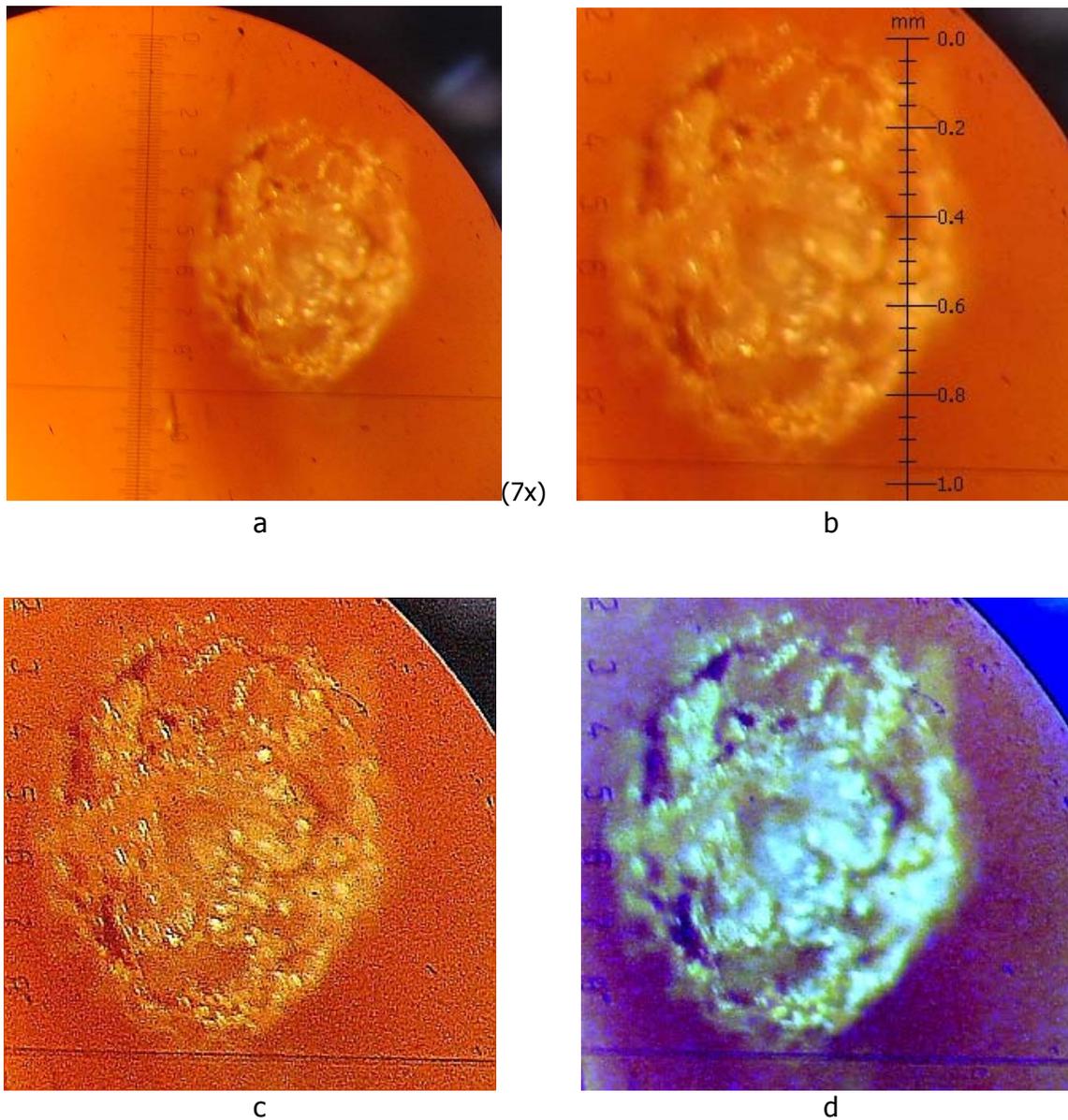


Figura A-14. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de clara de huevo, potencia del haz 23.5 W – tiempo de aplicación 4 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

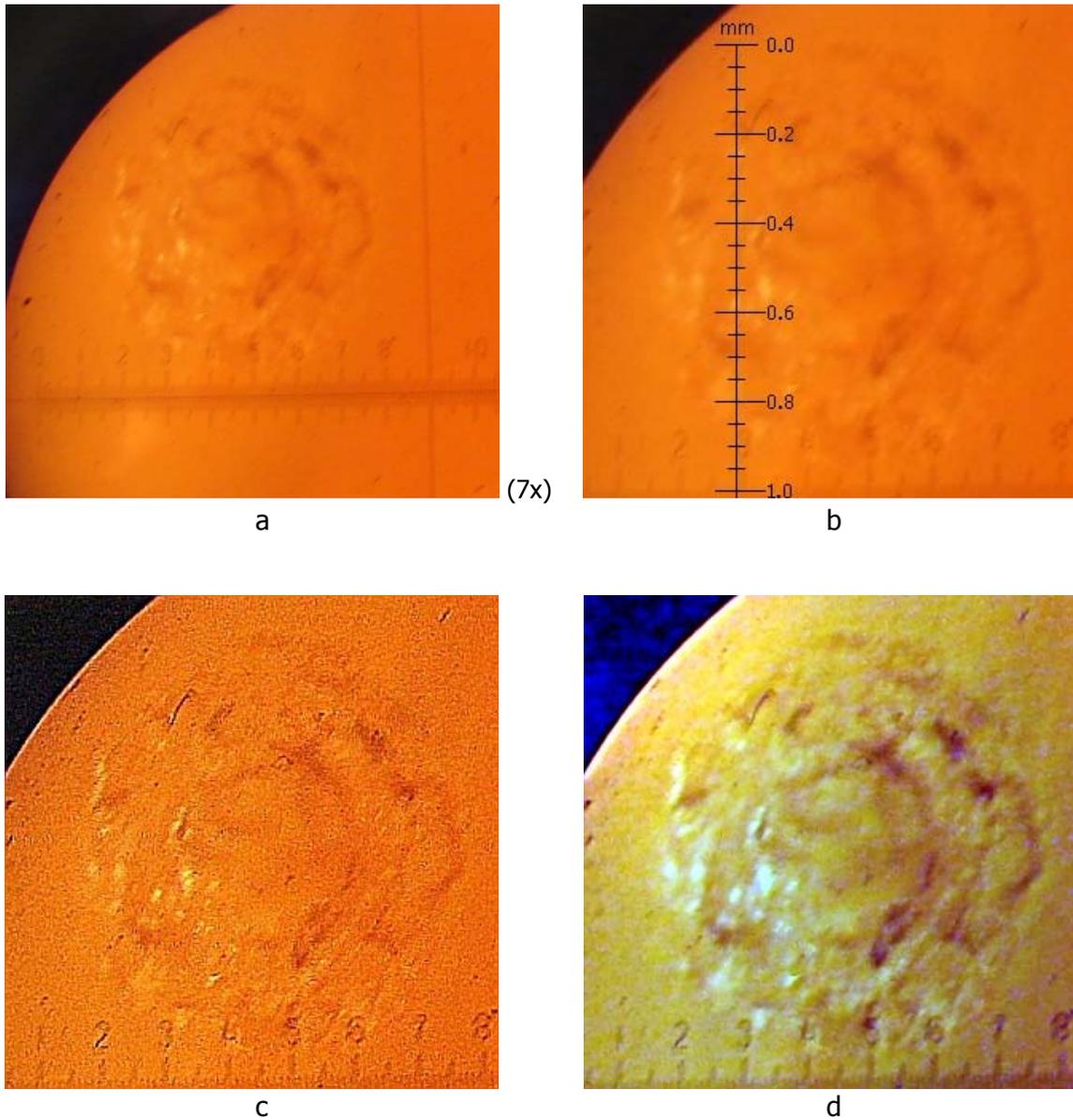


Figura A-15. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de clara de huevo, potencia del haz 12 W – tiempo de aplicación 40 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

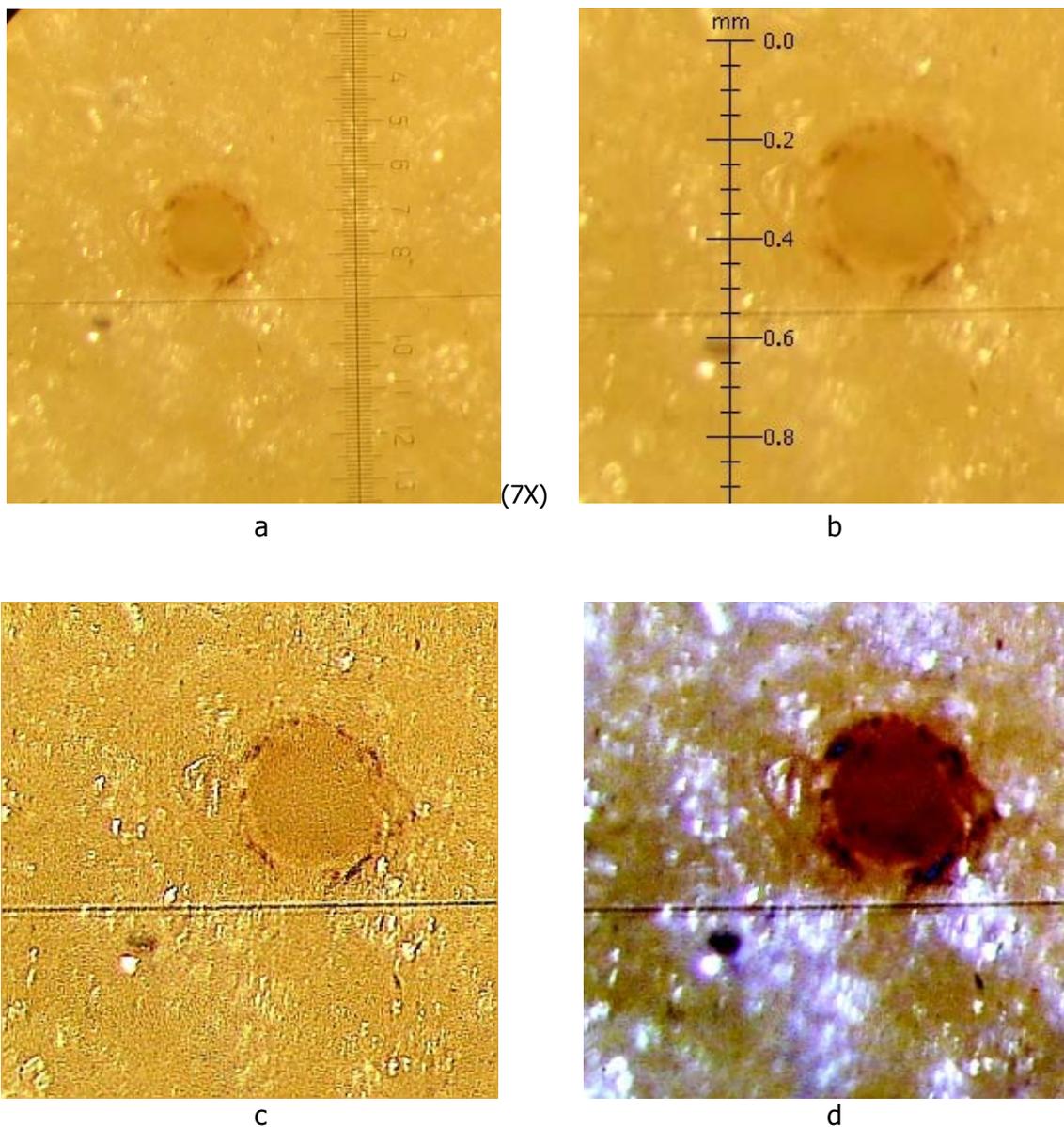


Figura A-16. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de papa, potencia del haz 9.5 W – tiempo de aplicación 8 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

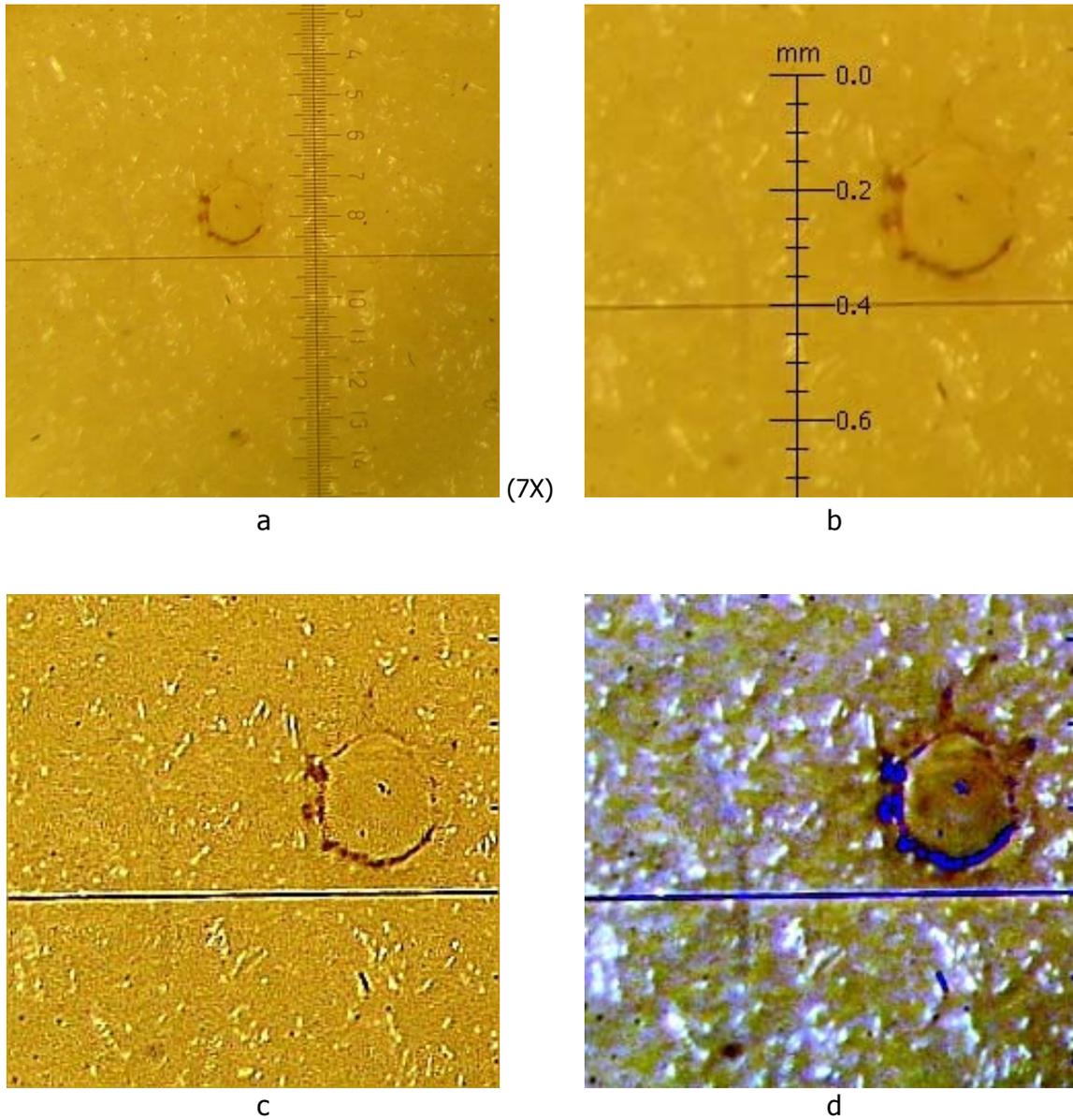


Figura A-17. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de papa, potencia del haz 3 W – tiempo de aplicación 40 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

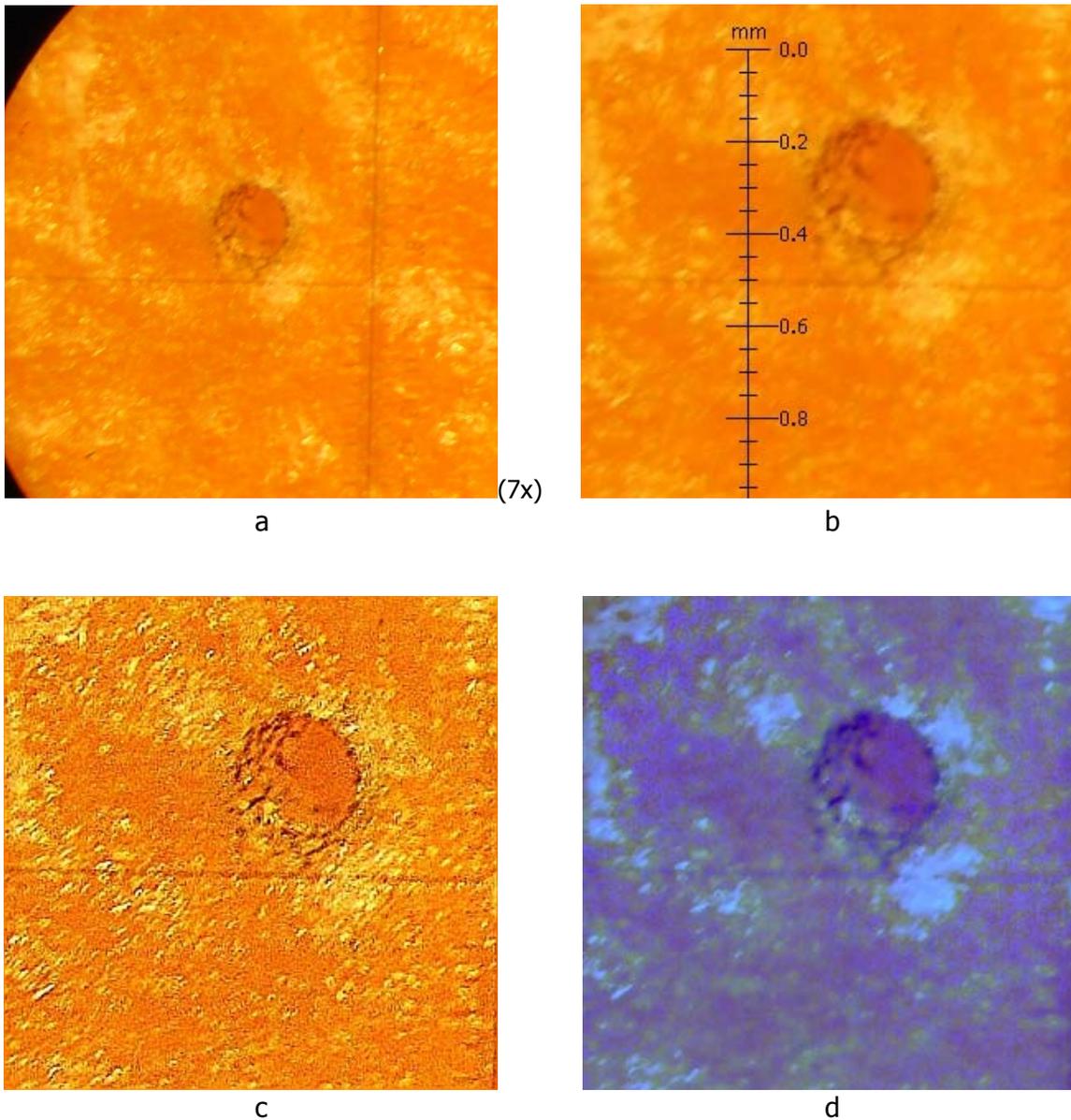


Figura A-18. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de zanahoria, potencia del haz 3 W – tiempo de aplicación 5 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

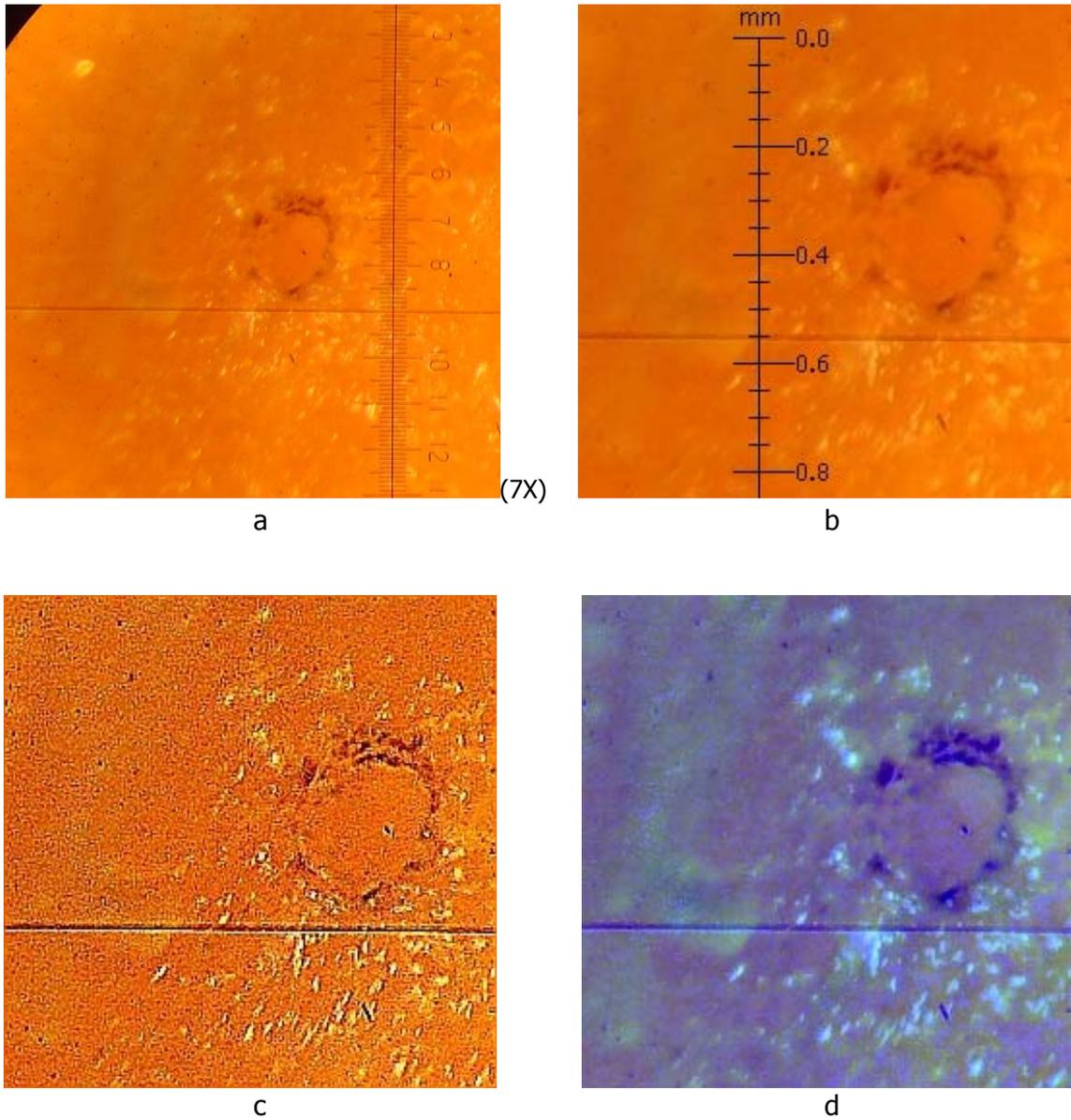


Figura A-19. Efecto del haz láser de CO₂ enfocado sobre una muestra de zanahoria, potencia del haz 3.75 W – tiempo de aplicación 16 ms. (a) Imagen original; (b) Imagen con escala de medición correspondiente al tamaño real del tejido; (c) Imagen con mayor nitidez (agudeza de 95); (d) Imagen después de filtro Retinex.

Apéndice B

Profundidad de penetración del haz láser de CO₂ enfocado en un tejido con alto contenido de agua (valores teóricos)

Constantes
c= 4181 J/Kg°C
L= 2470000 J/Kg
ρ= 993.4 Kg/m ³
ΔT=63 °C

Nota: DP Densidad de potencia

Profundidad de penetración del haz láser de CO ₂ [mm]								
		Tiempo de exposición del haz láser [ms]						
Potencia [W]	DP x10 ⁶ [W/m ²]	1	2	4	8	16	20	40
1.50	26.1983	0.010	0.019	0.039	0.077	0.154	0.193	0.386
3.75	65.4959	0.024	0.048	0.096	0.193	0.386	0.482	0.965
9.50	165.9228	0.061	0.122	0.244	0.489	0.978	1.222	2.444
23.50	410.4407	0.151	0.302	0.605	1.209	2.418	3.023	6.046

Tabla B-1. Diámetro de enfoque de del haz 270 μm.

Profundidad de penetración del haz láser de CO ₂ [mm]								
		Tiempo de exposición del haz láser [ms]						
Potencia [W]	DP x10 ⁶ [W/m ²]	1	2	4	8	16	20	40
1.50	97.4418	0.036	0.072	0.144	0.287	0.574	0.718	1.435
3.75	243.6045	0.090	0.179	0.359	0.718	1.435	1.794	3.589
9.50	617.1314	0.227	0.455	0.909	1.818	3.636	4.545	9.091
23.50	1526.5882	0.562	1.124	2.249	4.498	8.995	11.244	22.488

Tabla B-2. Diámetro de enfoque de del haz 140 μm.

Profundidad de penetración del haz láser de CO ₂ [mm]							
		Tiempo de exposición del haz láser [s]					
Potencia [W]	DP x10 ⁶ [W/m ²]	0.1	0.2	0.4	0.8	1	10
4.8	44.6424	1.644	3.288	6.576	9.864	13.153	16.441
6	55.8030	2.055	4.110	8.220	12.331	16.441	20.551
7.5	69.7538	2.569	5.138	10.275	15.413	20.551	25.689
9.4	87.4248	3.220	6.439	12.879	19.318	25.757	32.196

Tabla B-3. Diámetro de enfoque de del haz 370 µm.

Profundidad de penetración del haz láser de CO ₂ [mm]							
		Tiempo de exposición del haz láser [s]					
Potencia [W]	DP x10 ⁶ [W/m ²]	0.1	0.2	0.4	0.8	1	10
4.8	165.7864	6.105	12.211	24.422	36.633	48.844	61.055
6	207.2330	7.632	15.264	30.527	45.791	61.055	76.319
7.5	259.0412	9.540	19.080	38.159	57.239	76.319	95.398
9.4	324.6650	11.957	23.913	47.826	71.740	95.653	119.566

Tabla B-4. Diámetro de enfoque de del haz 192 µm.

Resultados experimentales

Características del daño a las muestras en la instalación experimental láser variante A

Tiempo de aplicación del haz láser 0.2 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.143	0.343	0.214	0.143	0.286	0.214	0.171
6.0	0.471	0.457	0.357	0.286	0.429	0.300	0.371
7.5	0.571	0.500	0.514	0.429	0.500	0.457	0.586
9.4	0.714	0.571	0.571	0.514	0.571	0.571	0.643

B-5.1

Tiempo de aplicación del haz láser 0.4 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.543	0.443	0.429	0.571	0.586	0.557	0.429
6.0	0.571	0.514	0.571	0.586	0.657	0.643	0.571
7.5	0.714	0.600	0.714	0.714	0.757	0.729	0.643
9.4	0.800	0.757	0.786	0.786	0.843	0.814	0.714

B-5.2

Tiempo de aplicación del haz láser 0.6 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.643	0.657	0.643	0.643	0.643	0.686	0.671
6.0	0.714	0.714	0.786	0.814	0.714	0.757	0.800
7.5	0.829	0.857	0.929	0.929	0.857	0.871	0.886
9.4	1.071	0.929	0.986	1.071	0.929	1.000	1.029

B-5.3

Tiempo de aplicación del haz láser 0.8 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.657	0.714	0.686	0.714	0.671	0.657	0.671
6.0	0.800	0.800	0.786	0.857	0.800	0.771	0.814
7.5	0.929	1.000	0.943	0.986	0.914	0.929	0.929
9.4	0.957	1.071	1.086	1.014	1.000	1.014	1.000

B-5.4

Tiempo de aplicación del haz láser 1 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.786	0.800	0.786	0.857	0.857	0.800	0.786
6.0	0.929	1.000	1.000	0.943	0.957	0.914	0.914
7.5	1.000	1.129	1.071	1.043	1.071	1.000	0.971
9.4	1.071	1.143	1.143	1.129	1.143	1.114	1.057

B-5.5

Tiempo de aplicación del haz láser 10 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	1.214	1.143	1.143	1.286	1.286	1.214	1.229
6.0	1.286	1.357	1.371	1.371	1.343	1.329	1.314
7.5	1.429	1.429	1.443	1.514	1.471	1.457	1.500
9.4	1.600	1.643	1.571	1.571	1.643	1.571	1.600

B-5.6

Tabla B-5. Diámetros de la zona dañada en las muestras de papa.

Tiempo de aplicación del haz láser 0.2 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	0.129	0.143	0.157	0.143
6.0	0.171	0.200	0.186	0.157
7.5	0.229	0.229	0.214	0.229
9.4	0.286	0.271	0.286	0.257

B-6.1

Tiempo de aplicación del haz láser 0.4 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	0.257	0.243	0.257	0.243
6.0	0.286	0.271	0.286	0.286
7.5	0.286	0.300	0.300	0.314
9.4	0.429	0.386	0.400	0.400

B-6.2

Tiempo de aplicación del haz láser 0.6 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	0.271	0.286	0.286	0.271
6.0	0.314	0.329	0.329	0.300
7.5	0.357	0.357	0.357	0.343
9.4	0.371	0.371	0.386	0.371

B-6.3

Tiempo de aplicación del haz láser 0.8 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	0.300	0.286	0.300	0.300
6.0	0.357	0.343	0.329	0.329
7.5	0.386	0.371	0.371	0.386
9.4	0.429	0.414	0.429	0.429

B-6.4

Tiempo de aplicación del haz láser 1 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	0.300	0.300	0.300	0.300
6.0	0.357	0.343	0.343	0.357
7.5	0.371	0.386	0.400	0.400
9.4	0.457	0.486	0.443	0.457

B-6.5

Tiempo de aplicación del haz láser 10 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	0.686	0.657	0.714	0.714
6.0	0.857	0.829	0.814	0.800
7.5	1.000	0.900	0.914	1.000
9.4	1.229	1.214	1.214	1.200

B-6.6

Tabla B-6. Profundidad del daño en las muestras de papa.

Tiempo de aplicación del haz láser 0.2 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.129	0.143	0.143	0.129	0.143	0.114	0.129
6.0	0.200	0.257	0.229	0.214	0.214	0.214	0.214
7.5	0.357	0.343	0.300	0.314	0.329	0.343	0.314
9.4	0.429	0.443	0.386	0.371	0.386	0.414	0.371

B-7.1

Tiempo de aplicación del haz láser 0.4 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.286	0.286	0.286	0.314	0.329	0.343	0.357
6.0	0.457	0.429	0.386	0.429	0.400	0.414	0.429
7.5	0.514	0.471	0.429	0.500	0.457	0.457	0.486
9.4	0.571	0.571	0.571	0.571	0.571	0.586	0.571

B-7.2

Tiempo de aplicación del haz láser 0.6 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.357	0.371	0.414	0.429	0.471	0.414	0.443
6.0	0.500	0.500	0.500	0.514	0.543	0.500	0.543
7.5	0.571	0.571	0.571	0.571	0.629	0.571	0.571
9.4	0.714	0.643	0.700	0.657	0.729	0.657	0.657

B-7.3

Tiempo de aplicación del haz láser 0.8 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.500	0.429	0.514	0.571	0.500	0.443	0.500
6.0	0.529	0.543	0.571	0.629	0.586	0.586	0.600
7.5	0.643	0.614	0.657	0.671	0.657	0.643	0.671
9.4	0.714	0.700	0.714	0.714	0.786	0.714	0.714

B-7.4

Tiempo de aplicación del haz láser 1 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.586	0.571	0.586	0.600	0.571	0.571	0.586
6.0	0.643	0.657	0.700	0.643	0.686	0.714	0.686
7.5	0.714	0.729	0.729	0.729	0.743	0.757	0.743
9.4	0.800	0.786	0.800	0.800	0.800	0.786	0.829

B-7.5

Tiempo de aplicación del haz láser 10 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	1.029	1.071	1.143	1.071	1.071	1.000	1.057
6.0	1.143	1.143	1.200	1.186	1.143	1.214	1.186
7.5	1.200	1.214	1.229	1.229	1.200	1.286	1.214
9.4	1.343	1.343	1.300	1.300	1.329	1.357	1.357

B-7.6

Tabla B-7. Diámetros de la zona dañada en las muestras de zanahoria.

Tiempo de aplicación del haz láser 0.2 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	x	X	x	x
6.0	0.057	0.071	0.057	0.057
7.5	0.071	0.086	0.057	0.071
9.4	0.086	0.100	0.086	0.100

B-8.1

Tiempo de aplicación del haz láser 0.4 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	0.071	0.071	0.071	0.057
6.0	0.086	0.100	0.100	0.086
7.5	0.114	0.129	0.129	0.129
9.4	0.143	0.143	0.157	0.143

B-8.2

Tiempo de aplicación del haz láser 0.6 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	0.157	0.143	0.143	0.143
6.0	0.200	0.214	0.229	0.214
7.5	0.271	0.257	0.257	0.257
9.4	0.286	0.314	0.286	0.300

B-8.3

Tiempo de aplicación del haz láser 0.8 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	0.157	0.171	0.157	0.171
6.0	0.243	0.257	0.257	0.271
7.5	0.357	0.386	0.357	0.371
9.4	0.429	0.414	0.414	0.429

B-8.4

Tiempo de aplicación del haz láser 1 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	0.214	0.229	0.229	0.229
6.0	0.300	0.314	0.300	0.314
7.5	0.386	0.400	0.386	0.400
9.4	0.443	0.457	0.471	0.500

B-8.5

Tiempo de aplicación del haz láser 10 s				
Potencia	Profundidad de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
4.8	1.375	1.400	1.375	1.300
6.0	1.875	1.750	2.000	2.025
7.5	2.425	2.325	2.250	2.375
9.4	3.225	3.125	2.975	3.125

B-8.6

Tabla B-8. Profundidad del daño en las muestras de zanahoria.

Tiempo de aplicación del haz láser 0.2 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.357	0.286	0.314	0.357	0.357	0.400	0.357
6.0	0.443	0.414	0.429	0.500	0.557	0.571	0.529
7.5	0.714	0.743	0.714	0.714	0.786	0.743	0.714
9.4	0.786	0.857	0.743	0.786	0.786	0.757	0.771

B-9.1

Tiempo de aplicación del haz láser 0.4 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.343	0.400	0.500	0.429	0.500	0.457	0.371
6.0	0.571	0.571	0.629	0.714	0.571	0.614	0.643
7.5	0.786	0.829	0.786	0.843	0.800	0.786	0.800
9.4	0.929	0.957	0.857	0.929	0.900	0.871	0.929

B-9.2

Tiempo de aplicación del haz láser 0.6 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.571	0.786	0.843	0.714	0.757	0.571	0.614
6.0	0.800	0.857	0.857	0.857	0.800	0.857	0.786
7.5	0.900	0.929	1.000	0.929	0.643	0.929	1.014
9.4	1.129	1.071	1.000	1.000	1.086	1.214	1.086

B-9.3

Tiempo de aplicación del haz láser 0.8 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.714	0.786	0.857	0.971	0.857	0.857	0.729
6.0	0.900	1.043	0.957	1.043	1.071	1.000	0.929
7.5	1.000	1.086	1.000	1.200	1.214	1.143	1.029
9.4	1.286	1.143	1.014	1.271	1.286	1.214	1.286

B-9.4

Tiempo de aplicación del haz láser 1 s							
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.857	0.929	0.814	0.914	0.857	0.929	0.914
6.0	1.086	0.986	0.914	1.043	1.000	1.029	1.029
7.5	1.143	1.271	1.029	1.186	1.157	1.157	1.186
9.4	1.214	1.286	1.229	1.257	1.271	1.257	1.286

B-9.5

Tabla B-9. Diámetros de la zona dañada en las muestras de clara de huevo.

Tiempo de aplicación del haz láser 0.2 s							
Potencia	Diámetro de la zona cocida [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.786	1.286	0.643	1.157	0.857	0.914	0.857
6.0	0.814	1.214	1.143	1.286	0.929	1.000	0.986
7.5	0.857	1.286	1.429	1.429	1.000	1.314	1.257
9.4	1.143	1.571	1.571	1.543	1.429	1.600	1.443

B-10.1

Tiempo de aplicación del haz láser 0.4 s							
Potencia	Diámetro de la zona cocida [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	1.000	1.129	1.429	1.429	1.286	1.300	1.343
6.0	1.214	1.214	1.529	1.571	1.657	1.357	1.429
7.5	1.429	1.500	1.571	1.714	1.714	1.471	1.514
9.4	1.571	1.571	1.686	1.843	1.729	1.643	1.586

B-10.2

Tiempo de aplicación del haz láser 0.6 s							
Potencia	Diámetro de la zona cocida [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	1.143	1.257	1.643	1.643	1.643	1.429	1.429
6.0	1.214	1.286	1.700	1.714	1.714	1.643	1.500
7.5	1.500	1.529	1.714	1.757	1.643	1.643	1.571
9.4	1.571	1.657	1.786	2.000	1.857	2.000	1.643

B-10.3

Tiempo de aplicación del haz láser 0.8 s							
Potencia	Diámetro de la zona cocida [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	0.929	1.214	1.429	1.557	1.857	1.743	1.714
6.0	1.600	1.286	1.571	1.571	1.914	1.786	1.743
7.5	1.643	1.400	1.643	1.714	1.943	1.929	1.957
9.4	2.143	1.786	1.714	1.786	2.286	2.000	1.929

B-10.4

Tiempo de aplicación del haz láser 1 s							
Potencia	Diámetro de la zona cocida [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	1.571	1.429	1.500	1.800	1.829	1.857	1.500
6.0	1.929	1.571	1.700	1.857	1.857	1.786	1.571
7.5	1.929	1.571	1.714	1.957	1.929	2.000	1.786
9.4	2.000	1.871	1.814	2.000	2.000	1.929	2.071

B-10.5

Tabla B-10. Diámetros de la zona cocida en las muestras de clara de huevo.

Tiempo de aplicación del haz láser 10 s							
Potencia	Longitud del eje mayor A de la elipse imaginaria [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	2.250	2.175	2.125	1.875	2.375	2.425	1.400
6.0	2.125	2.125	2.275	2.125	2.250	2.875	2.750
7.5	2.500	2.200	2.300	2.375	2.250	2.750	1.575
9.4	2.375	2.425	2.375	2.250	2.425	2.250	1.750

B-11.1

Tiempo de aplicación del haz láser 10 s							
Potencia	Longitud del eje menor B de la elipse imaginaria [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	1.375	1.500	1.375	1.500	1.500	1.625	1.400
6.0	1.500	1.625	1.750	1.500	1.500	1.450	1.500
7.5	1.750	1.500	1.375	2.125	2.000	1.750	1.575
9.4	1.875	1.500	1.500	1.500	1.750	1.625	1.750

B-11.2

Tabla B-11. Longitudes de la elipse imaginaria trazada para medir la zona dañada en la clara de huevo.

Tiempo de aplicación del haz láser 10 s							
Potencia	Longitud del eje mayor A de la elipse imaginaria [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	3.000	2.750	3.250	3.000	3.250	3.125	3.000
6.0	2.875	2.750	2.875	3.125	2.875	3.500	3.625
7.5	3.375	3.000	3.250	2.750	3.250	3.250	2.750
9.4	3.125	2.850	2.875	2.750	3.000	3.000	3.000

B-12.1

Tiempo de aplicación del haz láser 10 s							
Potencia	Longitud del eje menor B de la elipse imaginaria [mm]						
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
4.8	2.425	2.500	2.875	2.125	2.375	2.500	2.750
6.0	2.500	2.500	2.625	2.375	2.250	2.250	2.375
7.5	2.875	2.150	2.000	2.875	3.000	2.750	2.750
9.4	2.750	2.725	2.750	2.250	2.250	2.500	2.625

B-12.2

Tabla B-12. Longitudes de la elipse imaginaria trazada para medir la zona cocida en la clara de huevo.

Características del daño a las muestras en la instalación experimental láser variante B

Tiempo de aplicación del haz láser 1 ms						
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]					
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1.50	0.200	0.143	0.157	0.171	0.214	0.171
3.75	0.229	0.214	0.186	0.229	0.243	0.243
9.50	0.343	0.357	0.314	0.286	0.300	0.357
23.50	0.414	0.429	0.414	0.357	0.357	0.386

B-13.1

Tiempo de aplicación del haz láser 2 ms						
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]					
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1.50	0.200	0.171	0.143	0.157	0.200	0.171
3.75	0.243	0.229	0.214	0.229	0.257	0.243
9.50	0.343	0.357	0.343	0.314	0.314	0.314
23.50	0.429	0.429	0.414	0.357	0.429	0.457

B-13.2

Tiempo de aplicación del haz láser 4 ms						
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]					
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1.50	0.200	0.157	0.157	0.171	0.200	0.186
3.75	0.243	0.229	0.171	0.214	0.257	0.229
9.50	0.357	0.371	0.300	0.329	0.314	0.314
23.50	0.443	0.457	0.386	0.343	0.414	0.443

B-13.3

Tiempo de aplicación del haz láser 8 ms						
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]					
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1.50	0.171	0.171	0.157	0.171	0.200	0.171
3.75	0.214	0.229	0.214	0.229	0.229	0.229
9.50	0.329	0.357	0.371	0.300	0.286	0.343
23.50	0.429	0.429	0.429	0.357	0.357	0.371

B-13.4

Tiempo de aplicación del haz láser 16 ms						
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]					
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1.50	0.200	0.171	0.157	0.171	0.214	0.157
3.75	0.214	0.243	0.186	0.229	0.229	0.214
9.50	0.329	0.371	0.357	0.300	0.343	0.271
23.50	0.400	0.457	0.429	0.386	0.371	0.400

B-13.5

Tabla B-13. Diámetros de la zona dañada en las muestras de papa (parámetros del haz variados en el rango A).

Tiempo de aplicación del haz láser 5 ms				
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
1.5	0.171	0.171	0.143	0.171
3.0	0.200	0.229	0.214	0.214
6.0	0.243	0.286	0.286	0.271
12.0	0.371	0.357	0.357	0.357

B-14.1

Tiempo de aplicación del haz láser 10 ms				
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
1.5	0.200	0.157	0.157	0.200
3.0	0.243	0.229	0.243	0.286
6.0	0.286	0.271	0.300	0.286
12.0	0.386	0.343	0.386	0.371

B-14.2

Tiempo de aplicación del haz láser 20 ms				
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
1.5	0.171	0.157	0.186	0.214
3.0	0.214	0.214	0.214	0.214
6.0	0.300	0.300	0.286	0.286
12.0	0.357	0.357	0.357	0.386

B-14.3

Tiempo de aplicación del haz láser 40 ms				
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
1.5	0.200	0.171	0.214	0.200
3.0	0.214	0.229	0.257	0.243
6.0	0.329	0.286	0.286	0.286
12.0	0.343	0.357	0.357	0.371

B-14.4

Tabla B-14. Diámetros de la zona dañada en las muestras de papa (parámetros del haz variados en el rango B).

Tiempo de aplicación del haz láser 1 ms						
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]					
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1.50	0.200	0.214	0.214	0.229	0.214	0.229
3.75	0.271	0.257	0.257	0.300	0.300	0.329
9.50	0.357	0.357	0.357	0.357	0.386	0.414
23.50	0.429	0.457	0.429	0.429	0.429	0.443

B-15.1

Tiempo de aplicación del haz láser 2 ms						
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]					
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1.50	0.214	0.214	0.229	0.214	0.229	0.229
3.75	0.271	0.257	0.286	0.300	0.300	0.314
9.50	0.371	0.357	0.371	0.357	0.357	0.400
23.50	0.414	0.429	0.443	0.429	0.429	0.443

B-15.2

Tiempo de aplicación del haz láser 4 ms						
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]					
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1.50	0.214	0.214	0.229	0.214	0.200	0.214
3.75	0.286	0.271	0.300	0.271	0.286	0.300
9.50	0.371	0.357	0.386	0.357	0.371	0.386
23.50	0.429	0.443	0.457	0.429	0.414	0.429

B-15.3

Tiempo de aplicación del haz láser 8 ms						
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]					
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1.50	0.229	0.200	0.214	0.186	0.214	0.200
3.75	0.286	0.243	0.286	0.243	0.271	0.286
9.50	0.371	0.357	0.400	0.300	0.357	0.386
23.50	0.429	0.457	0.429	0.386	0.400	0.414

B-15.4

Tiempo de aplicación del haz láser 16 ms						
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]					
[W]	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1.50	0.214	0.200	0.214	0.200	0.200	0.214
3.75	0.286	0.286	0.257	0.243	0.243	0.300
9.50	0.371	0.371	0.371	0.357	0.343	0.371
23.50	0.429	0.457	0.443	0.429	0.429	0.429

B-15.5

Tabla B-15. Diámetros de la zona dañada en las muestras de zanahoria (parámetros del haz variados en el rango A).

Tiempo de aplicación del haz láser 5 ms				
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
1.5	0.200	0.157	0.186	0.186
3.0	0.229	0.214	0.257	0.229
6.0	0.286	0.286	0.271	0.300
12.0	0.343	0.357	0.386	0.357

B-16.1

Tiempo de aplicación del haz láser 10 ms				
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
1.5	0.214	0.186	0.171	0.200
3.0	0.214	0.229	0.229	0.229
6.0	0.271	0.286	0.271	0.300
12.0	0.343	0.343	0.371	0.357

B-16.2

Tiempo de aplicación del haz láser 20 ms				
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
1.5	0.214	0.186	0.171	0.186
3.0	0.214	0.214	0.229	0.229
6.0	0.243	0.257	0.271	0.300
12.0	0.357	0.343	0.371	0.343

B-16.3

Tiempo de aplicación del haz láser 40 ms				
Potencia	Diámetro de la lesión [mm]			
[W]	M1	M2	M3	M4
1.5	0.214	0.186	0.171	0.200
3.0	0.243	0.243	0.243	0.229
6.0	0.271	0.271	0.271	0.300
12.0	0.357	0.343	0.357	0.343

B-16.4

Tabla B-16. Diámetros de la zona dañada en las muestras de zanahoria (parámetros del haz variados en el rango B).

Apéndice C

Configuración del puerto serial para la utilización del control UC-2000 como interfaz

El puerto serie del UC-2000 es RS-232. Para poder establecer comunicación a través del puerto serial del control UC-2000 es necesario configurar el protocolo del puerto serial de la computadora.

Parámetro	Especificación
Bits por segundo	9600
Bits de datos	8 bits
Paridad	Ninguno
Bits de parada	1 bit
Control de flujo	Ninguno

Tabla C-1: Configuración del protocolo del puerto serial para establecer comunicación a través del UC-2000 y la computadora.

Para la comunicación entre la computadora y el UC-2000 existen comandos preestablecidos que el fabricante proporciona. Los comandos están representados por comandos hexadecimales. Para software como HyperTerminal existen teclas de acceso rápido, letras entre los paréntesis cuadrados de la tabla C-2.

Function	Command	Response
Set laser enabled	75h [u]	AAh
Set laser standby	76h [v]	AAh
Set PWM freq=5kHz	77h [w]	AAh
Set PWM freq=10 kHz	78h [w]	AAh
Set PWM freq=20kHz	79h [w]	AAh
Set GATE pull up	7Ah [w]	AAh
Set GATE pull down	7Bh [w]	AAh
Set max PWM=95%	7Ch [w]	AAh
Set max PWM=99%	7Dh [w]	AAh
Enable lase on power-up	30h [w]	AAh
Disable lase on power-up	31h [w]	AAh
Set PWM percentage	7Fh [Alt0127w]+hex data byte*	AAh

* Nota: Para definir el porcentaje PWM se multiplica el porcentaje deseado por dos, el resultado se convierte a hexadecimal (e.g. 70% PWM: 70x2 -> 140 a hexadecimal 8C; para establecer 70% PWM entonces se tecléa 7F+8C)

Tabla C-2: Comandos de control del dispositivo láser a través de la computadora.

Tabla de la distribución t de Student

Valores para dos colas con φ grados de libertad **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.].**

φ	$\alpha/2$					
	0.10	0.05	0.025	0.01	0.005	0.001
1	3.078	6.314	12.706	31.821	63.657	318.313
2	1.886	2.920	4.303	6.965	9.925	22.327
3	1.638	2.353	3.182	4.541	5.841	10.215
4	1.533	2.132	2.776	3.747	4.604	7.173
5	1.476	2.015	2.571	3.365	4.032	5.893
6	1.440	1.943	2.447	3.143	3.707	5.208
7	1.415	1.895	2.365	2.998	3.499	4.782
8	1.397	1.860	2.306	2.896	3.355	4.499
9	1.383	1.833	2.262	2.821	3.250	4.296
10	1.372	1.812	2.228	2.764	3.169	4.143
11	1.363	1.796	2.201	2.718	3.106	4.024
12	1.356	1.782	2.179	2.681	3.055	3.929
13	1.350	1.771	2.160	2.650	3.012	3.852
14	1.345	1.761	2.145	2.624	2.977	3.787
15	1.341	1.753	2.131	2.602	2.947	3.733
16	1.337	1.746	2.120	2.583	2.921	3.686
17	1.333	1.740	2.110	2.567	2.898	3.646
18	1.330	1.734	2.101	2.552	2.878	3.610
19	1.328	1.729	2.093	2.539	2.861	3.579
20	1.325	1.725	2.086	2.528	2.845	3.552
21	1.323	1.721	2.080	2.518	2.831	3.527
22	1.321	1.717	2.074	2.508	2.819	3.505
23	1.319	1.714	2.069	2.500	2.807	3.485
24	1.318	1.711	2.064	2.492	2.797	3.467
25	1.316	1.708	2.060	2.485	2.787	3.450