



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA
CARRERA DE BIOFÍSICA

**SIMULACIÓN DEL EFECTO OPTOACÚSTICO PARA IDENTIFICAR LAS
CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE LA INTERACCIÓN DE UN LÁSER
PULSADO CON UNA ESTRUCTURA MORFOLÓGICA**

Trabajo de titulación presentado para obtener el grado académico de:

BIOFÍSICA

AUTOR: EVELYN ALEJANDRA GRANIZO ROMÁN

Riobamba-Ecuador

2015

© (2015), Evelyn Alejandra Granizo Román

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

El Tribunal de Tesis certifica que: El trabajo de investigación: “SIMULACIÓN DEL EFECTO OPTOACÚSTICO PARA IDENTIFICAR LAS CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE LA INTERACCIÓN DE UN LÁSER PULSADO CON UNA ESTRUCTURA MORFOLÓGICA”, de responsabilidad de la señorita egresada Evelyn Alejandra Granizo Román, ha sido prolijamente revisado por los Miembros del Tribunal de Tesis, quedando autorizada su presentación.

Dr. Richard Pachacama
DIRECTOR DE TESIS

Ing. Miguel Aquino
MIEMBRO DEL TRIBUNAL

DECLARACIÓN

Yo, Evelyn Alejandra Granizo Román soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en esta Tesis y el patrimonio intelectual de la Tesis de Grado pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Evelyn Alejandra Granizo Román

AGRADECIMIENTO

Agradezco a la Escuela de Física y Matemática de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Al Ingeniero Fernando Escudero por toda su ayuda brindada en todos los ámbitos académicos.

Al Doctor Richard Pachacama y al Ingeniero Miguel Aquino, por guiarme durante el desarrollo de este trabajo de tesis.

A mi familia en general.

Evelyn

TABLA DE CONTENIDO

	PÁGINA
RESUMEN.....	vi
SUMMARY	vii
INTRODUCCIÓN.....	1
1. Marco Teórico	5
1.1 Método de elementos finitos	5
1.1.1 Tipos de sistemas	6
1.1.2 Tipos de malla	6
1.1.3 Análisis por elementos finitos en paquetes de Software	8
1.2 Principios básicos de óptica	8
1.2.1 Fenómenos asociados a la propagación de la luz	8
1.2.2 Ley de Beer-Lambert	10
1.2.3 Ley de Beer-Lambert Generalizada	11
1.2.4 Penetrabilidad	11
1.3 Tipos de láseres	12
1.3.1 Láseres de estado sólido	12
1.3.2 Láseres de estado líquido	12
1.3.3 Láseres de estado gaseoso	13
1.3.4 Láseres de semiconductores	13
1.3.5 Comparación de los tipos de láseres más representativos	14
1.4 Materiales	15
1.4.1 Polímeros	15
1.4.2 Aminoácidos	15
1.4.3 Hemoglobina	15
1.4.4 Agua	16
1.4.5 Grasa	16
1.5 Absorción en materiales según su longitud de onda	16
2. Marco Metodológico	18
2.1 Generación optoacústica	18
2.1.1 Principio de generación optoacústica	18
2.1.2 Ecuaciones de generación optoacústica	18

2.2	Simulaciones del efecto optoacústico	21
2.2.1	<i>Simulación I: Interacción del láser en una cubeta de agua</i>	21
2.2.1.1	<i>Pre-proceso</i>	21
2.2.1.2	<i>Proceso</i>	30
2.2.1.3	<i>Post-proceso</i>	33
2.2.2	Simulación II: Variación de temperatura	34
2.2.2.1	<i>Pre-proceso</i>	34
2.2.2.2	<i>Proceso</i>	42
2.2.2.3	<i>Post-proceso</i>	43
2.2.3	Simulación III: Variación de presión	45
2.2.3.1	<i>Pre-proceso</i>	45
2.2.3.2	<i>Proceso</i>	54
2.2.3.3	<i>Post-proceso</i>	57
3.	Resultados y discusión	58
3.1	Cálculo del incremento de temperatura y presión acústica	58
3.1.1	<i>Coefficiente de atenuación efectivo</i>	58
3.1.2	<i>Intensidad inicial del láser</i>	59
3.1.3	<i>Intensidad final del láser</i>	59
3.1.4	<i>Energía absorbida</i>	59
3.1.5	<i>Energía térmica</i>	59
3.1.6	<i>Variación de temperatura</i>	60
3.1.7	<i>Variación de presión</i>	60
3.2	Comparación de los resultados obtenidos mediante el cálculo y la simulación	60
CONCLUSIONES		62
RECOMENDACIONES		63
BIBLIOGRAFÍA		64
ANEXOS		68

ÍNDICE DE TABLAS

	PÁGINA
Tabla 1-1. Comparación de los tipos de láseres aptos para la generación de señales optoacústicas_	14
Tabla 1-2. Coeficientes de absorción en diferentes tejidos _____	17
Tabla 3-1. Comparación de los valores de variación de temperatura y presión obtenidos mediante el cálculo y la simulación _____	60

ÍNDICE DE FIGURAS

	PÁGINA
Figura 1-1. Discretización del dominio _____	6
Figura 1-2. Dominio Ω y contorno del problema Γ _____	5
Figura 1-3. Interacción de la luz en una superficie (piel) _____	8
Figura 1-4. Interacción de un haz en una estructura _____	10
Figura 1-5. Elementos básicos de un láser _____	12
Figura 1-6. Espectro de absorción del triptófano, tirosina y fenilalanina _____	15
Figura 1-7. Espectros de absorción de los principales cromóforos del tejido biológico: hemoglobina oxigenada (HbO_2), hemoglobina desoxigenada (Hb), grasa y agua _____	16
Figura 1-8. Profundidades de penetración de longitudes de onda de algunos láseres de uso común _____	17

ÍNDICE DE ANEXOS

	PÁGINA
Anexo I _____	69
Anexo II _____	70

RESUMEN

El efecto optoacústico se produce como consecuencia de la interacción de un láser pulsado con una estructura, donde parte de su energía absorbida se transforma en energía térmica produciendo una variación de temperatura en la muestra, la cual varía con la misma periodicidad que lo hace la radiación incidente conduciendo a cambio de presión y a la vez la generación de ondas acústicas que pueden ser detectadas mediante un transductor ultrasónico. Mediante el software ANSYS haciendo uso del método de elementos finitos se realizaron pruebas in sílico del efecto optoacústico, tomando datos experimentales que nos permitieron aproximar los resultados a la realidad representada por la interacción de un haz laser con un elemento biológico. Para este análisis se utilizó agua como medio acuoso contenido en una cubeta de propiedades ópticas despreciables, una fuente de luz láser a 1064 nm de longitud de onda, con un tiempo de pulso de 10 ns (τ_p), y energía por pulso de 20 μJ (E_0). El área de radiación de 1 mm (r_{spot}), esta estructura está relacionada directamente con el contenido de agua en el cuerpo humano. Con base en los principios básicos de óptica se estableció la relación de las condiciones iniciales y finales del láser como una intensidad inicial $I_0 = 2000 W$ y una intensidad final $I = 1131.051 W$ consecuencia de la energía absorbida $E_{abs} = 8.690 \mu J$ donde parte de esta se transformó en energía térmica $E_{th} = 2.803 \times 10^{-5} \frac{J}{cm^3}$. De estas simulaciones se han conseguido resultados de confinamiento térmico en el orden de $6.699 \times 10^{-3} \text{ }^\circ C$ que en consecuencia genera una variación de presión en el medio con magnitud medible en el rango de $5.606 \times 10^{-3} Pa$. La optoacústica constituye un campo de conocimiento en expansión donde la ciencia y la tecnología interactúan permanentemente por lo que el entendimiento del principio de generación optoacústica resulta ser importante para potencializar sus aplicaciones como en espectroscopía, análisis de propiedades termoelásticas de la materia, microscopía, imágenes, estudio de procesos de desactivación de estados, entre otras.

PALABRAS CLAVE: OPTOACÚSTICA, LÁSER PULSADO, MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS, INTERACCIÓN DEL LÁSER, LEY DE BEER-LAMBERT.

SUMMARY

The optoacoustic effect occurs as a result of the interaction of a pulsed laser with a structure, where part of the absorbed energy is converted into thermal energy producing a temperature variation in the sample, which varies with the same frequency that makes radiation incident a driving force of change which simultaneously generates acoustic waves that can be detected by an ultrasonic transducer. The ANSYS software used the finite element method to test the optoacoustic effect in silic. The resercher took data from the experiment that allowed them to bring the results to the represented reality by the interaction of a beam with a biological element. Water was used as the aqueous médium in tank of negligible optical properties. A laser light source at 1064 nm wavelength with a pulse time of 10 ns (τ_p), and energy for this analysis by pulse 20 μJ (E_0). The radiation area of 1 mm (r_{spot}), this structure is directly related to the water content in the human body. Based on the basic optical principles, the relation of the initial and final conditions of the laser as an initial intensity $I_0 = 2000 W$ and a final intensity $I = 1131.051 W$ result of the absorbed energy $E_{abs} = 8.690 \mu J$ where a part is transformed into thermal energy $E_{th} = 2.803 \times 10^{-5} \frac{J}{cm^3}$ were established. From these simulations termal confinement results were achieved in the order of $6.699 \times 10^{-3} \text{ }^\circ C$, which generates a pressure variation in the médium with measurable quantity in the range of $5.606 \times 10^{-3} Pa$. Optoacoustic research consists of an expanding fiel of knowledge where science and technology interact. Understanding the principle of optoacoustic generation turns out to be important to applications such in spectroscopy, analysis of thermoelastic properties of matter, microscopy, images, and the deactivation process study of states, among others.

KEY WORDS: OPTOACOUSTIC, PULSED LASER, FINITE ELEMENT METHOD, LASER INTERACTION, BEER-LAMBERT LAW.

INTRODUCCIÓN

La técnica optoacústica consiste en la generación de ondas de tensión termoelásticas con un pulso corto procedente de un láser absorbido por un medio. Constituye un mecanismo de contraste que a diferencia de los rayos X, estas ondas electromagnéticas no presentan un riesgo para la salud al no ser ionizantes.

Los primeros reportes sobre esta técnica fueron manifestados por Alexander G. Bell en 1880 al descubrir que una señal acústica puede producirse al interaccionar radiación modulada periódicamente sobre una muestra. A partir de este año se fueron implementando varias herramientas que permitieron estudiar este efecto como el descubrimiento del micrófono por Vingerou en 1945 y la utilización de láseres pulsados conjuntamente con detectores en 1979 por A.C. Tam, C.K.N. Patel. Desde 1990 la optoacústica ha impactado en varias áreas del conocimiento como en biomedicina, microscopía, espectroscopía, tecnología y otras, cuyo objetivo es localizar muestras dentro de un medio acústicamente homogéneo y lograr un alto contraste y definición espacial en una única imagen o el mantenimiento y estudio de superficies.

Cuando la luz interactúa con un medio los efectos provocados pueden ser principalmente transmisión, reflexión, dispersión, absorción, manifestándose de diferente forma y proporción según las propiedades del medio con el que la radiación interactúe, estos fenómenos físicos permiten definir propiedades ópticas y térmicas relevantes de los materiales como absorbancia, reflectancia, conductividad térmica, difusividad, calor específico, entre otras. Características que pueden ser estudiadas mediante la técnica optoacústica, para lo cual es necesario establecer condiciones de interacción de radiación electromagnética como intensidad, monocromaticidad, duración de la excitación, direccionalidad y coherencia.

En este trabajo se pretende simular el conjunto de efectos físicos producidos por la interacción del haz de un láser con un medio de características biológicas absorbentes, de tal manera que sus resultados nos permitan describir alternativas de una posible aplicación en el área biomédica.

ANTECEDENTES

Las investigaciones realizadas a nivel mundial en el área de optoacústica han permitido desarrollar nuevas aplicaciones, una de estas es la tomografía optoacústica. Esta técnica se basa en el efecto optoacústico descubierto por Alexander Graham Bell en 1880 a la que denominó 'fotófono', que convertía el sonido en luz para transmitirla y convertirla nuevamente en sonido una vez llegada a su destino, técnica que permite la visualización de la distribución tridimensional de la absorción de la luz en una muestra.

Actualmente se irradian mediante esta técnica no invasiva varios órganos como el hígado y el estómago, siendo necesario el uso de sensores interferométricos. Una de las primeras publicaciones dentro de esta área fue la realizada por la revista científica *NATURE* que publicó un artículo sobre el estudio y análisis de las estructuras y funcionalidad in vivo de la imagen del cerebro de una rata en el año 2003 (LAMELA, et al., 2009, p. 3695).

En Ecuador la Escuela Politécnica Nacional del Ecuador desarrolló la investigación acerca del “Estudio e implementación de un sistema de análisis para espectroscopía optoacústica”, donde se plantea una técnica utilizada para la medición de la absorbancia de radiación electromagnética, y su consecuente generación de ondas acústicas en los materiales bajo exposición (REINOSO JEREZ, 2007, p. 4).

Este trabajo pretende describir el proceso de interacción de un láser pulsado con una célula para lo cual se relacionó una estructura hueca de propiedades óptica despreciables que contiene en su interior agua como material acuoso.

JUSTIFICACIÓN

La optoacústica implica la interacción de la luz y los materiales, es uno de los enfoques multidisciplinarios más prometedores y en desarrollo se espera hacer un gran impacto en la atención de la salud actual y futura. Mediante el uso de varias tecnologías avanzadas, como el láser, la fotónica, la nanotecnología y la biotecnología, la optoacústica proporciona una herramienta poderosa en el desarrollo de las ciencias de la vida moderna y sus aplicaciones, incluyendo el diagnóstico clínico y el tratamiento.

La aplicación de una simulación resulta ser un método más fácil de implementar que los métodos analíticos, ahorrando tiempo y dinero, donde una vez construida la simulación se puede volver a utilizar.

Este estudio es importante debido a que relaciona áreas de estudio como la espectroscopía y tomografía, constituye una nueva forma de diagnóstico de cáncer, contribuyendo al área de la salud, permitiendo identificar estructuras celulares normales o anormales mediante la interacción de un proceso diferente al utilizado actualmente. Este proceso no invasivo a su vez permite obtener una mayor resolución temporal y espacial en una imagen y por ende se dispone de mayor información para los estudios que se están realizando en esta área. El uso de varias longitudes de onda permite discretizar morfologías como estructuras vasculares, donde la mejora de la capacidad de medición de la concentración de oxígeno en la sangre es notoria.

Este trabajo de estudio ayudaría a fomentar la investigación en una nueva área orientada a utilizar técnicas no invasivas basadas en fuentes de emisión laser y en principios optoacústicos como una alternativa para el estudio de diversas estructuras.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Simular con el método de elementos finitos el efecto optoacústico generado por la interacción de un láser pulsado con una estructura morfológica.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar las propiedades físicas de un haz de luz láser pulsado antes y después de la interacción con la estructura morfológica.
- Analizar este método como una forma alternativa para la detección de células cancerígenas.

CAPÍTULO I

1. Marco Teórico

1.1 Método de elementos finitos

El método de los elementos finitos es una técnica de resolución de ecuaciones diferenciales parciales en forma numérica. Este método discretiza una estructura en varios elementos (piezas de la estructura), conectándolos a su vez mediante nodos, dando lugar a un conjunto de ecuaciones algebraicas simultáneas.

Este método permite resolver problemas de ingeniería expresándolos mediante la ecuación de dominio (ZIENKIEWICZ & TAYLOR , 2005, p. 54):

$$\mathbf{A}(\phi) = \mathbf{L}(\phi) + \mathbf{p} = \mathbf{0} \text{ en } \Omega \quad [1]$$

$$\mathbf{A}(\phi) = \begin{Bmatrix} \mathbf{A}_1(\phi) \\ \mathbf{A}_2(\phi) \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \end{Bmatrix} = \mathbf{0} \quad [2]$$

Definiendo condiciones de contorno:

$$\mathbf{B}(\phi) = \mathbf{M}(\phi) + \mathbf{t} = \mathbf{0} \text{ en } \Gamma \quad [3]$$

$$\mathbf{B}(\phi) = \begin{Bmatrix} \mathbf{B}_1(\phi) \\ \mathbf{B}_2(\phi) \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \end{Bmatrix} = \mathbf{0} \quad [4]$$

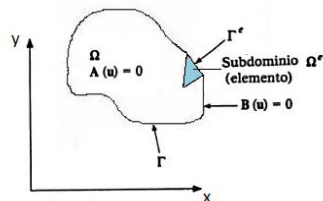


Figura 1-1. Dominio Ω y contorno del problema Γ
Fuente:(ZIENKIEWICZ & TAYLOR , 2005, p. 216)

Se establecen ecuaciones algebraicas simultáneas (BHAVIKATTI, 2004, p. 2)

$$[K]\{u\} = \{F\} \quad [5]$$

Siendo $[K]$ la propiedad del problema estudiado, representado por la matriz de coeficientes del sistema, esto es, la matriz de rigidez, $\{F\}$ es el vector de cargas aplicadas en los nodos y $\{u\}$ es el vector de desplazamientos que en estos se produce, por lo tanto:

$$\{u\} = [K]^{-1}\{F\} \quad [6]$$

1.1.1 Tipos de sistemas

1.1.1.1 Sistema continuo

Los sistemas continuos poseen elementos que no presentan diferencias claras, su estudio se realiza mediante un análisis infinitesimal.

1.1.1.2 Sistema discreto

Los sistemas discretos permiten distinguir estructuras, elementos o componentes con similares características.

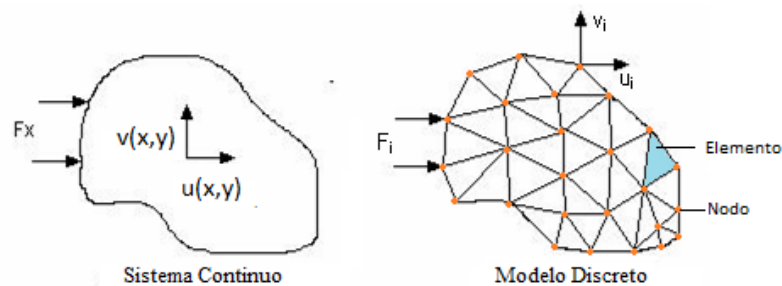


Figura 1-2. Discretización del dominio
Fuente: (ZIENKIEWICZ & TAYLOR , 2005, p. 21)

1.1.2 Tipos de malla

La malla constituye un espacio de funciones que depende del tipo de elementos finitos en que se ha dividido el dominio del problema.

1.1.2.1 Malla unidimensional

Usa elementos lineales como vigas 3D con 2 nodos.

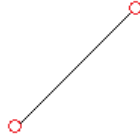


Figura 1-3. Elemento lineal de una malla
Fuente: (GUPTA & MEEK, 2003, p. 40)

1.1.2.2 Malla bidimensional

Usa elementos de superficie como cuadriláteros y triángulos.

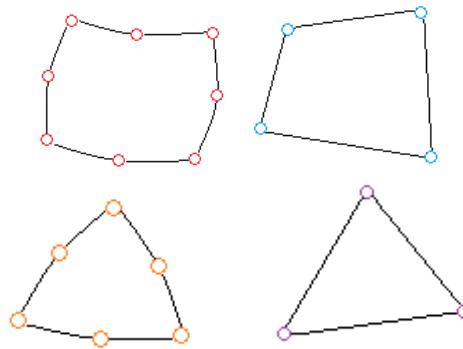


Figura 1-4. Elementos superficiales de una malla
Fuente: (NARASAI AH, 2008, p. 138) (GUPTA & MEEK, 2003, p. 47)

1.1.2.3 Malla tridimensional

Usa elementos de volumen como tetraedros, hexaedros y prismas.

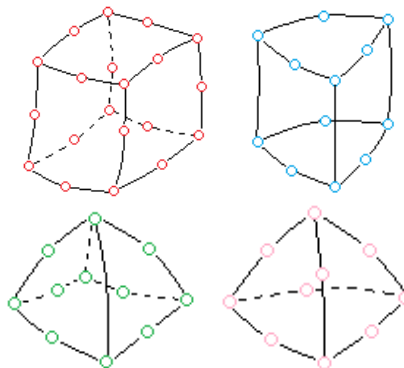


Figura 1-5. Elementos de volumen de una malla
Fuente: (PRZEMIENIECKI, 2009, p. 8) (NARASAI AH, 2008, p. 181)

1.1.3 Análisis por elementos finitos en paquetes de Software

La solución de problemas que implican el uso del método de elementos finitos, requiere el siguiente procedimiento (ARIZA MORENO & SÁEZ PÉREZ, 2004, p. 5):

1.1.3.1 Pre-procesamiento

El pre- procesamiento consiste en la preparación del problema y construcción del modelo en donde se define la geometría, los materiales a utilizar, tipos y características de elementos discretizantes del dominio, la malla generada y las condiciones de contorno necesarias (LIU & QUEK, 2003, p. 4).

1.1.3.2 Procesamiento

En el procesamiento se define el tipo de análisis a realizar, y se realiza el cálculo de variables, según un sistema global de ecuaciones establecido en función de las matrices de rigidez y los vectores de carga de cada elemento.

1.1.3.3 Post-procesamiento (visualización)

En el post-procesamiento se obtienen las tablas, gráficos y se interpretan los resultados.

1.2 Principios básicos de óptica

1.2.1 Fenómenos asociados a la propagación de la luz

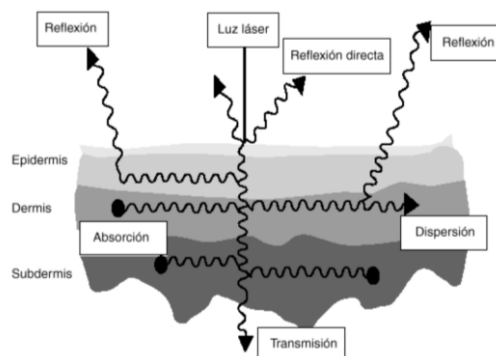


Figura 1-6. Interacción de la luz en una superficie (piel)
Fuente: (ROBLEDO, 2001, p. 468)

1.2.1.1 Reflexión

La reflexión es el reflejo de la radiación cuando incide sobre una superficie. La reflexión especular se produce cuando la radiación interacciona sobre superficies lisas donde $\theta_i = \theta_t$, mientras que la reflexión difusa tiene lugar en superficies irregulares reflejando la luz en varias direcciones de forma uniforme (GEMERT, 2011, p. 16).

1.2.1.2 Refracción

Es el cambio en la dirección de propagación del haz, cuando la radiación pasa de un medio de un índice de refracción a otro. Matemáticamente se rige por la ley de Snell (BORN, 1980, p. 38):

$$n_i \sin \theta_i = n_t \sin \theta_t \quad [7]$$

Donde n_i es el índice de refracción en el medio incidente, n_t es el índice de refracción del material en el que se transmite la radiación, θ_i es el ángulo con el que la radiación incidente llega a la superficie y θ_t es el ángulo en que la radiación transmitida se propaga a través de las interfaces.

1.2.1.3 Dispersión

La dispersión es el proceso por el cual la luz interactúa con un material y se genera un cambio en la dirección de propagación del haz. Esto ocurre cuando una forma de energía pasa a través de un material que tiene un índice de refracción distinto para cada longitud de onda (KENYON, 2008, p. 297) (GEMERT, 2011, p. 19).

1.2.1.4 Absorción

Es una característica de la radiación que se produce cuando un material absorbe toda o parte de la radiación incidente. La energía absorbida por lo general es transformada en calor.

1.2.1.5 Transmisión

Es la fracción de la radiación transmitida por un material (KENYON, 2008, p. 20), permitiendo el paso total o parcial de la luz.

Distinguiéndose cuerpos opacos aquellos que no dejan pasar la luz, cuerpos translúcidos los que dejan pasar una porción de la luz incidente y cuerpos transparentes aquellos que permiten el paso de luz.

1.2.2 Ley de Beer-Lambert

La ley de Beer-Lambert relaciona la absorción de luz con las propiedades del material con el que interacciona como se muestra en la siguiente gráfica.

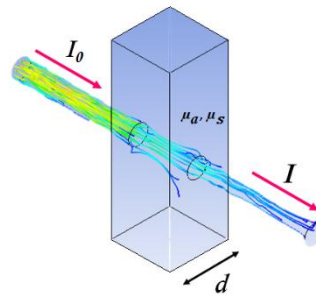


Figura 1-7. Interacción de un haz en una estructura
Realizado por: Evelyn Granizo

De acuerdo con esto la atenuación del haz incidente de intensidad I_0 en un material óptico absorbente no dispersivo de anchura d (cm) decae a una velocidad determinada por el coeficiente de absorción de los materiales μ_a (cm^{-1}). Para μ_a constante, la intensidad decae exponencialmente (HARLAND G. & EUGENE A, 2005, p. 776) (BROWN & ARNOLD, 2010, p. 93):

$$\frac{I}{I_0} = 10^{-\epsilon cd} = e^{-\mu_a d} \quad [8]$$

Donde ϵ [m^2/Mol] es el coeficiente de absorción molar, coeficiente de extinción molar, o absorptividad molar y c [Mol/m^3] la concentración. A su vez μ_a es proporcional al coeficiente de extinción δ e inversamente proporcional a la longitud de onda λ (FUJIWARA, 2007, p. 23):

$$\mu_a = \frac{4\pi\delta}{\lambda} \quad [9]$$

El valor de μ_a depende de la naturaleza de la radiación (longitud de onda) y de la naturaleza del absorbente (composición y densidad del material).

1.2.3 Ley de Beer-Lambert Generalizada

Para un medio dispersivo al coeficiente de absorción se le añade el coeficiente de dispersión óptica μ_s [cm^{-1}] y se define el coeficiente de atenuación óptica total (GEMERT, 2011, p. 31):

$$\mu_T = \mu_a + \mu_s \quad [10]$$

Por lo que la ley de Beer Lambert generalizada se precisa como:

$$I = I_0 e^{-\mu_T d} \quad [11]$$

1.2.4 Penetrabilidad

Según las características de los materiales se analiza su factor de anisotropía g , definiendo como isotropía a las sustancias que presentan el mismo comportamiento independientemente de la dirección en la que se analice determinada magnitud, mientras que en las anisotrópicas las propiedades varían con la dirección. El factor g puede tomar valores de 0 a 1. Para una dispersión isotrópica $g = 0$ mientras que para una dispersión anisotropía $g=1$. g se define como (GEMERT, 2011, p. 49).

$$g = \langle \cos \theta \rangle \quad [12]$$

Tomando en consideración este factor se establece el coeficiente óptico de dispersión:

$$\mu'_s = \mu_s(1 - g) [\text{cm}^{-1}] \quad [13]$$

Para un cuerpo que genere dispersión de la luz se especifica el coeficiente de atenuación efectivo μ_{eff} (WANG & WU, 2007, p. 98):

$$\mu_{\text{eff}} = \sqrt{\mu_a(\mu_a + \mu'_s)} [\text{cm}^{-1}] \quad [14]$$

Por lo tanto la ecuación de Beer Lambert en función del coeficiente de atenuación efectivo es:

$$I = I_0 e^{-\mu_{\text{eff}} d} \quad [15]$$

Esta ecuación describe aproximadamente la parte de la potencia de densidad de luz o de fotones en una trayectoria d .

1.3 Tipos de láseres

Según el medio activo que utilizan, los láseres se pueden clasificar en: láseres de estado líquido, gaseoso o sólido, dentro de los cuales se puede incluir a los láseres de semiconductores. Según su régimen de emisión, podemos tener láseres pulsados o continuos (LÓPEZ, et al., 2010, p. 86). Siendo de nuestro interés estudiar los láseres pulsados usados en la generación optoacústica.

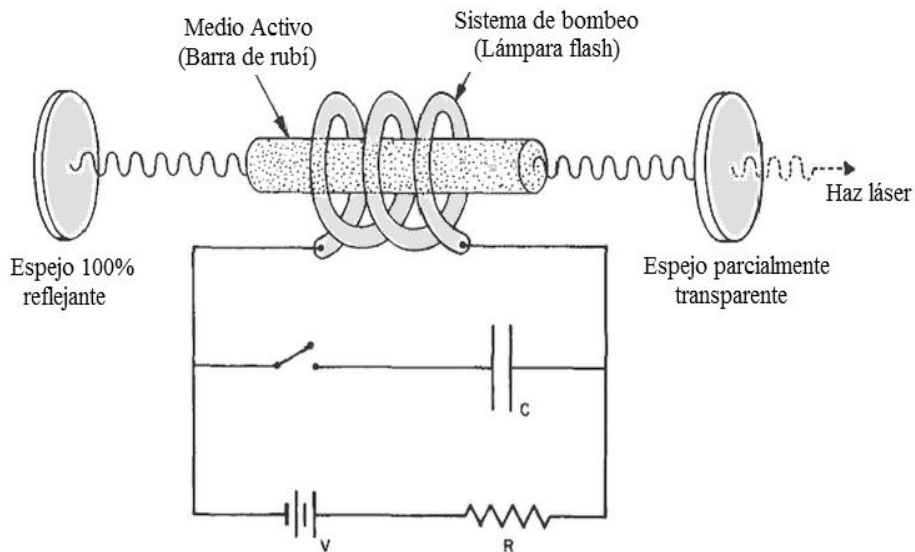


Figura 1-8. Elementos básicos de un láser
Fuente: (ABOITES, 2007, p. 30)

1.3.1 Láseres de estado sólido

El medio activo constituye un sólido (cristales, vidrios, y fibras) (SILFVAST, 2004, p. 545). El sistema de bombeo es la luz emitida por una lámpara flash (estroboscópica) cuya frecuencia e intensidad de destellos determina las características de la luz láser emitida. Funcionan en modo pulsado, y pueden conseguirse niveles de energía muy altos, con pulsos del orden de 5J y potencias $\sim 10^{12}$ W.

1.3.2 Láseres de estado líquido

También denominados de colorante. El medio activo constituye un líquido (solutos orgánicos e inorgánicos) disueltos en alcohol o agua (SALEH & TEICH, 1991, p. 496), al variar la composición de la mezcla líquida se puede modificar la longitud de onda emitida, es decir son sintonizables (ABOITES, 2007, pp. 49-51). Estos láseres utilizan un sistema de bombeo óptico mediante una lámpara flash.

1.3.3 Láseres de estado gaseoso

El medio activo constituye una mezcla de gases (atómicos, iónicos moleculares) que producen la emisión en diferentes λ y requieren el recipiente de contención del gas a presión. El sistema de bombeo está formado por un campo eléctrico creado por una diferencia de potencial en los extremos del tubo que contiene el medio activo. Los iones (o electrones) de uno de los componentes de la mezcla se aceleran hasta alcanzar la energía cinética necesaria para excitar (por colisiones inelásticas) a las moléculas del otro componente. Emiten un haz cilíndrico con potencias bajas-medias (hasta kW).

1.3.4 Láseres de semiconductores

El medio activo constituye la región de unión de una pareja de capas de semiconductor p-n, mientras que el sistema de bombeo constituye una densidad volumétrica de corriente que atraviesa el medio activo. La emisión de fotones ocurre en la estructura de bandas de energía del cristal, debido a la recombinación de los pares electrón-hueco de la unión p-n (SANZ & MANZANARES, 1991, p. 384). Emiten en modo continuo o pulsado, son eficientes, baratos y pequeños (ABOITES, 2007, pp. 52-56).

1.3.5 Comparación de los tipos de láseres más representativos

Tabla 1-1. Comparación de los tipos de láseres aptos para la generación de señales optoacústicas

PARÁMETRO	Laser de estado solido				Laser de tinte orgánico	Laser de semiconductor, Diodos laser
	Ruby	Nd:YAG	Alejandrita	Titanio Zafiro		
Longitud de onda (nm)	694.3nm	1064, 532 (doblado)	700 - 820	660 – 1180	320 – 1200	350 – 24000 y Thz
Temperatura de operación (°C)	Ambiente	27	227	27	Ambiente	27
Método de bombeo	Lámpara de flash	Óptico (lámpara de flash, laser)	Óptico (lámpara de flash, laser)	Óptico (lámpara de flash, laser)	Óptico (lámpara de flash, laser)	Eléctrico
Velocidad de repetición de pulso(Hz)	1, 2	100	5	80 M	1 K	1 T
Potencia de salida (J/pulso)	100	1	1.2	50 W	400	Milivatios a 200 vatios
Modo	Modo simple o multimodo	Modo simple o multimodo	Modo simple o multimodo	Modo simple o multimodo	Modo simple o multimodo	Alto orden: elíptico(emisión de eje) o esférico en VCSEL

Realizado por: Evelyn Granizo

Fuente: (SILFVAST, 2004, pp. 491-597) (PRASAD, 2003, pp. 139-141)

Considerando que para la generación de una señal optoacústica de un material o sustancia va a depender y requerir de:

La cantidad de luz que absorba el material: Pulsos largos de luz (orden de los μ s o mayores). Longitud de onda de absorción de materiales y sustancias:

Rango de 532nm a 1064nm (por estar orientado para aplicaciones médicas).

Se realiza una selección según la descripción de parámetros mostrada en la tabla, como aptos para la generación de señales optoacústicas, los láseres de estado sólido de Nd:YAG, Titanio Zafiro (que pueden reemplazar a los láseres de tinte orgánico y diodos láser (seleccionando el rango de longitudes de onda requeridos y la potencia de salida por pulso).

1.4 Materiales

1.4.1 Polímeros

La melanina es un polímero complejo derivado del aminoácido tirosina, cromóforo responsable de generar la pigmentación en la piel. Posee un amplio espectro de absorción representativo a longitudes de onda cortas, en el rango visible (400 a 700 nm) y disminuye a longitudes de onda más largas (DINH, 2003, p. 99). Formada por la eumelanina negro- café) y la feomelanina (rojo-amarillo).

1.4.2 Aminoácidos

Los aminoácidos como el triptófano, tirosina y fenilalanina contienen un anillo aromático que los distingue de otros aminoácidos. Tienen fuerte absorbancia en longitudes de onda < 300 nm y tienen picos locales en el rango de 260 a 280 nm y picos aún más grandes en longitudes de onda más cortas como se muestra en la figura 5 (DINH, 2003, p. 95).

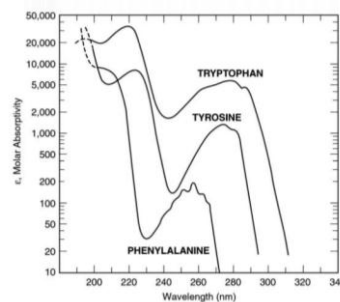


Figura 1-9. Espectro de absorción del triptófano, tirosina y fenilalanina
Fuente: (DINH, 2003, p. 98)

1.4.3 Hemoglobina

La sangre está constituida por dos tipos diferentes de hemoglobina: la hemoglobina oxigenada (HbO_2) y la desoxigenada (Hb). Es necesario señalar que la curva de absorción de la hemoglobina oxigenada, hemoglobina desoxigenada difieren levemente (GARCÍA & SÁNCHEZ, 2008, p. 62). La hemoglobina desoxigenada tiene un máximo pico de absorción en 420 nm y un segundo pico en 580 nm. Su espectro decrece gradualmente mientras se incrementa la longitud de onda. La hemoglobina oxigenada muestra un primer pico de absorción en 410 nm, un segundo y tercer pico en 550 y 600 nm respectivamente como se muestra en la figura 1-10. Su estudio es importante debido a que la cantidad de sangre es un indicador del estado de un tejido como en el caso de un tejido cancerígeno que requiere más vasos sanguíneos para su irrigación.

1.4.4 Agua

El agua es el componente más abundante del cuerpo humano, es casi transparente en el rango de la luz visible, empieza a absorber por encima del infrarrojo cercano presentando un rango de absorción sobre longitudes de 1000 nm.

1.4.5 Grasa

La cantidad de grasa también permite identificar el estado de un tejido sin dar paso a confusiones a causa de tumores. La grasa corporal posee una máxima absorción en una longitud de onda alrededor de 930 nm.

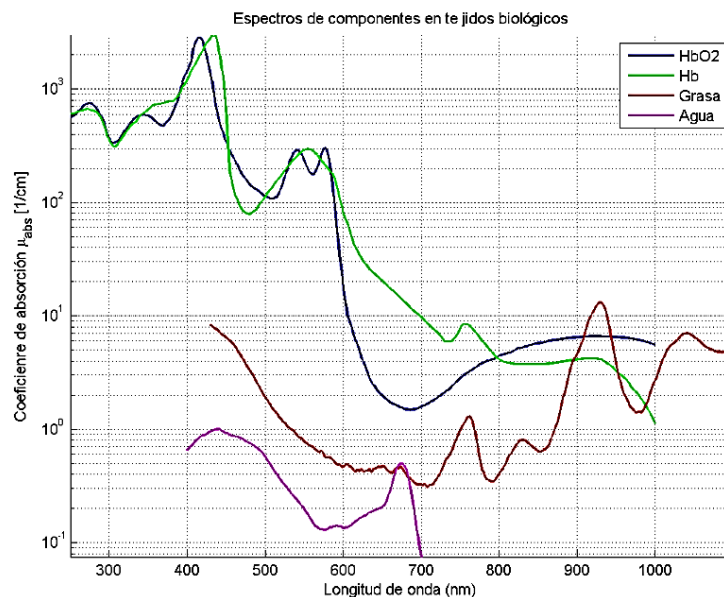


Figura 1-10. Espectros de absorción de los principales cromóforos del tejido biológico: hemoglobina oxigenada (HbO₂), hemoglobina desoxigenada (Hb), grasa y agua
Fuente: (PRINCE & MALARVIZHI, 2009, pp. 1-4)

1.5 Absorción en materiales según su longitud de onda

La absorción de la longitud de onda depende de la longitud de onda incidente determinando la capacidad de penetración de la luz en el material, estableciendo una relación directamente proporcional, a mayor longitud de onda, mayor penetración, de igual forma a mayor diámetro del haz mayor penetración. (GARCÍA & SÁNCHEZ, 2008, pp. 61-70).

Tabla 1-2. Coeficientes de absorción en diferentes tejidos

Tejido	Longitud de onda [nm]	Coefficiente de absorción [cm ⁻¹]
Dermis	660	0.07-0.2
Brazo	633	0.17
Cráneo	674	0.5
Pulmón (in vitro)	1064	2.8
Musculo(in vitro)	1064	2
Hígado (in vitro)	1064	0.7
Estómago, músculo(in vitro)	1064	3.3
Estómago, mucosa(in vitro)	1064	2.8
Estómago, íntegro(in vitro)	1064	0.8

Fuente: (DINH, 2003, pp. 80-93).

La profundidad de penetración óptica decrece con la vascularidad (contenido de sangre) de un tejido. Además la profundidad de penetración es significativamente menor para la luz azul que para la luz roja y es la más grande en la región 800-1300 nm. La Figura 1-11 ilustra las profundidades de penetración en un tejido típico de longitudes de onda de algunos láseres de uso común (PRASAD, 2003, p. 170) .

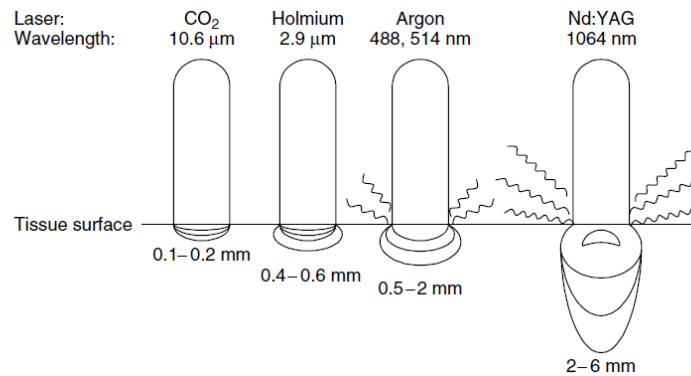


Figura 1-11. Profundidades de penetración de longitudes de onda de algunos láseres de uso común

Fuente: (PRASAD, 2003, p. 171)

CAPÍTULO II

2. Marco Metodológico

2.1 Generación optoacústica

2.1.1 Principio de generación optoacústica

El efecto optoacústico consiste en la generación de ondas acústicas en un medio debido a la interacción de la radiación óptica pulsada. La onda acústica ultrasónica se genera por la desexcitación del sistema, y parte de esta energía absorbida es convertida en energía térmica donde la temperatura de la muestra varía con la misma periodicidad que lo hace la radiación incidente, induciendo cambios en los parámetros del material y/o del medio en el que se encuentra inmerso dando lugar a variaciones de presión. El proceso de interacción entre el láser y el material se produce exclusivamente entre fotones y electrones del material. Los electrones son excitados debido a la transferencia de energía de los fotones. En una muestra la absorción de luz produce un calentamiento periódico que genera resonancia plasmónica de sus electrones, produciendo fluctuaciones de presión y generando ondas acústicas que son detectadas por un transductor ultrasónico. (SKVORTSOV, 2013, p. 2)

2.1.2 Ecuaciones de generación optoacústica

Para producir señales eficientes del efecto optoacústico es necesario cumplir dos condiciones donde el tiempo de duración del pulso de laser τ_p debe ser menor al confinamiento térmico τ_{th} y al confinamiento de presión.

$$\tau_{th} = \frac{d_c^2}{\alpha_{th}} \quad [16]$$

$$\tau_s = \frac{d_c}{v_{sm}} \quad [17]$$

Donde:

d_c es la dimensión característica de la estructura de interés

α_{th} es la difusividad térmica

v_{sm} es la velocidad del sonido en el medio

Además para que las ondas acústicas sean inducidas más eficientemente:

$$\mu_a r_{spot} \gg 1 \quad [18]$$

Donde r_{spot} es el spot del láser incidente.

La intensidad absorbida puede ser descrita como:

$$I_{abs} = I_0 - I \quad [W] \quad [19]$$

La energía absorbida por el medio es el producto de la intensidad absorbida I_{abs} [W] por el tiempo de duración del pulso τ_p [s]

$$E_{abs} = I_{abs} \tau_p \quad [J] \quad [20]$$

Cuando un pulso de láser corto irradia un medio con una fluencia de energía Φ , la energía térmica generada es:

$$E_{th} = \mu_a \frac{E_{abs}}{A} = \mu_a \Phi \quad [J/cm^3] \quad [21]$$

Donde:

μ_a es el coeficiente de absorción del medio [cm^{-1}]

Φ es la densidad de energía óptica o fluencia [J/cm^2] deposita por el láser por unidad de área A [cm^2]

En la superficie del medio irradiado la fluencia es:

$$\Phi_0 = \frac{E_0}{A} \quad [J/cm^2] \quad [22]$$

Donde la energía óptica incidente se puede hallar mediante:

$$E_0 = I_0 \tau_p \quad [J] \quad [23]$$

En función de la ley de Lambert Beer la fluencia a una profundidad d [cm] del medio irradiado es:

$$\Phi = \Phi_0 e^{-\mu_{eff} d} \quad [J/cm^2] \quad [24]$$

El incremento de temperatura provocado por la energía óptica puede ser evaluada como (DiMARZIO & MURRAY, 2003, p. 293):

$$\Delta T = \frac{E_{th}}{\rho C_v} [^{\circ}\text{C}] \quad [25]$$

Donde:

ρ es la densidad del medio [g/cm^3]

C_v es el calor específico a volumen constante [$\text{J}/\text{g}^{\circ}\text{C}$]

Mientras que la variación de presión generada en el medio es (WANG, 2008, p. 172):

$$\Delta P = \Gamma E_{th} [Pa] \quad [26]$$

La presión generada a una distancia d de la superficie del material irradiado se puede representar:

$$\Delta P = \Gamma \mu_a \Phi_0 e^{-\mu_{eff}d} [Pa] \quad [27]$$

El parámetro Γ es conocido como el parámetro de Grüneisen definido como:

$$\Gamma = \frac{\beta}{k \rho C_v} = \frac{\beta v_{sm}^2}{C_p} \quad [28]$$

Donde:

β es el coeficiente de expansión térmico

k es la compresibilidad isotérmica. Para el agua $\sim 5 \times 10^{-10} Pa^{-1}$

ρ densidad. Para el agua $\sim 1000 \frac{kg}{m}$

C_v es el calor específico a volumen constante [$\text{J}/\text{g}^{\circ}\text{C}$]

v_{sm}^2 velocidad del sonido en el medio

C_p es el calor específico a presión constante [$\text{J}/\text{g}^{\circ}\text{C}$]

Para el agua el parámetro Γ puede ser estimado por la formula empírica en función de la temperatura T_0 [$^{\circ}\text{C}$]:

$$\Gamma_{H_2O} = 0.0043 + 0.0053T_0 \quad [29]$$

Para la temperatura corporal de 37°C $\Gamma_{H_2O} = 0.20$ (WANG & WU, 2007, p. 285).

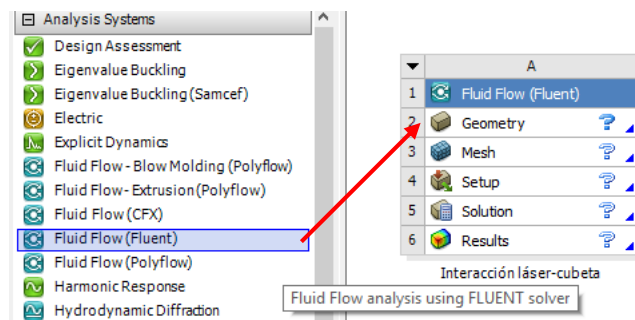
2.2 Simulaciones del efecto optoacústico

2.2.1 Simulación I: Interacción del láser en una cubeta de agua

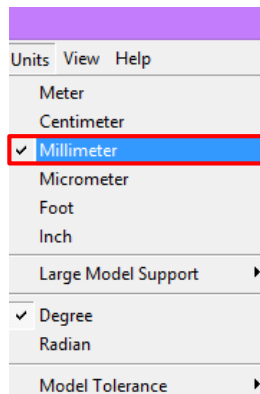
Como medio a ser irradiado se utilizó agua debido a su porcentaje contenido en el cuerpo humano. La geometría usada fue una cubeta para análisis de espectrofotometría con propiedades ópticas despreciables. La interacción del láser se simuló con un spot de 1 mm de radio que cubre una parte de la superficie de la cubeta, para el cual se estableció un camino óptico predeterminado. Se generó el mallado necesario con el método de elementos finitos y se establecieron las condiciones de interacción.

2.2.1.1 Pre-proceso

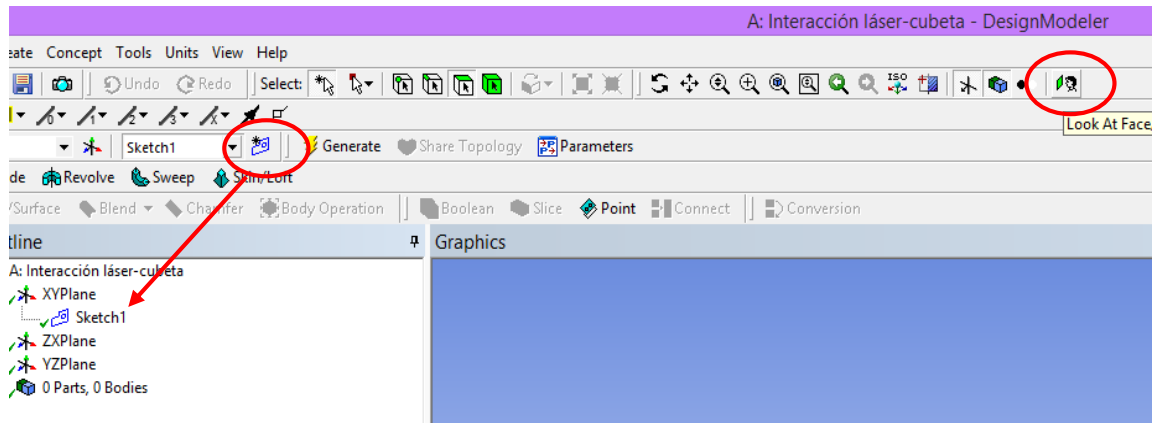
1. Una vez abierta la ventana del *Workbench* seleccionamos con doble click la opción *Fluid Flow (Fluent)*, Cambiamos el nombre por interacción láser-cubeta y seleccionamos con doble click la célula *Geometry*.



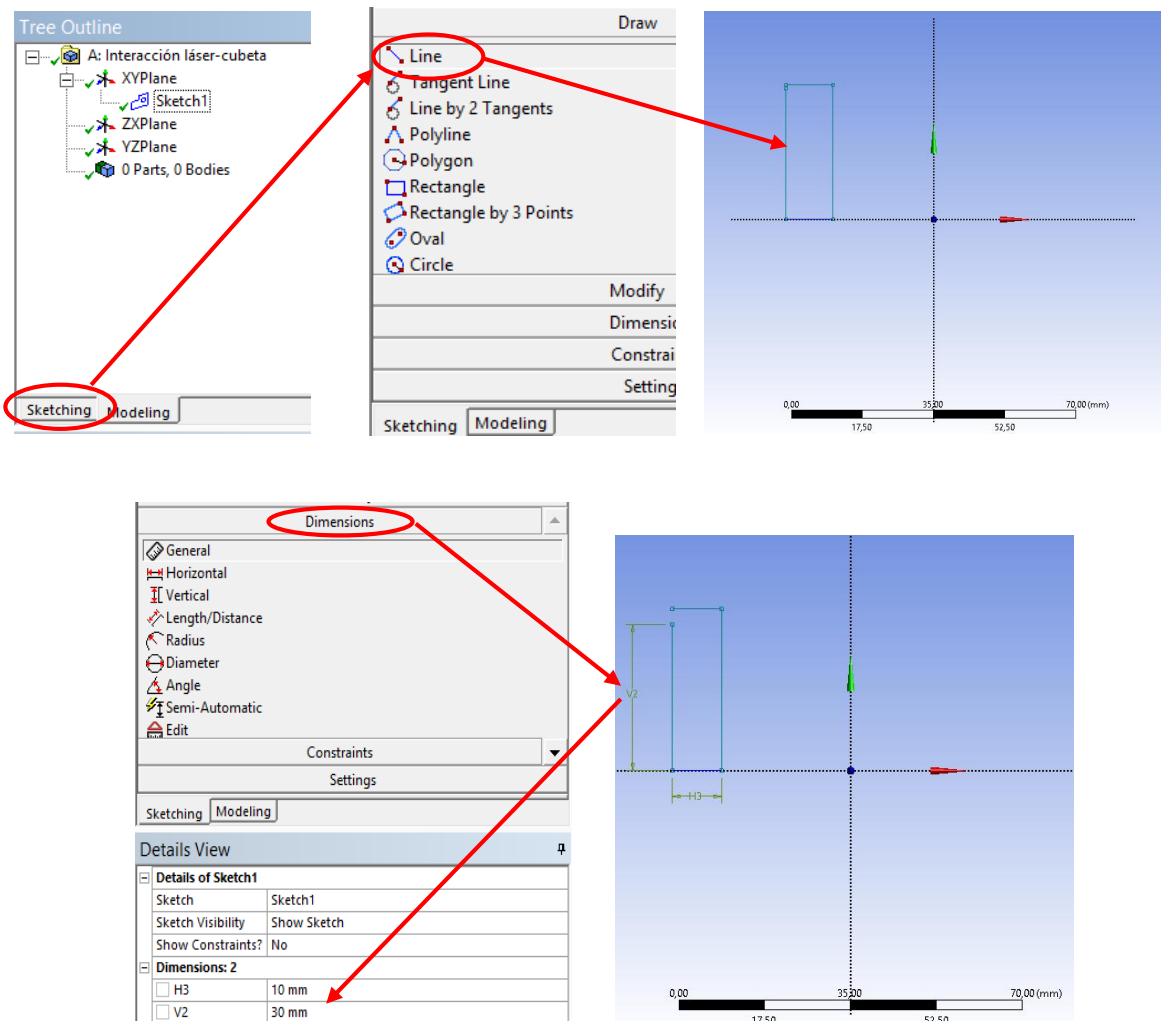
2. Inmediatamente abierta la ventana *Design Modeler* de la célula seleccionamos *milimeter* como unidad a trabajar.

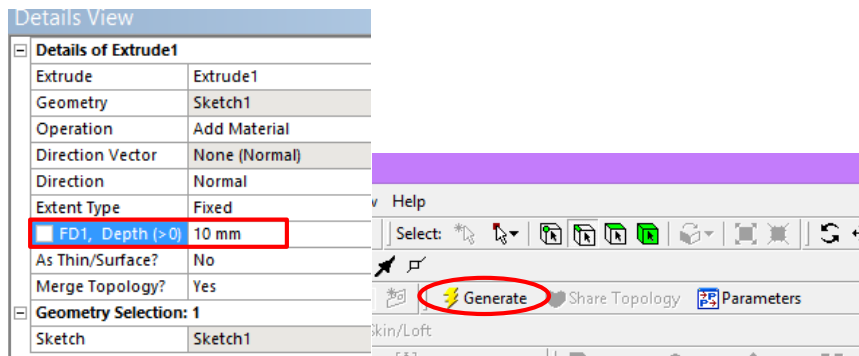
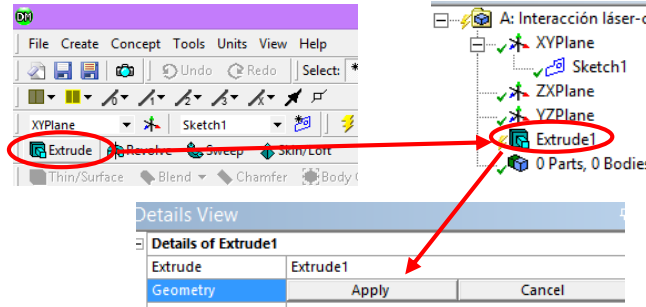
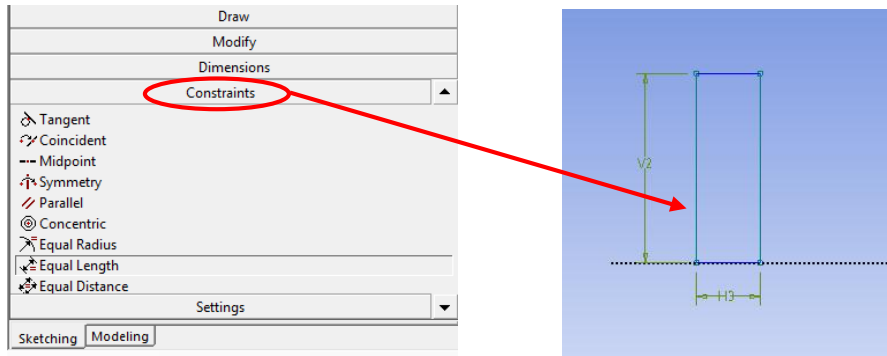


3. Posteriormente seleccionamos *New Sketch* y *Look at Face*.

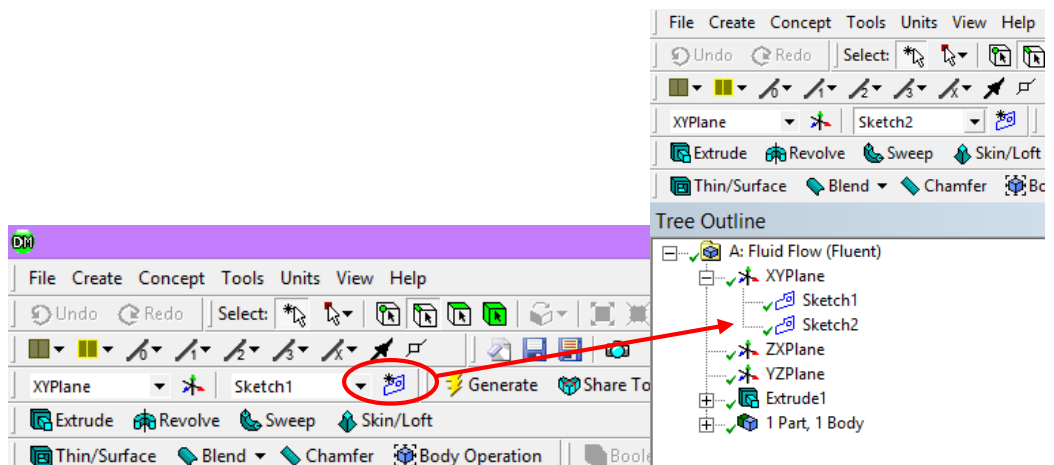


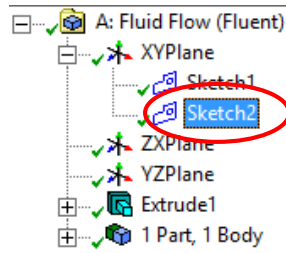
4. Diseñamos la cubeta y el camino óptico.



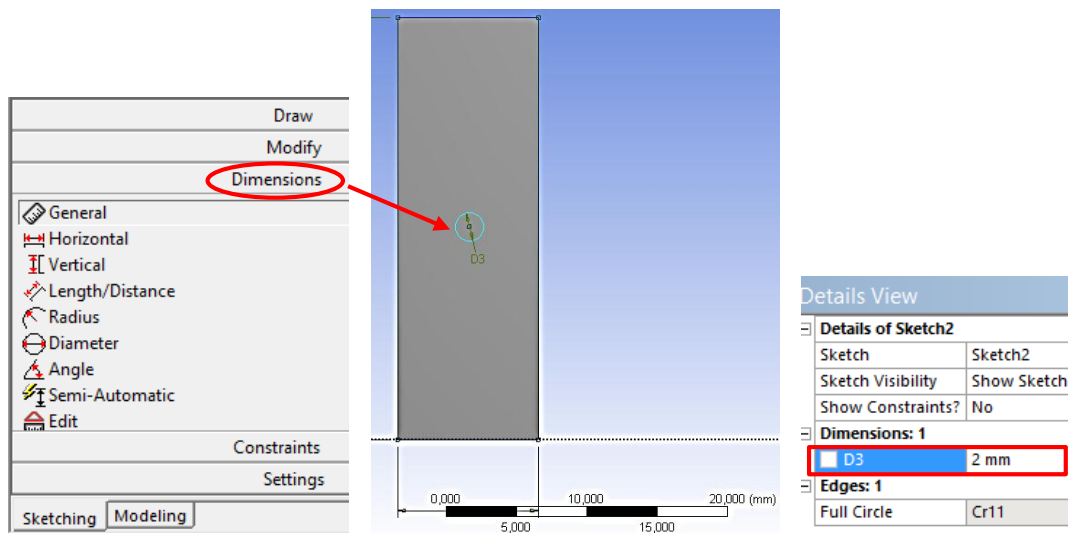
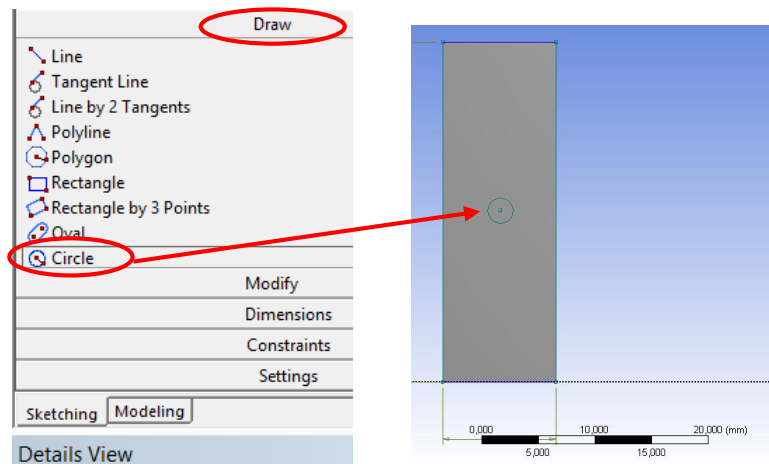


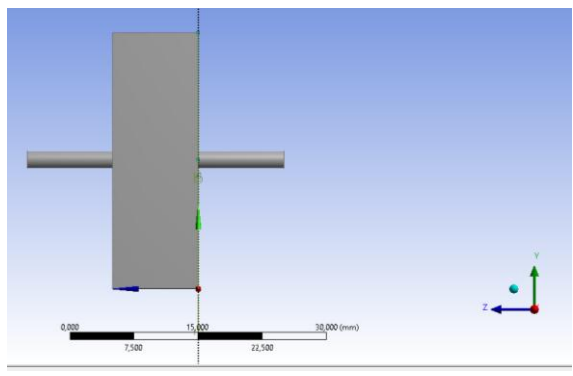
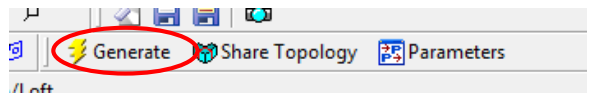
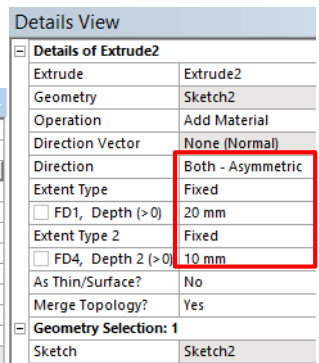
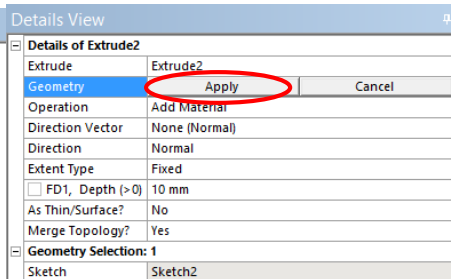
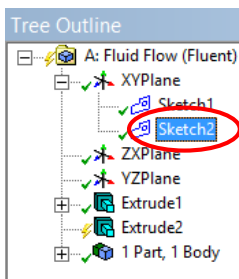
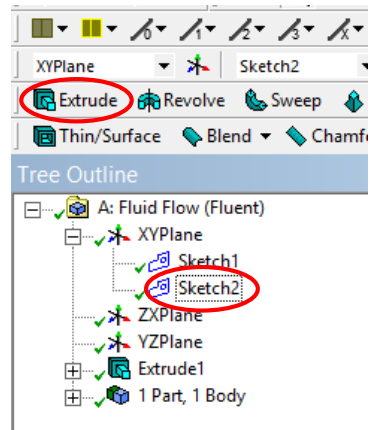
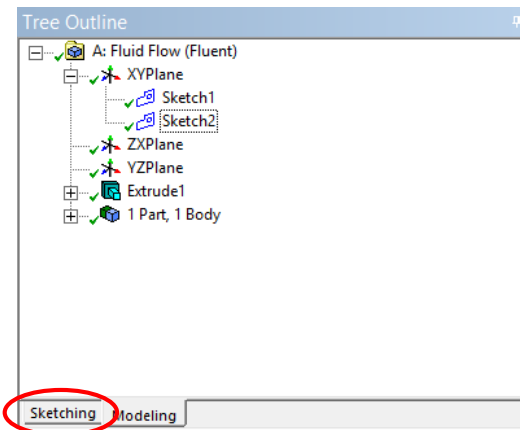
5. Para diseñar el camino óptico añadimos un nuevo *Sketch* al mismo plano en el que trabajamos.



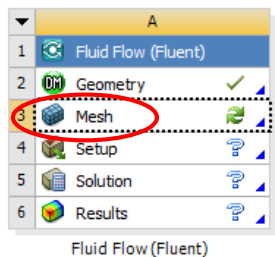


6. Después de seleccionar *Sketch2*, dibujamos una circunferencia en el centro de la superficie frontal de la cubeta.

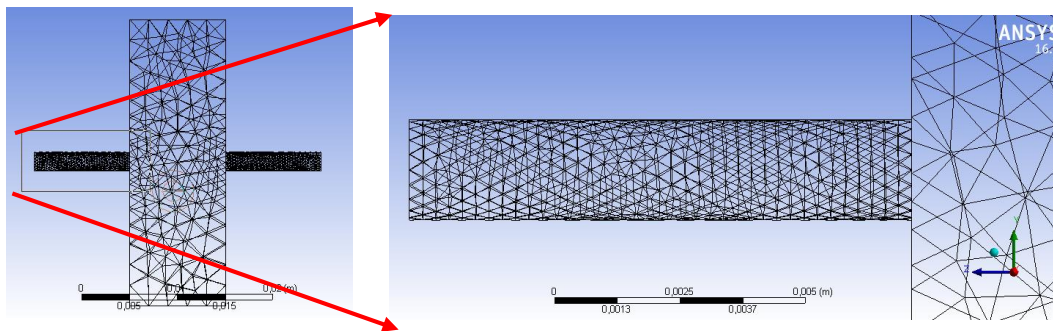
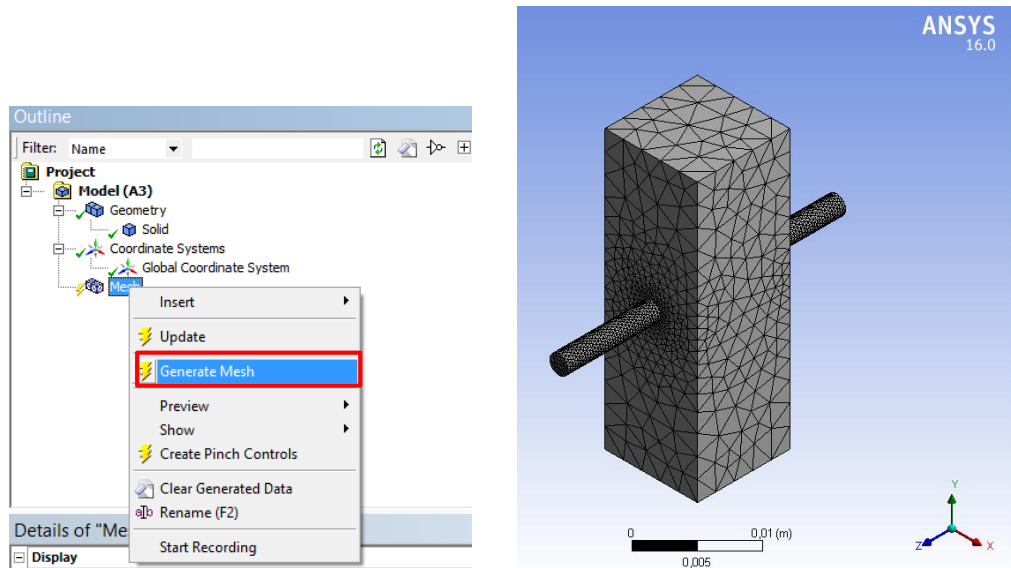




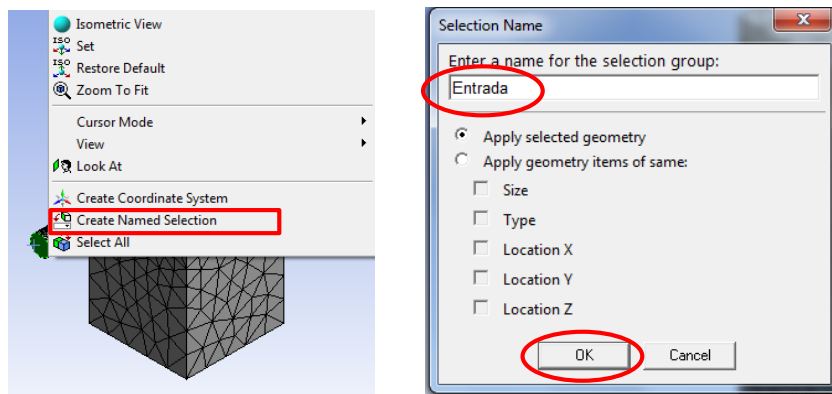
7. Volvemos a la ventana del *Workbench* y procedemos al mallado de la estructura.

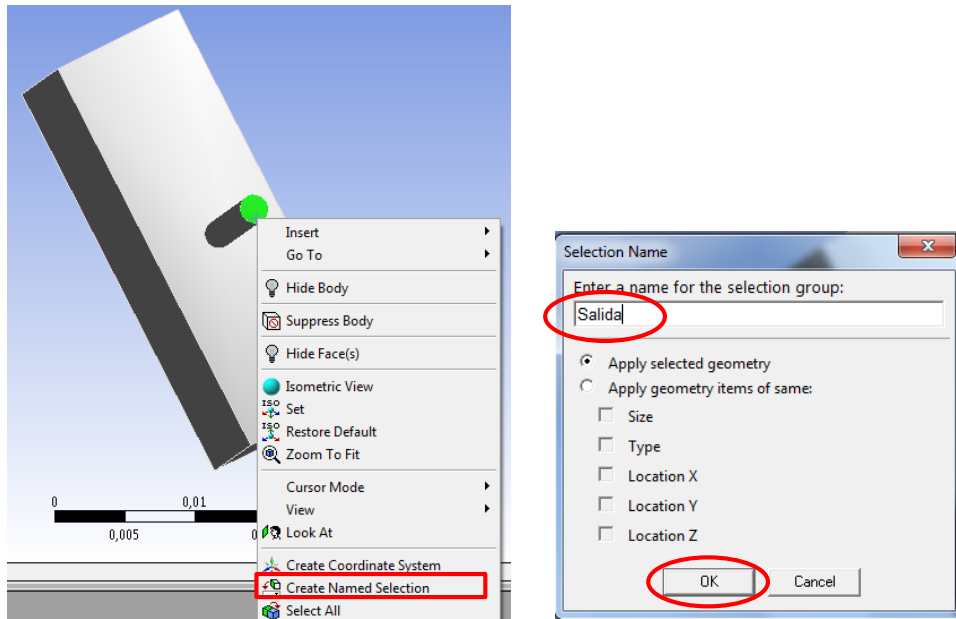


8. Una vez abierta la ventana de *Meshing* seleccionamos *Mesh* y generamos el mallado.

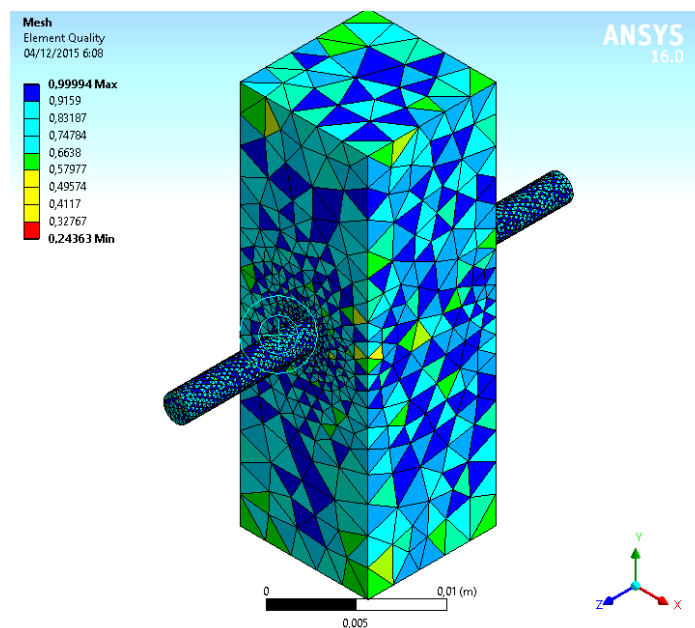
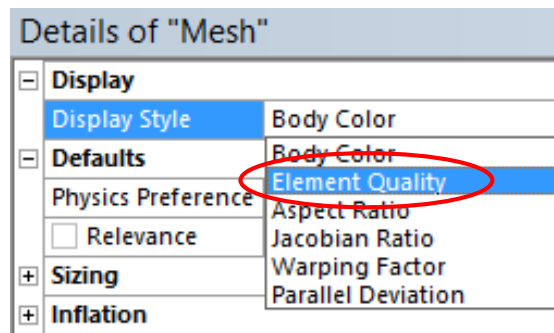


9. Definimos la entrada y salida del haz del láser. Señalamos la superficie que corresponde a la entrada, damos click derecho y seleccionamos la opción *Create Named Selection* y escribimos *Entrada*. Lo mismo hacemos para la salida del haz.

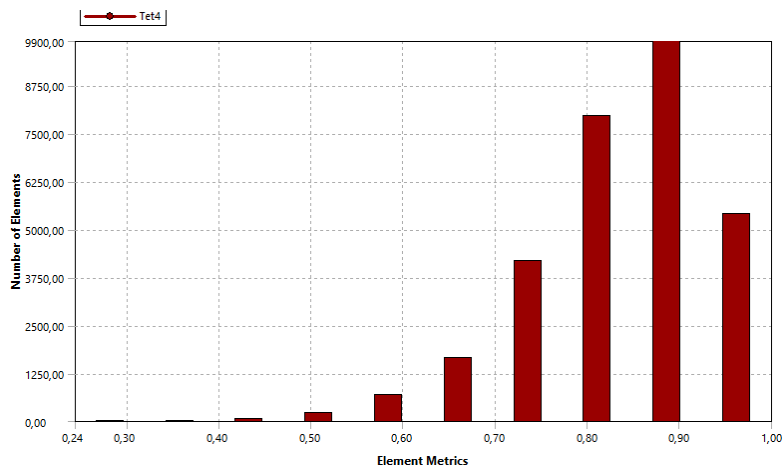
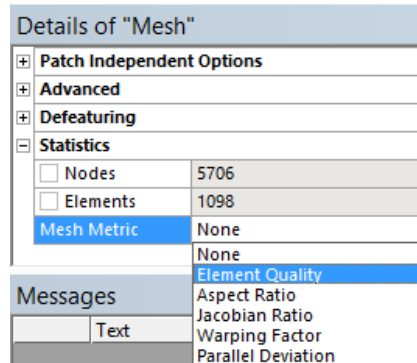




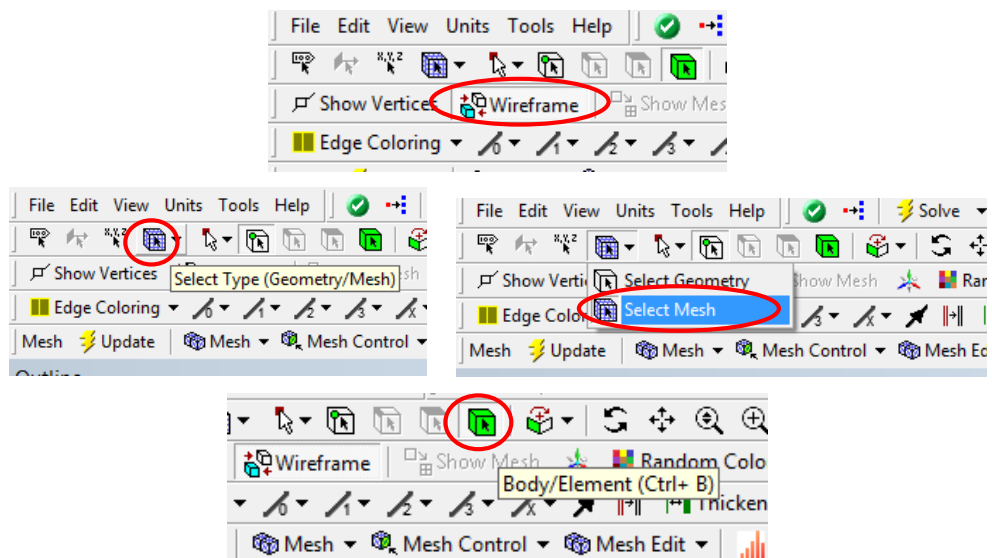
10. Para verificar que la malla está correcta en *Display Style* seleccionamos *Element Quality*.

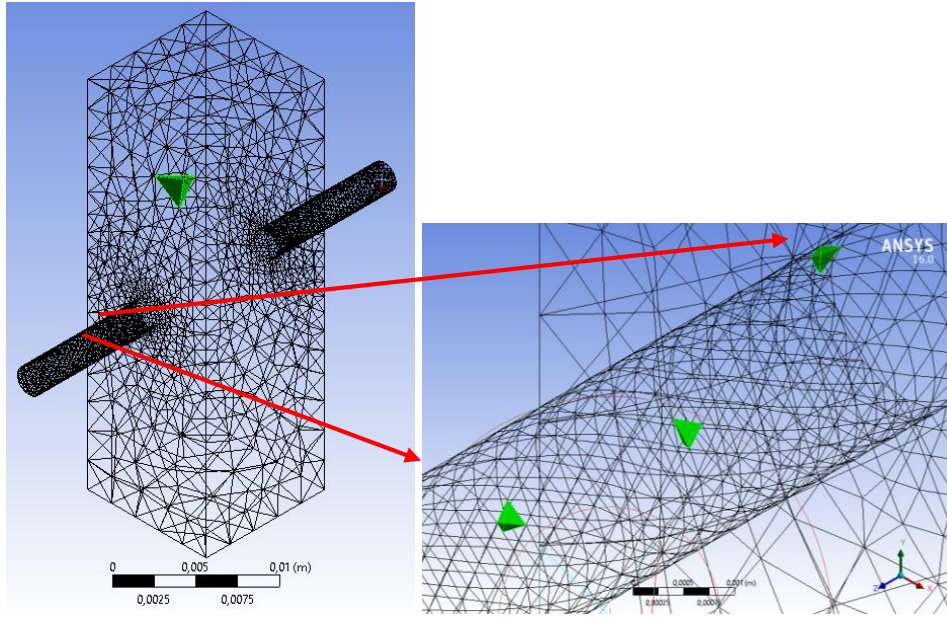


11. Para saber el tipo y cantidad de elementos utilizados en la estructura en *Details of Mesh* seleccionamos *Statistics*, en *Mesh Metric* escogemos la opción *Element Quality*

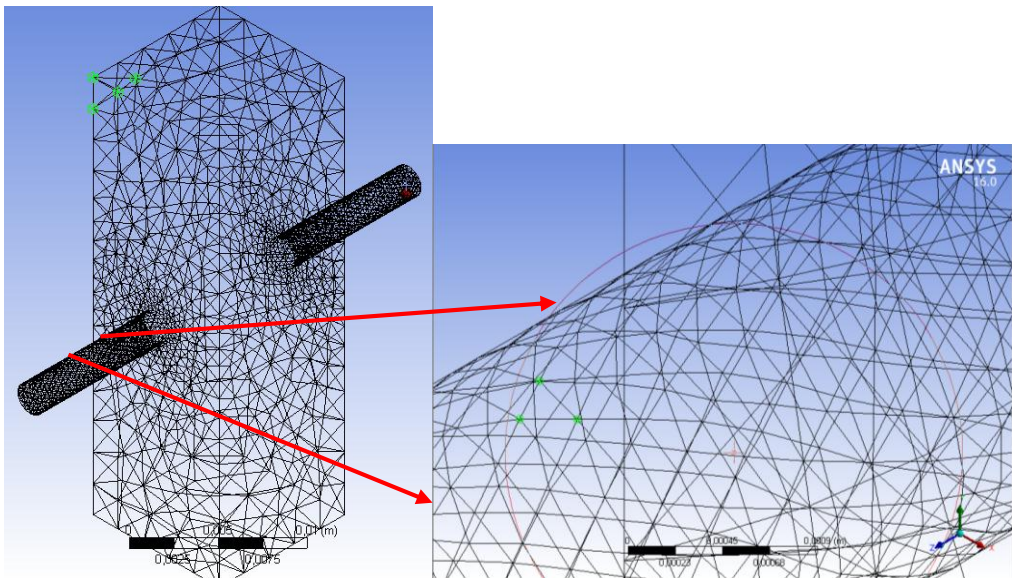
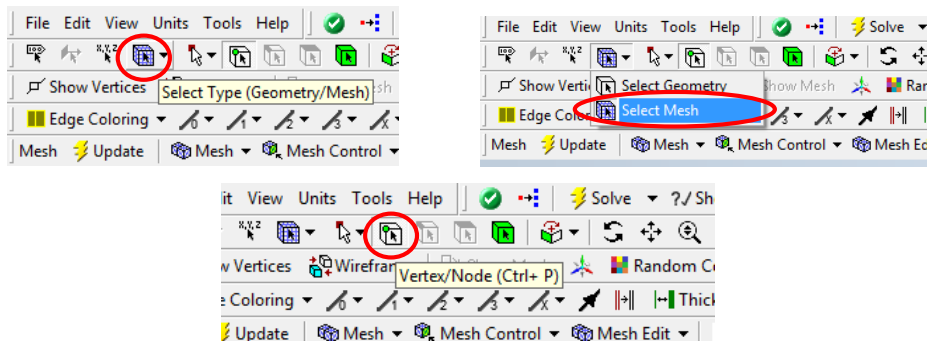


12. Para visualizar los elementos del mallado seleccionamos *Wireframes*, *Select Type*, *Select Mesh* y posteriormente *Body/Element*.



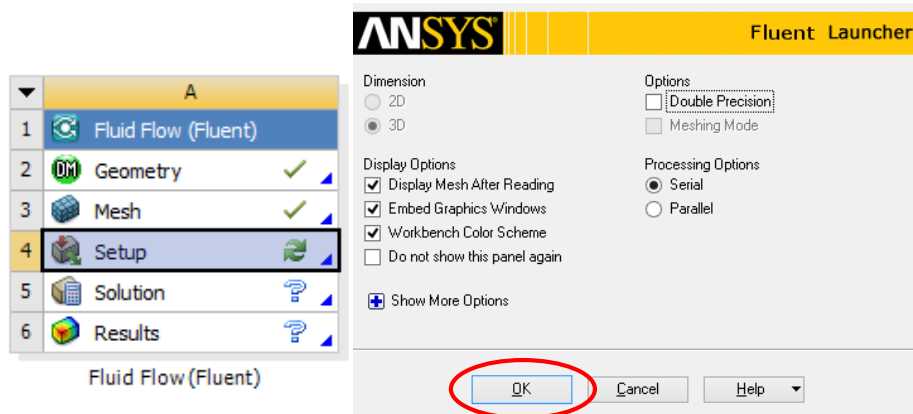
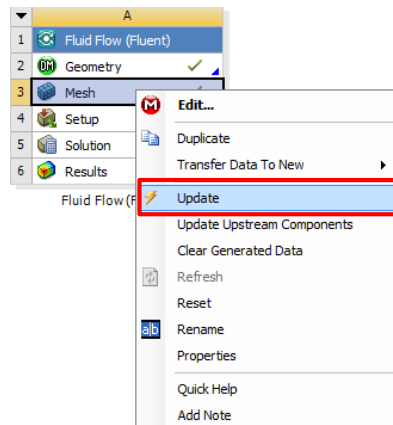


13. Para visualizar los nodos en *Select Type* seleccionamos *Select Mesh* y *Vertex/Node*.
 Seleccionamos los nodos.

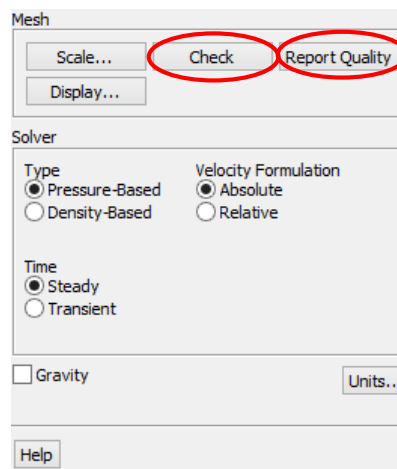


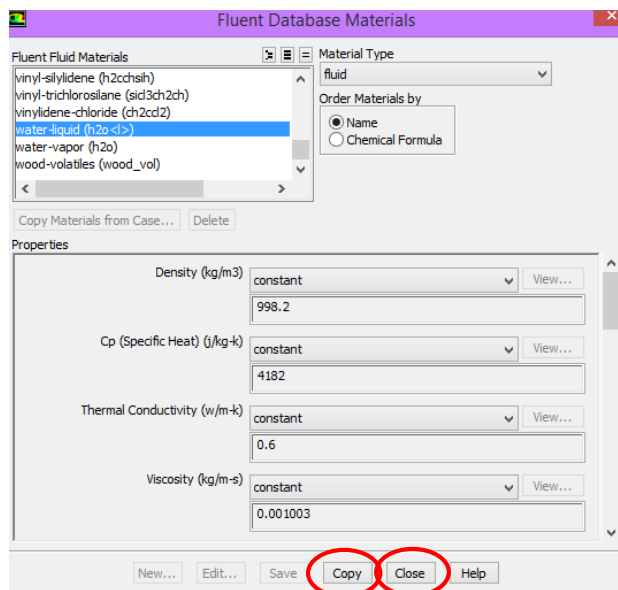
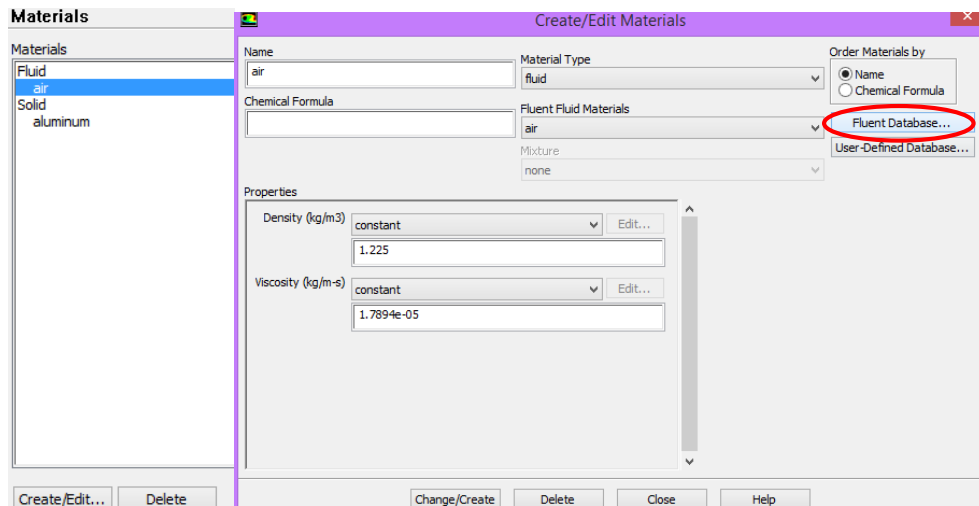
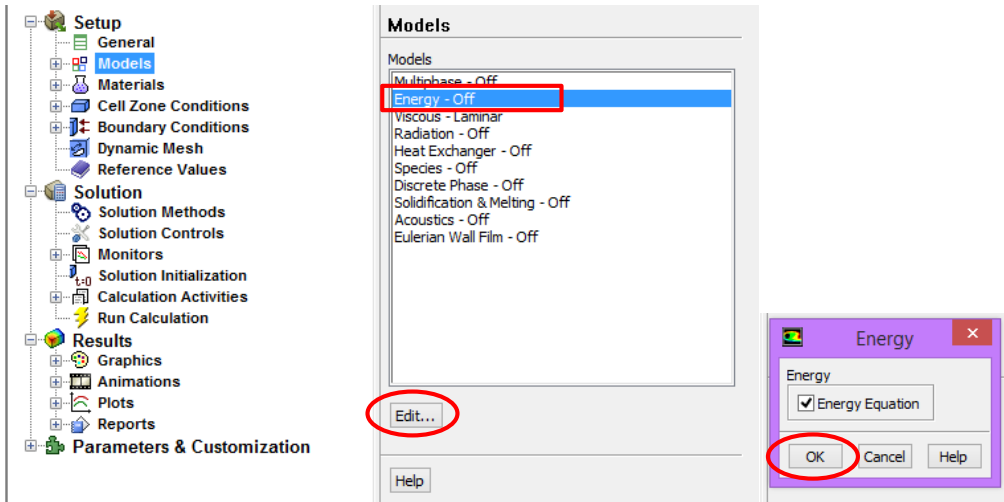
2.2.1.2 Proceso

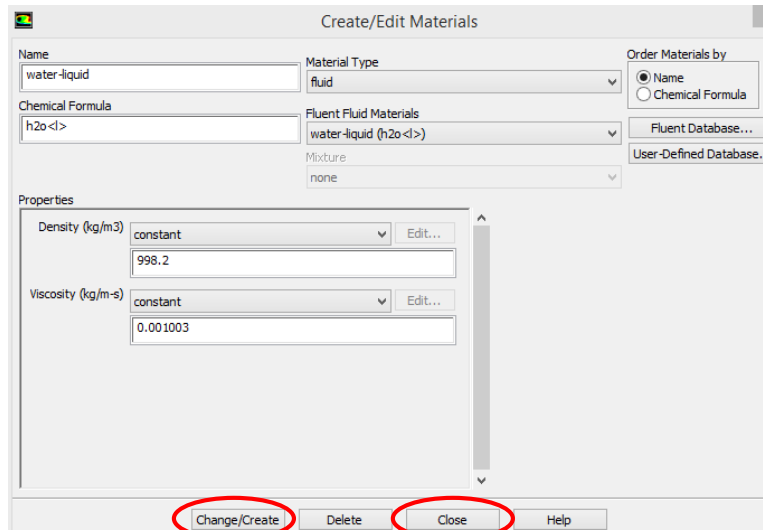
14. En la ventana del *Workbench* actualizamos el mallado y seleccionamos *Setup*.



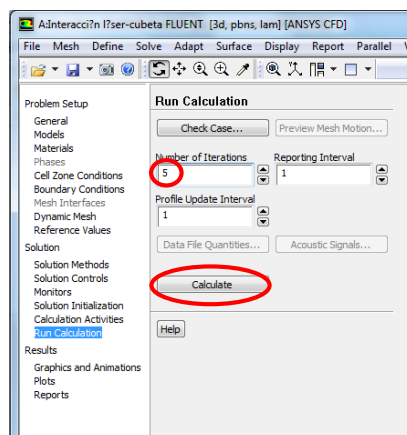
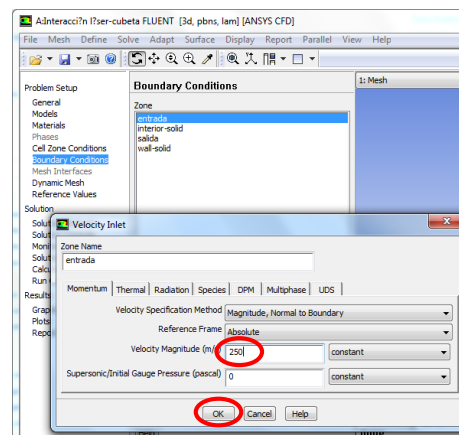
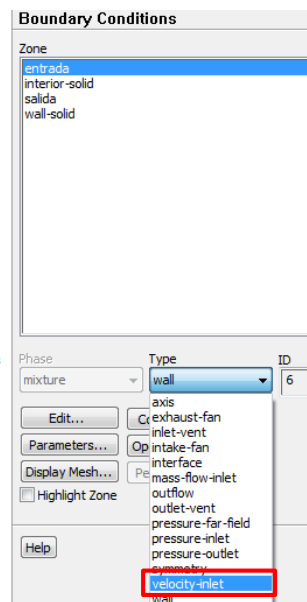
15. En la nueva ventana abierta realizamos los siguientes pasos:

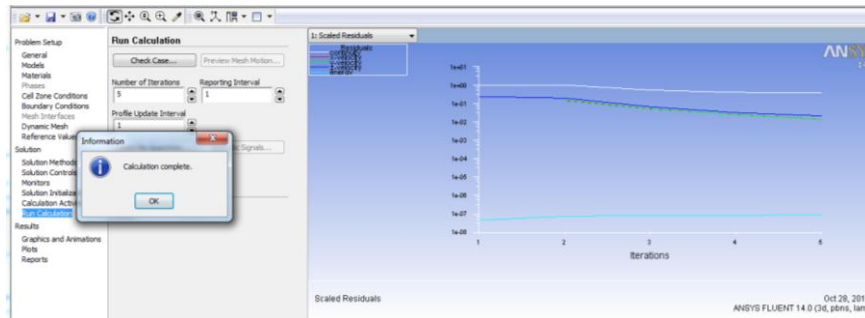




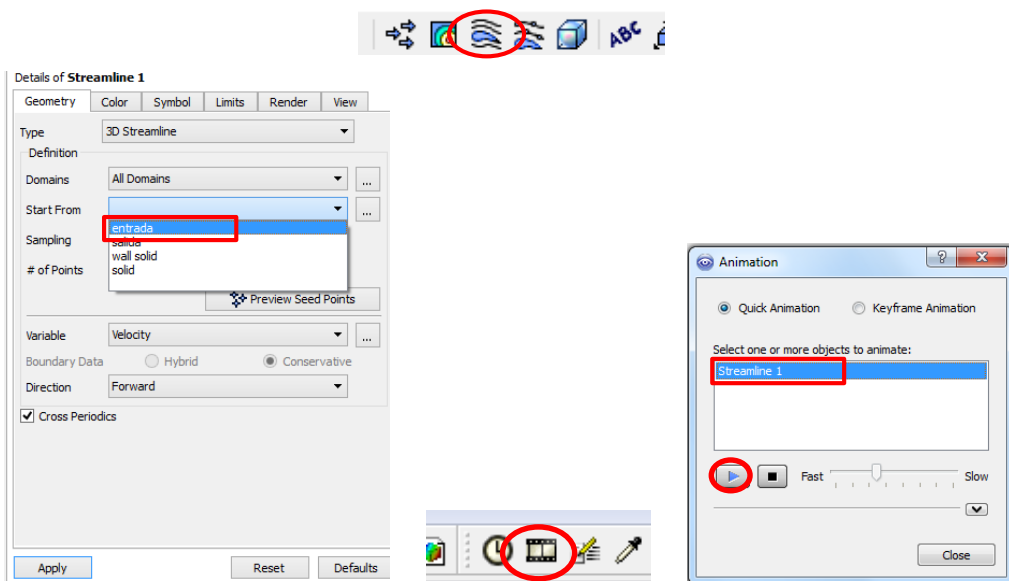


- Problem Setup
 - General
 - Models
 - Materials
 - Phases
 - Cell Zone Conditions
 - Boundary Conditions**
 - Mesh Interfaces
 - Dynamic Mesh
 - Reference Values
- Solution
 - Solution Methods
 - Solution Controls
 - Monitors
 - Solution Initialization
 - Calculation Activities
 - Run Calculation
- Results
 - Graphics and Animations
 - Plots
 - Reports



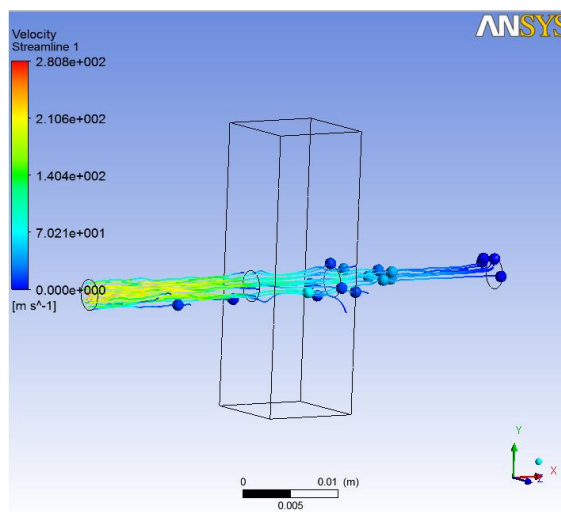


16. Retornamos al *Workbench*, abrimos resultados y seleccionamos *streamline*, para obtener la animación realizamos los siguientes pasos:



2.2.1.3 Post-proceso

17. Visualizamos la simulación.

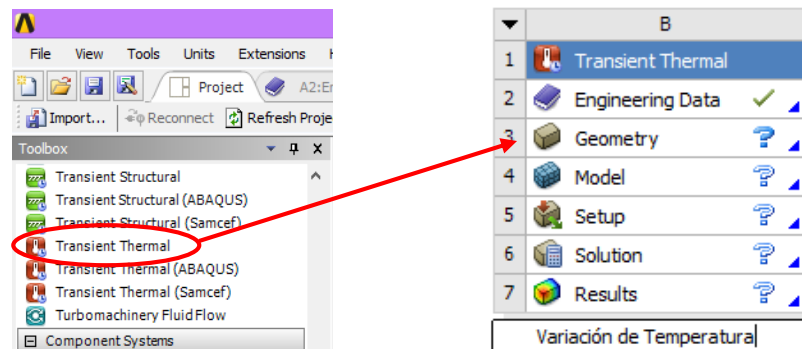


2.2.2 Simulación II: Variación de temperatura

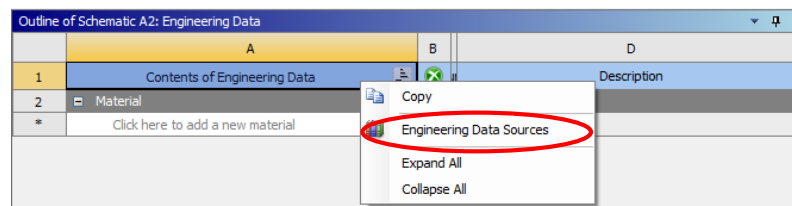
Como medio a ser irradiado se utilizó agua debido a su porcentaje contenido en el cuerpo humano. La geometría usada fue una cubeta para análisis de espectrofotometría. La interacción del láser se simuló con un spot de 1 mm de radio que cubre una superficie de la cubeta de agua. Se generó el mallado necesario con el método de elementos finitos y se establecieron las condiciones de interacción.

2.2.2.1 Pre-proceso

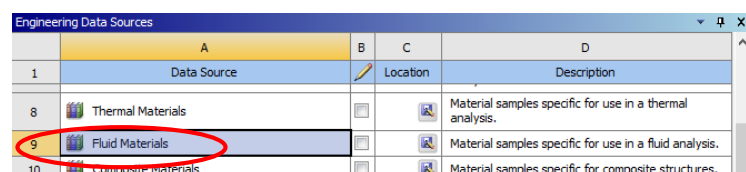
1. Una vez abierta la ventana del *Workbench* seleccionamos con doble click la opción *Transient Thermal*, cambiamos el nombre por Variación de temperatura y seleccionamos con doble click la célula *Engineering Data* en la cual seleccionamos como material el agua.



2. Luego de eliminar el material que por defecto selecciona el programa, damos un click derecho sobre *Contents of Engineering Data* y seleccionamos *Engineering Data Sources*.

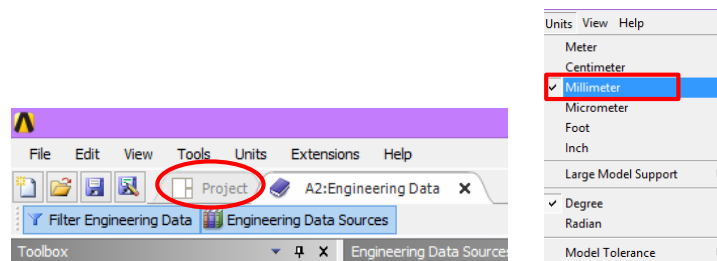


3. Seleccionamos *Fluid Material* y damos click sobre la cruz correspondiente a *Water Liquid* en la ventana que se despliega en la parte inferior.

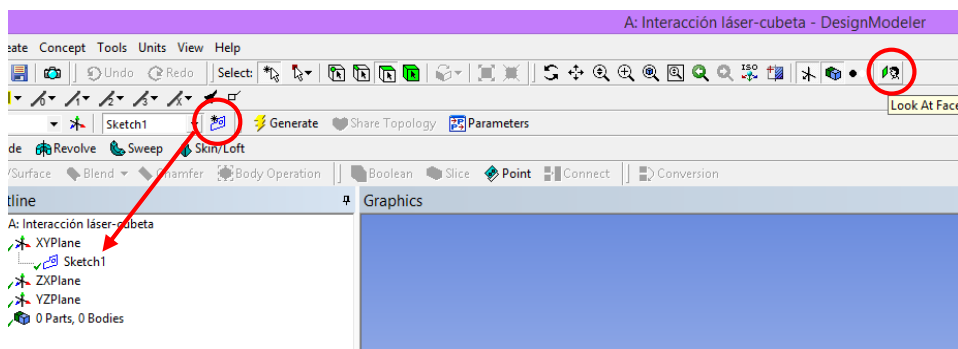


	A	B	C	E
1	Contents of Fluid Materials	Add		Description
101	Sulfur Solid			
102	Sulfur Vapor			
103	Titanium			
104	Toluene Liquid			
105	Toluene Vapor			
106	Turpentine			
107	Urea Solid			
108	Urea Vapor			
109	Water Liquid			

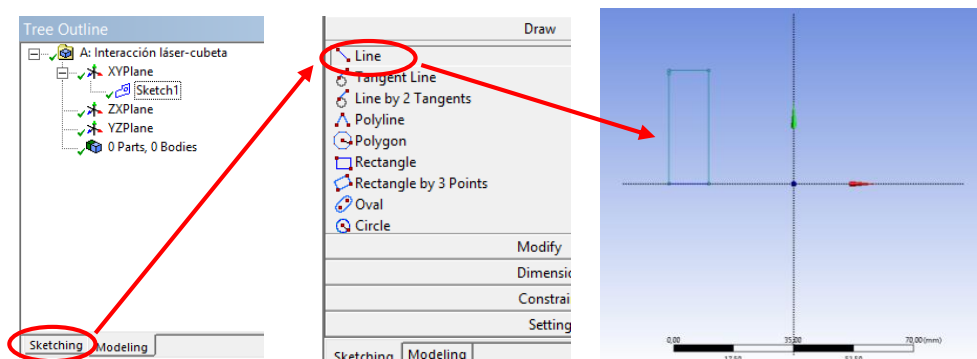
4. Al dar click sobre *Project* retornamos a la ventana principal del *Workbench* y seleccionamos la célula *Geometry*, diseñamos la cubeta con la cual interaccionará el láser, seleccionamos *milimeter* como la unidad a trabajar.

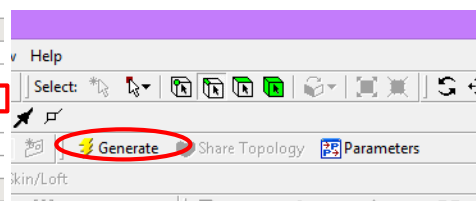
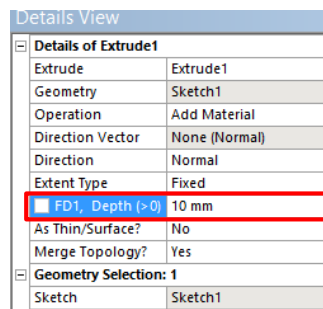
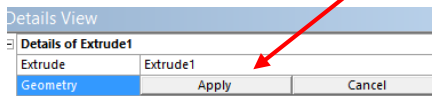
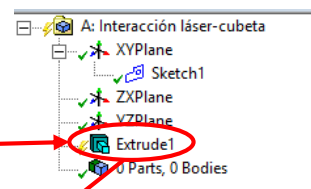
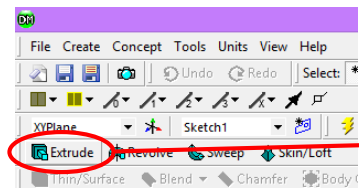
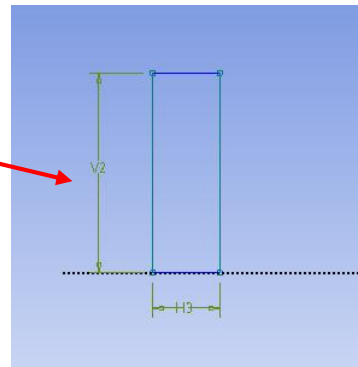
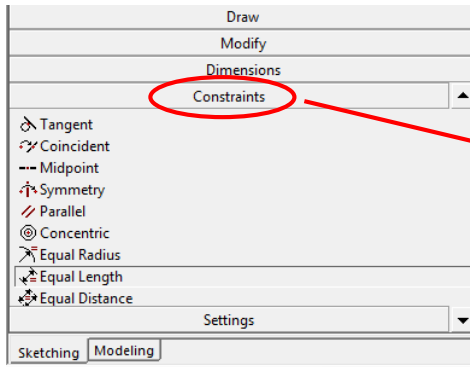
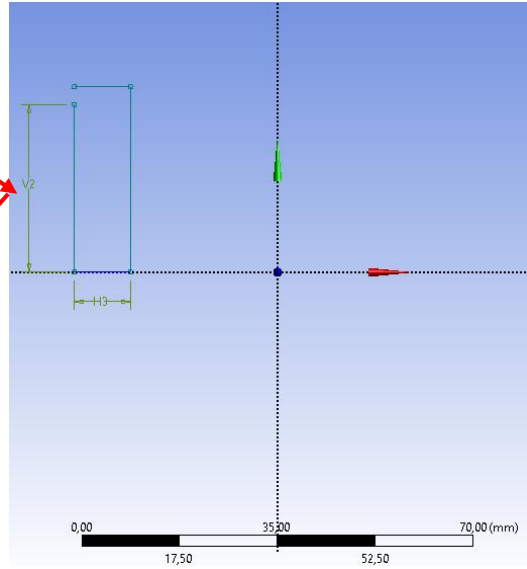
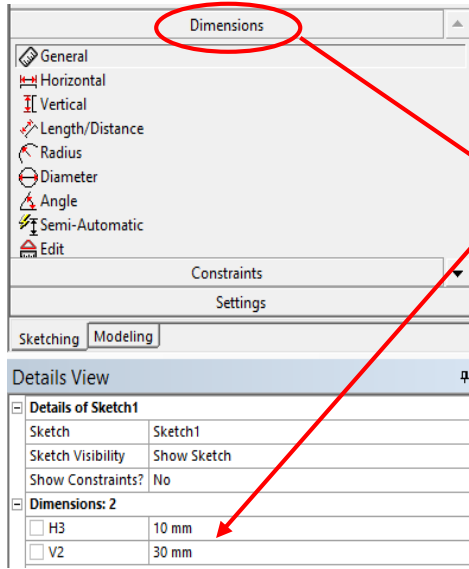


5. Posteriormente seleccionamos *New Sketch* y *Look at Face*.

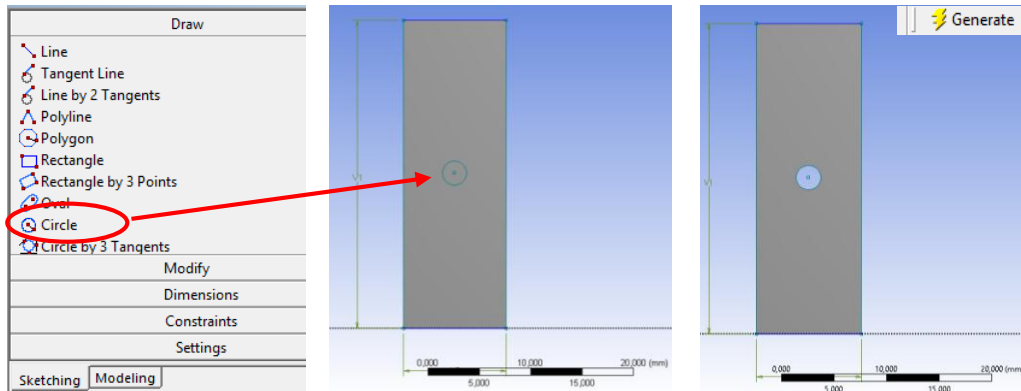


6. Diseñamos la cubeta de agua y la trayectoria del láser dentro de ella.

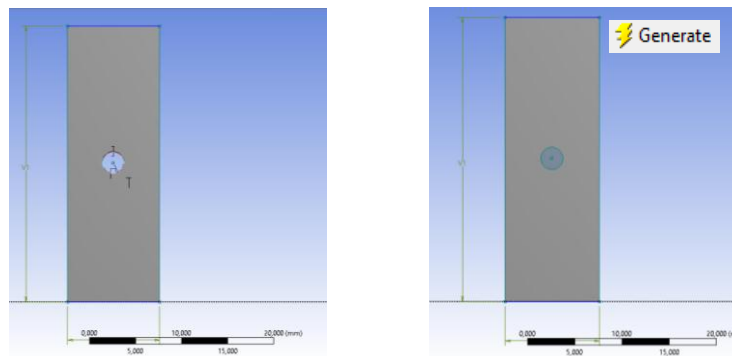




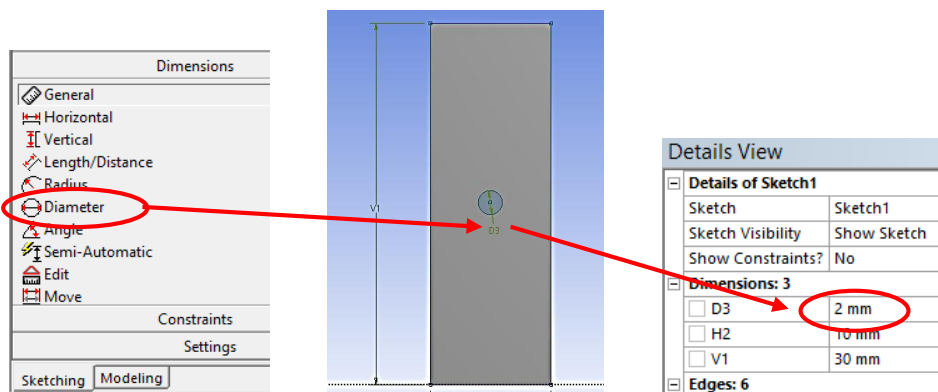
7. Volvemos a *Sketching*, elegimos *Circle*, dibujamos y seleccionamos *Generate*.



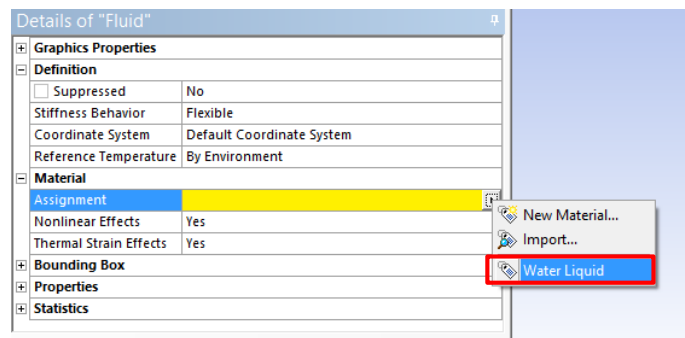
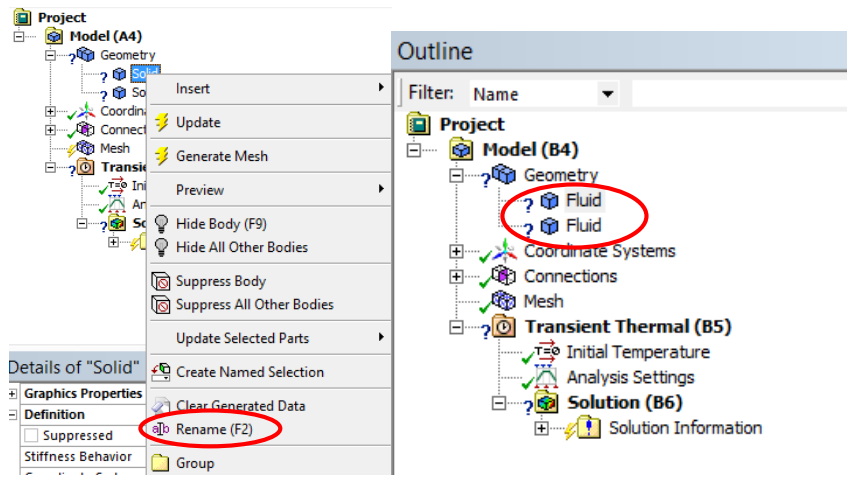
8. Volvemos a dibujar un círculo sobre el generado, al aparecer una T, nos indicará que el círculo dibujado corresponde al círculo del mismo tamaño inicial. Seleccionamos *generate*.



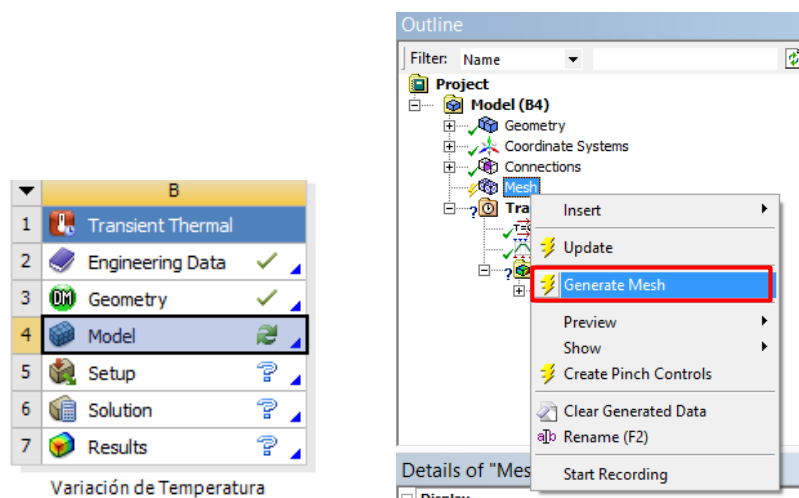
9. Verificamos las dimensiones del círculo en *Sketching*, *Dimensions*, seleccionamos el diámetro del círculo diseñado y cambiamos la medida por 2 mm, seleccionamos *Generate*.

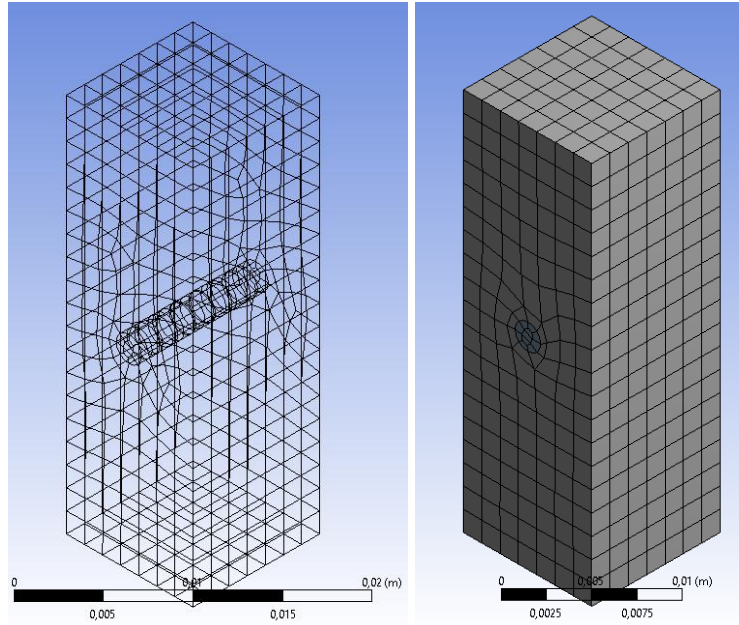


10. En el *Workbench* seleccionamos la célula *Model*, una vez abierta la ventana *Mechanical* [ANSYS *Multiphysics*], en *Geometry* cambiamos el nombre de las estructuras por *Fluid* y seleccionamos como material *Water Liquid* para ambos casos.



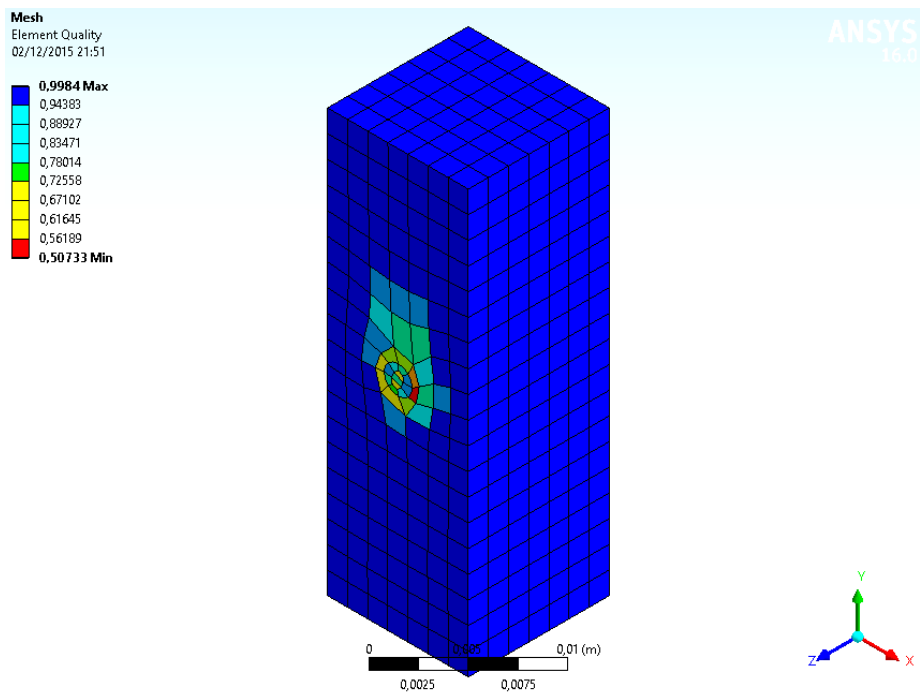
11. En *Mesh* generamos el mallado de la estructura.



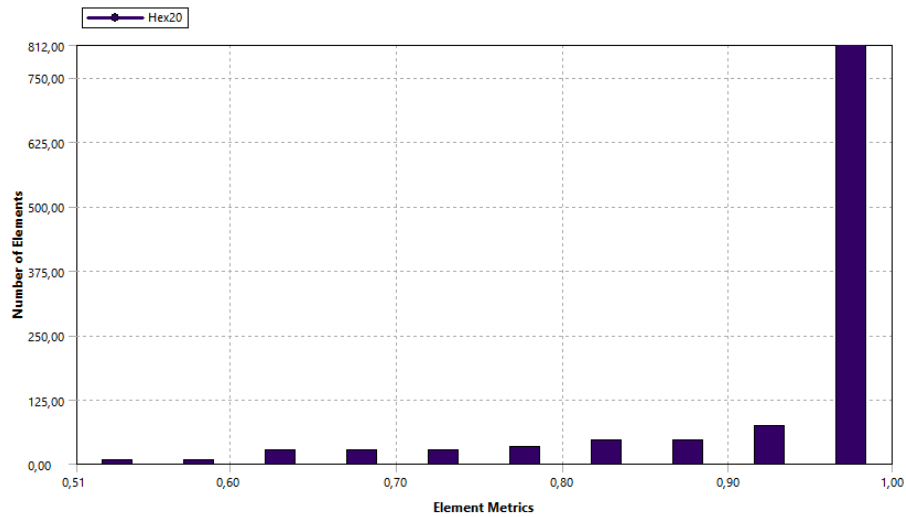
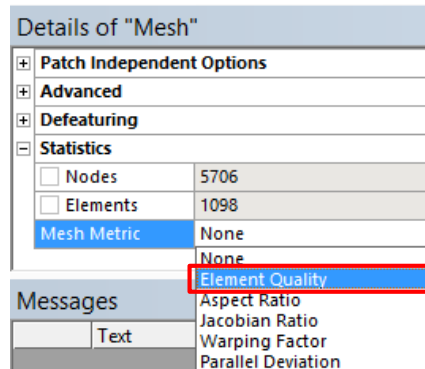


12. Para verificar que la malla está correcta en *Display Style* seleccionamos *Element Quality*.

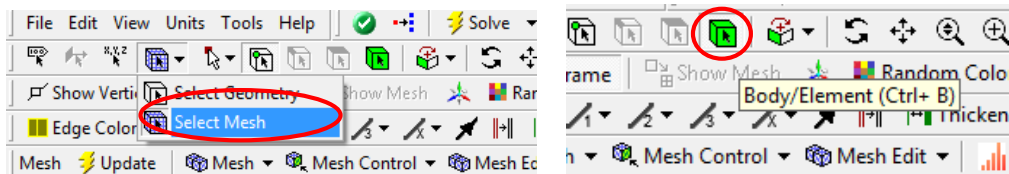
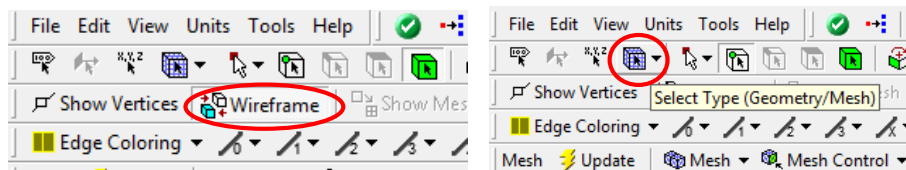
Details of "Mesh"	
[-] Display	
Display Style	Body Color
[-] Defaults	Body Color
Physics Preference	Element Quality
<input type="checkbox"/> Relevance	Aspect Ratio
<input type="checkbox"/> Sizing	Jacobian Ratio
<input type="checkbox"/> Inflation	Warping Factor
	Parallel Deviation

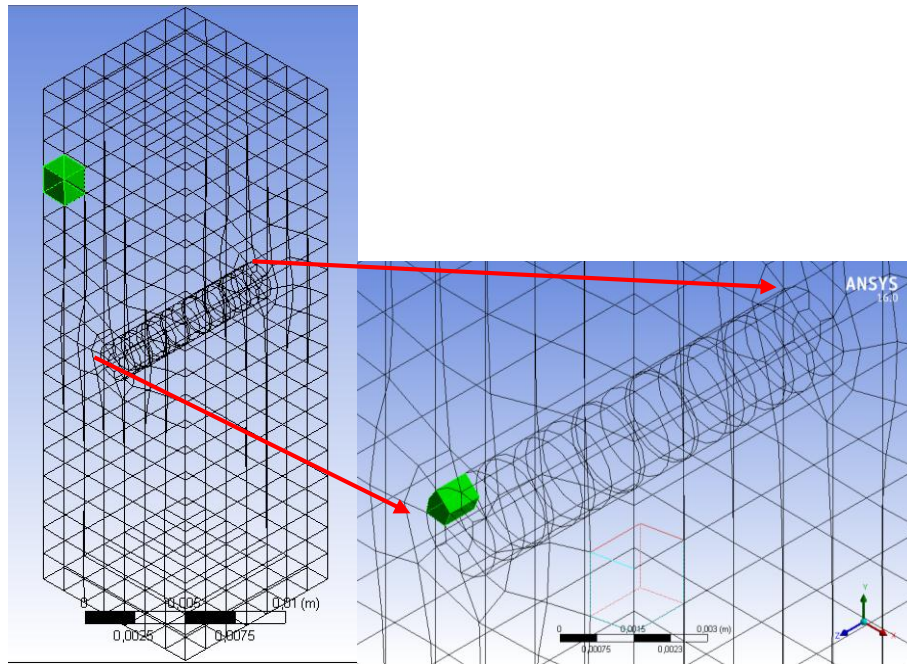


13. Para saber el tipo y cantidad de elementos utilizados en la estructura en *Details of Mesh* seleccionamos *Statistics* y en *Mesh Metric* escogemos la opción *Element Quality*.

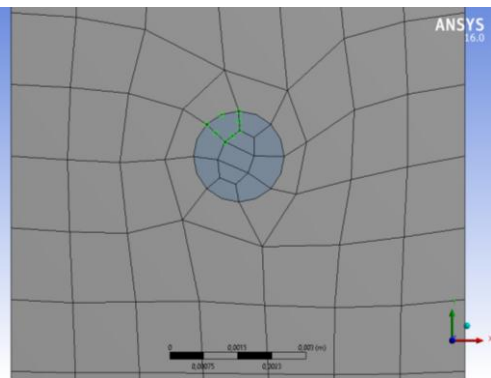
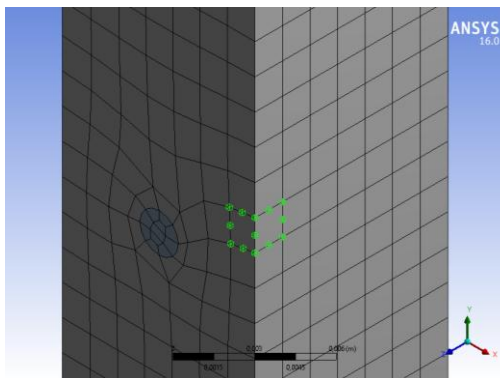
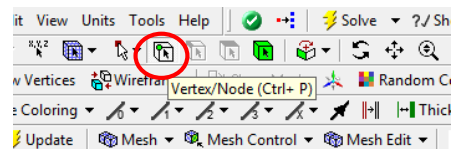
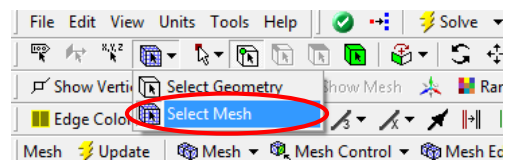
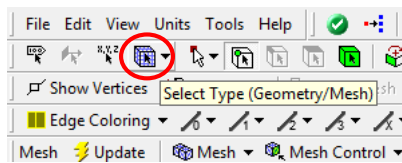


14. Para visualizar los elementos del mallado seleccionamos *Wireframes*, *Select Type*, *Select Mesh* y posteriormente *Body/Element*.



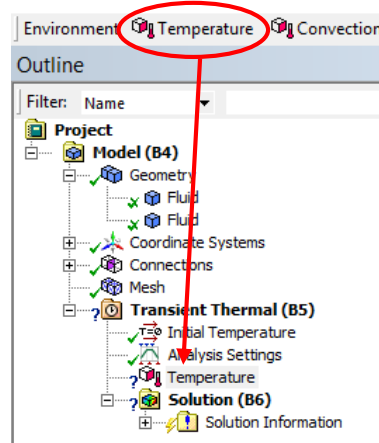


15. Para visualizar los nodos en *Select Type* seleccionamos *Select Mesh* y *Vertex/Node*.
 Seleccionamos los nodos.

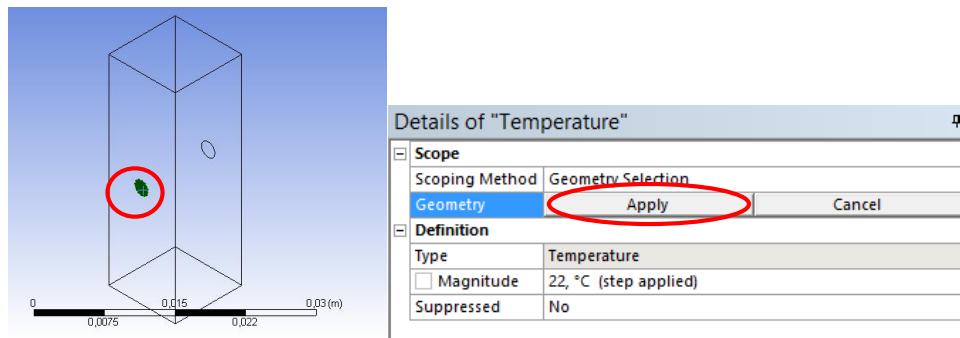


2.2.2.2 Proceso

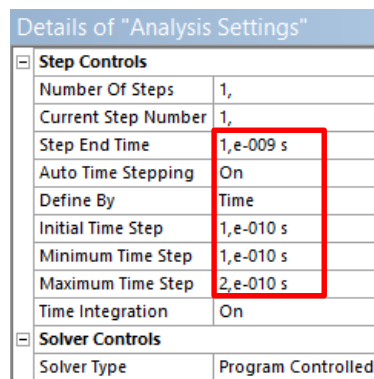
16. En *Transient Thermal* añadimos *Temperature*.



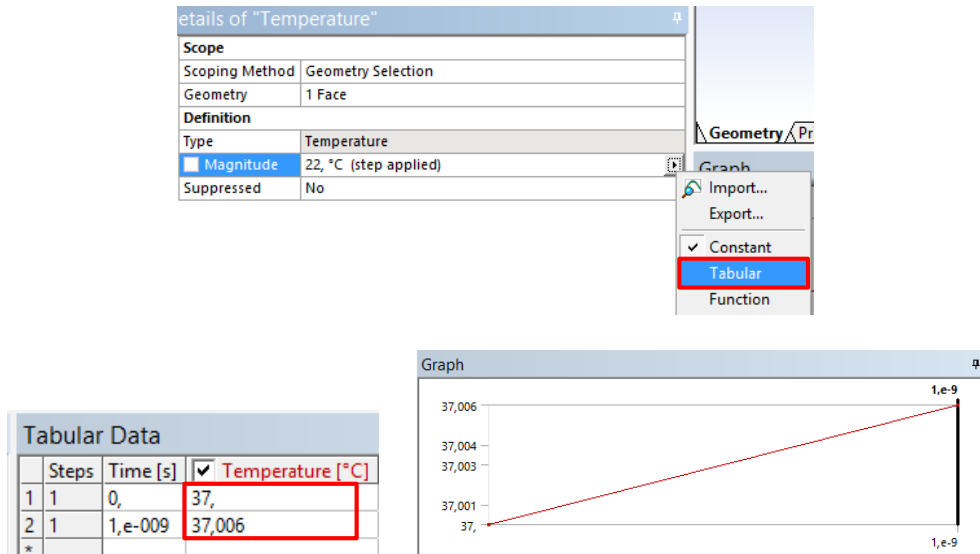
17. Seleccionamos el área donde se producirá la interacción del láser.



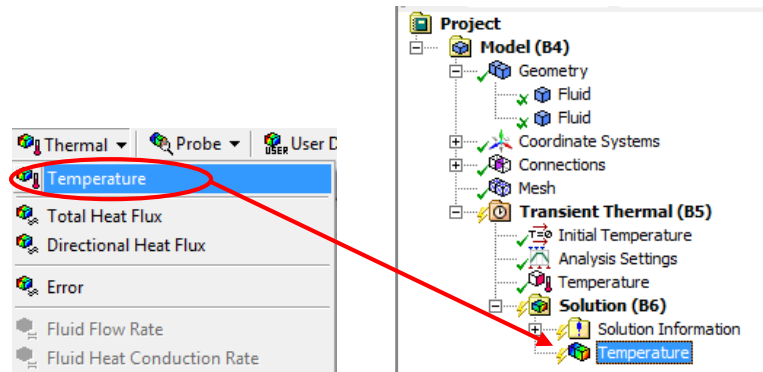
18. En "*Analysis Settings*" establecemos las condiciones de contorno.



19. En *Details of "Temperature"*, *Definition, Magnitude*, establecemos tabular datos y digitamos los valores a simular.

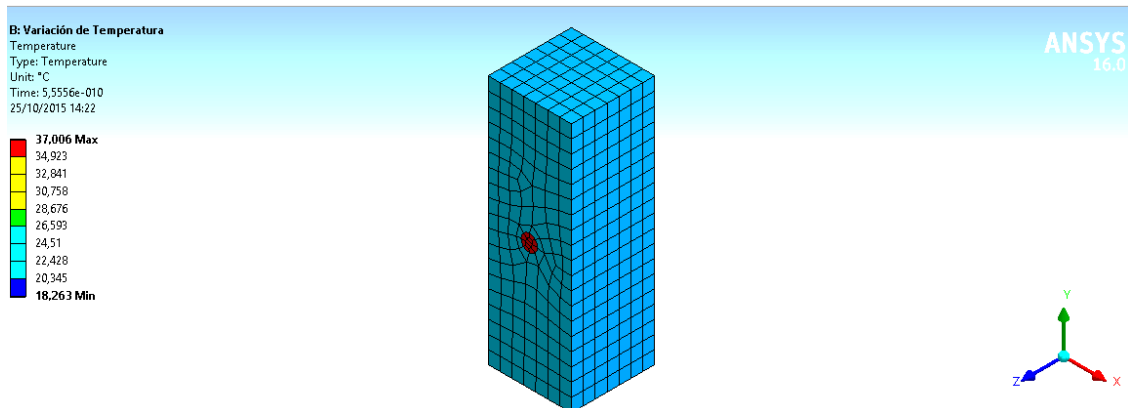


20. En *Solution* añadimos *Temperature*.



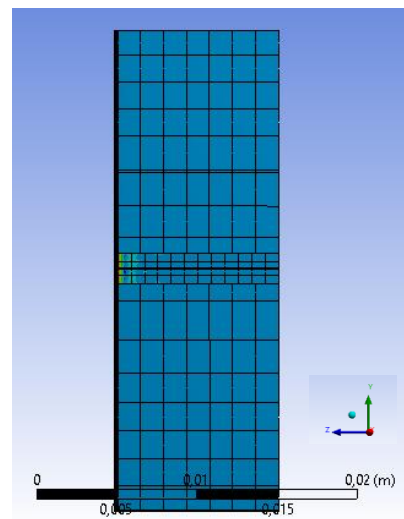
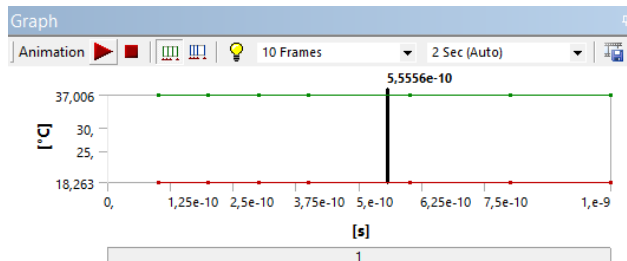
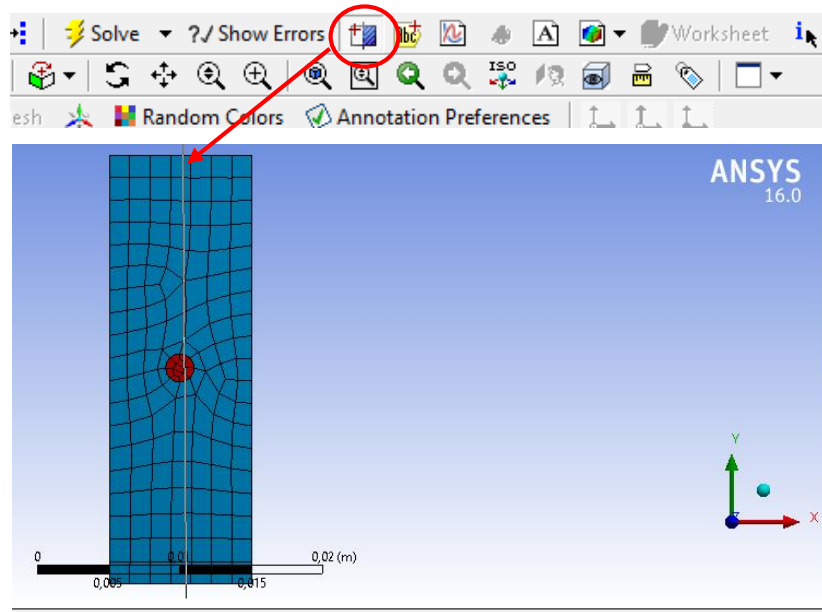
2.2.2.3 Post-proceso

21. En *Transient Thermal*, damos click derecho y seleccionamos *Solve*, obteniendo el siguiente resultado.

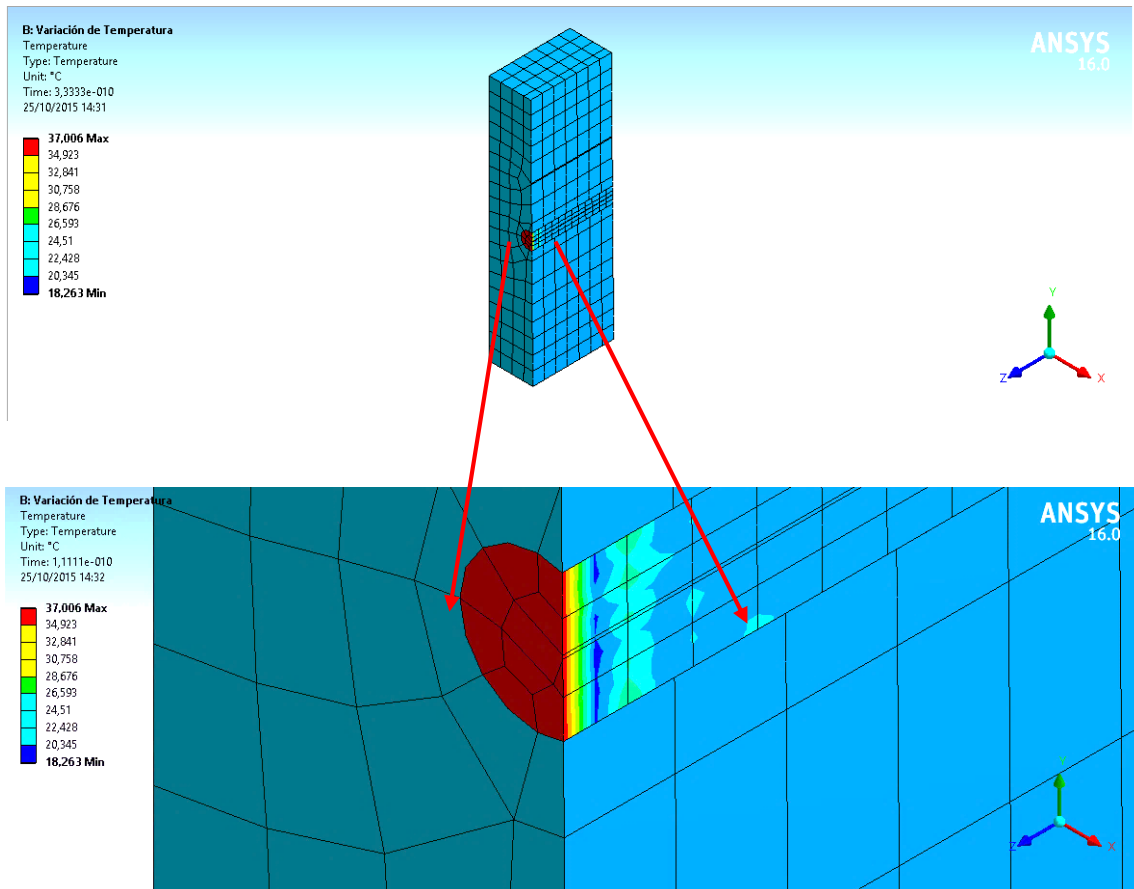


Tabular Data			
	Time [s]	Minimum [°C]	Maximum [°C]
1	1,e-010	18,264	37,001
2	2,e-010	18,263	37,001
3	3,e-010	18,263	37,002
4	4,e-010	18,263	37,002
5	6,e-010	18,263	37,004
6	8,e-010	18,263	37,005
7	1,e-009	18,263	37,006

22. Para visualizar la animación damos click en *play*, y para una mejor visualización, cortamos la cubeta:



23. Realizamos un acercamiento.

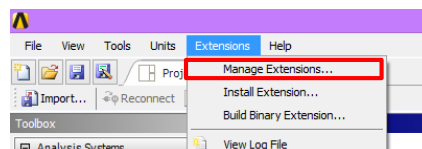


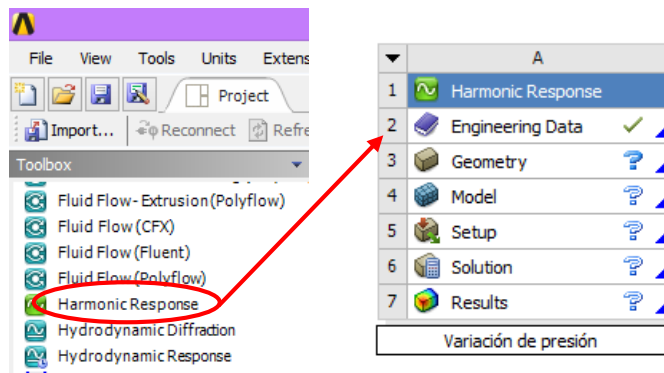
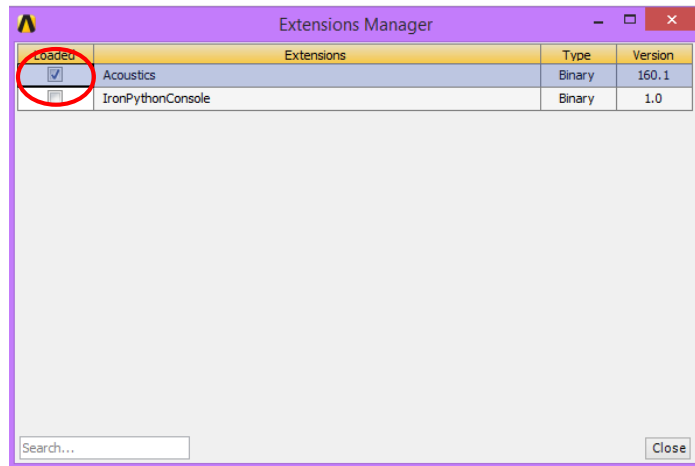
2.2.3 Simulación III: Variación de presión

Como medio a ser irradiado se utilizó agua debido a su porcentaje contenido en el cuerpo humano. La geometría usada fue una cubeta. La interacción del láser se simuló con un spot de 1 mm de radio. Se generó el mallado necesario con el método de elementos finitos y se establecieron las condiciones de interacción.

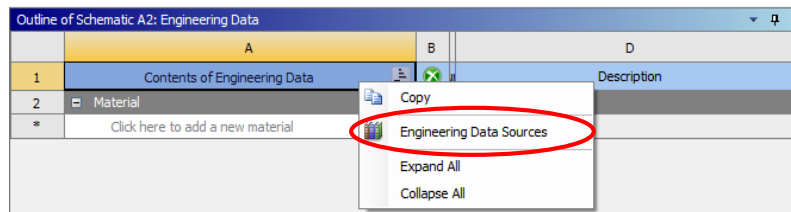
2.2.3.1 Pre-proceso

1. Una vez abierta la ventana del *Workbench* activamos la extensión *Acoustics* y cambiamos el nombre por Variación de presión.

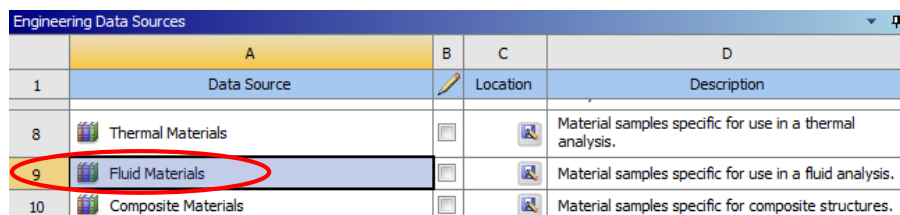




2. Luego de eliminar el material que por defecto selecciona el programa, damos un click derecho sobre *Contents of Engineering Data*, seleccionamos *Engineering Data Sources*.

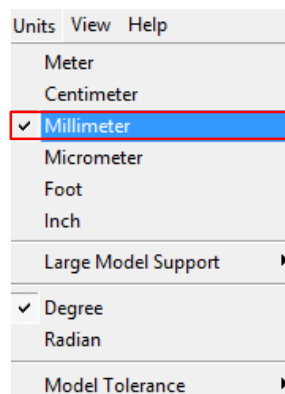


3. Seleccionamos *Fluid Material* y damos click sobre la cruz correspondiente a *Water Liquid*

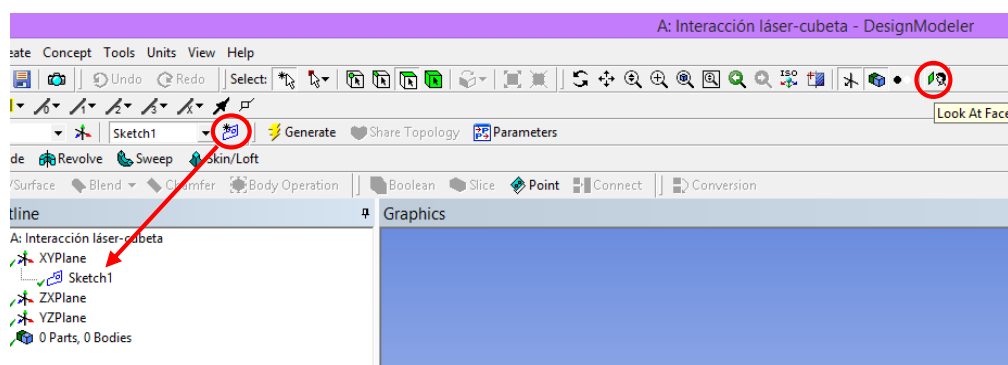


Outline of Fluid Materials				
	A	B	C	E
1	Contents of Fluid Materials	Add		Description
101	Sulfur Solid	+		
102	Sulfur Vapor	+		
103	Titanium	+		
104	Toluene Liquid	+		
105	Toluene Vapor	+		
106	Turpentine	+		
107	Urea Solid	+		
108	Urea Vapor	+		
109	Water Liquid	+		
110	Water Vapor	+		

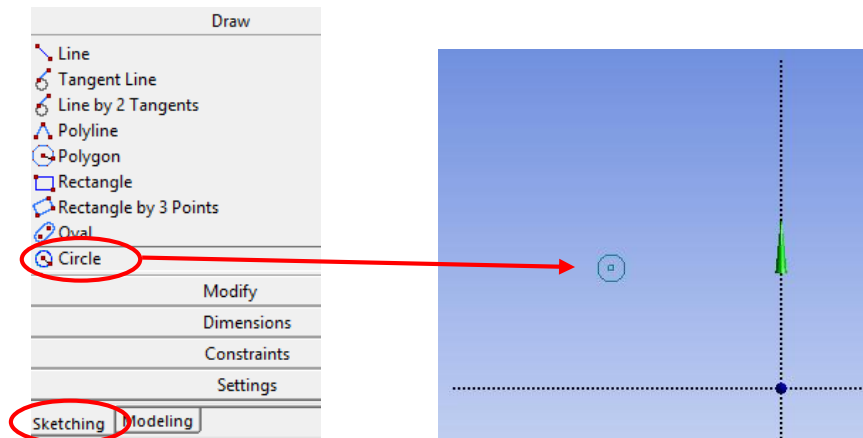
- Retornamos a la ventana principal del *Workbench* y seleccionamos la célula *Geometry*, diseñamos la cubeta con la cual interaccionará el láser, seleccionamos *milimeter* como la unidad a trabajar.



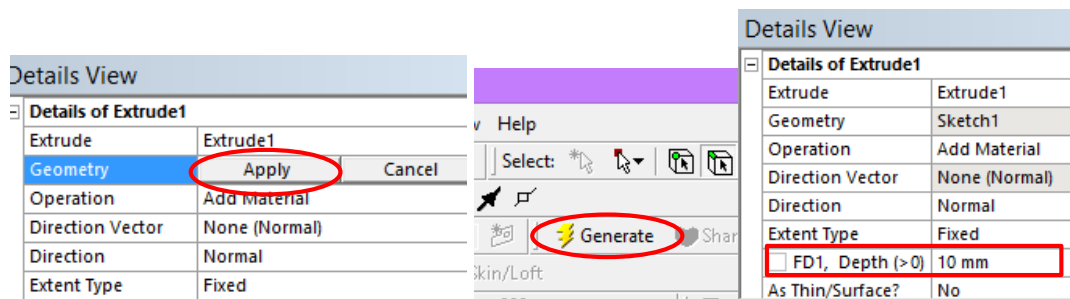
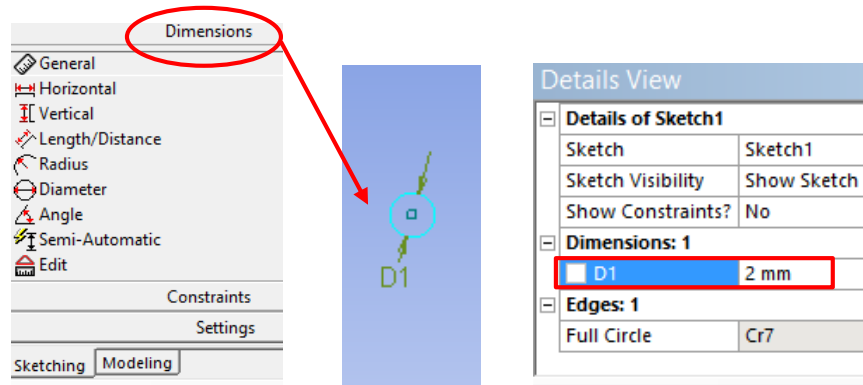
- Posteriormente seleccionamos *New Sketch* y *Look at Face*.



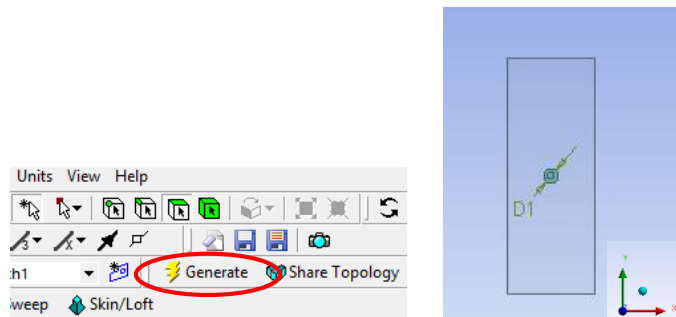
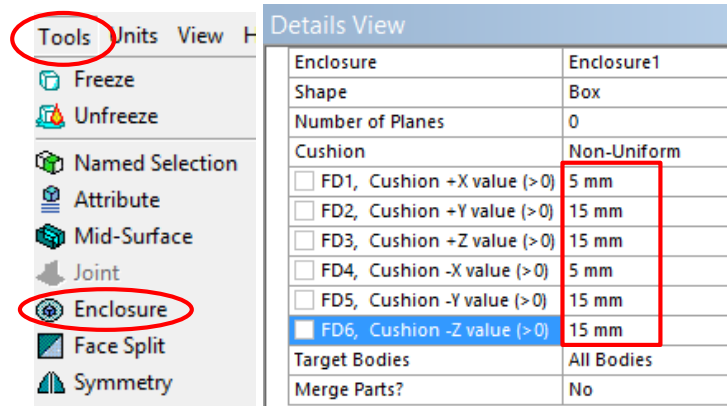
6. Diseñamos un camino óptico de 10 mm de longitud y 2 mm de diámetro, y lo encapsulamos en un prisma rectangular de 30x10x30 mm de largo, ancho y alto respectivamente.



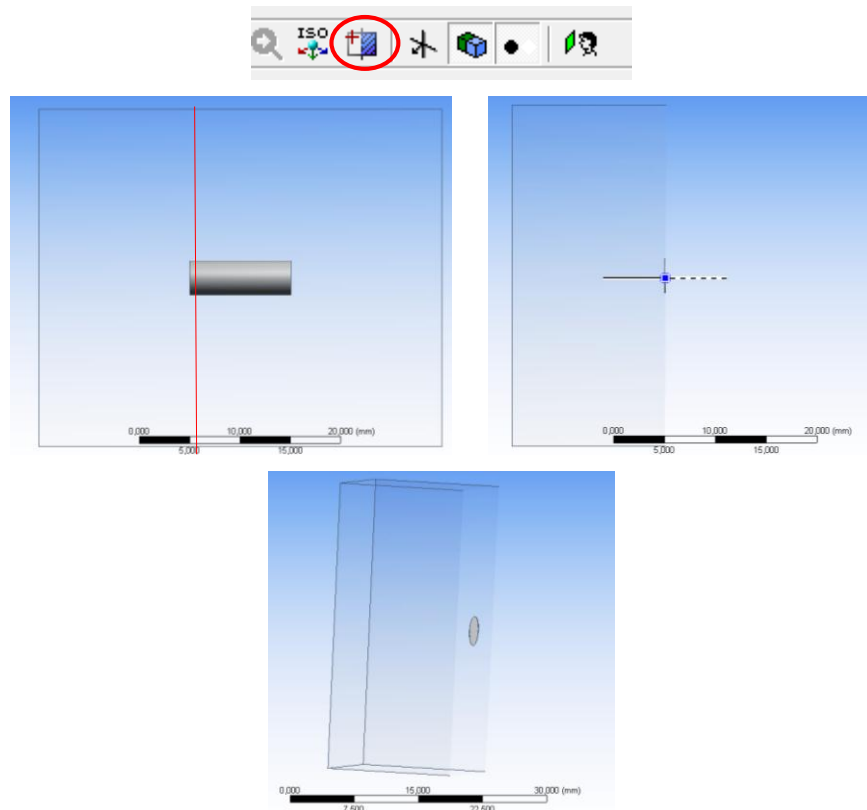
7. En *Dimensions* señalamos el diámetro a medir y digitamos 2 mm.



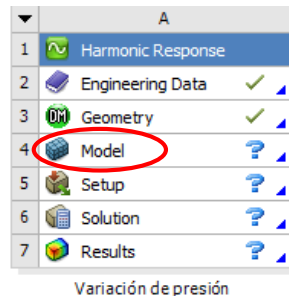
8. Encapsulamos el camino óptico



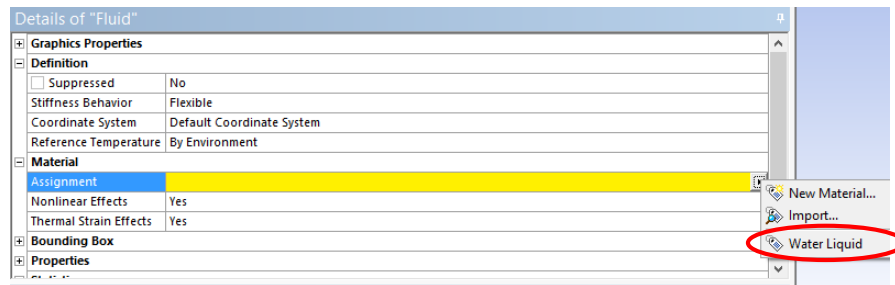
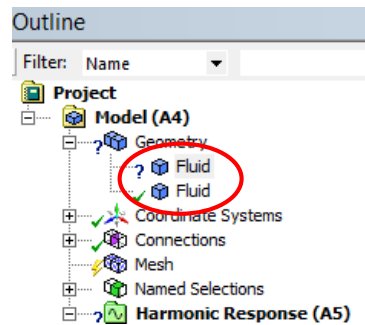
9. Dividimos la estructura para obtener únicamente la cubeta de análisis.



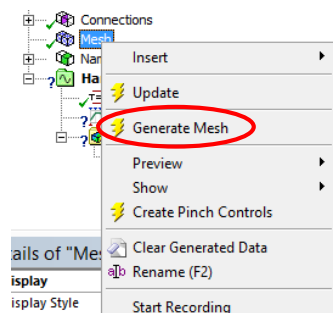
10. En el *Workbench* seleccionamos *Model*.

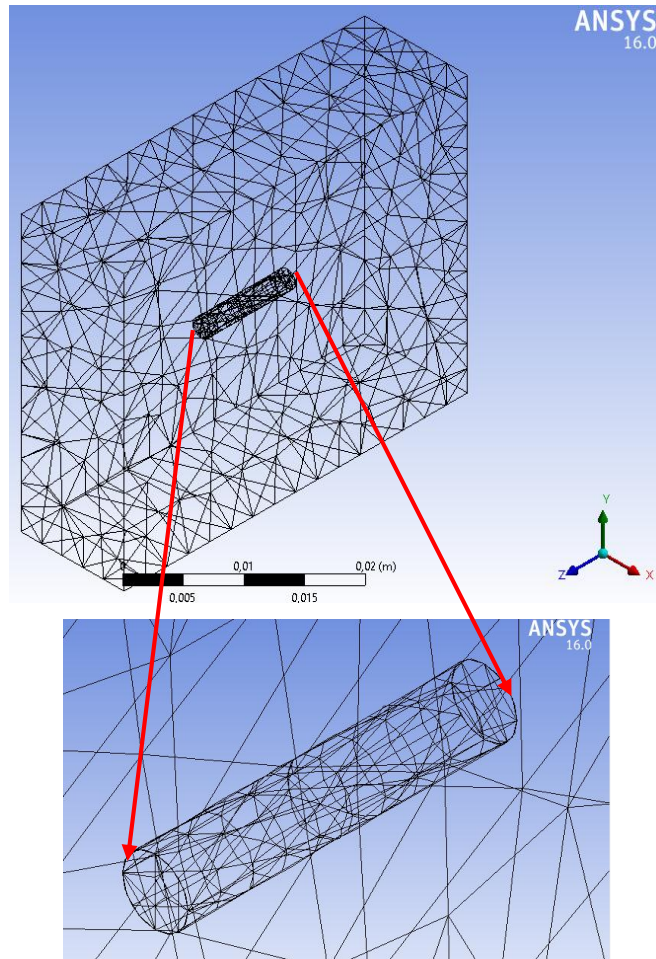


11. Una vez abierta la venta de *Mechanical*, cambiamos el nombre *solid* por *fluid* y seleccionamos el material *water liquid*.

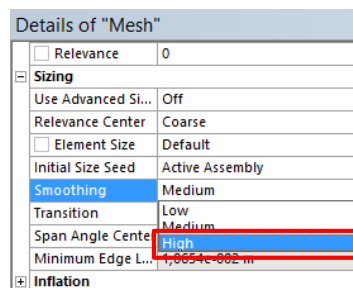


12. Generamos el mallado.

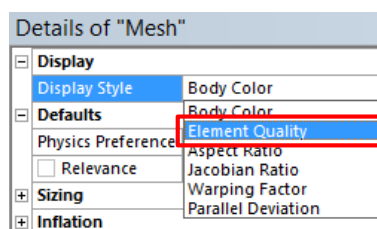


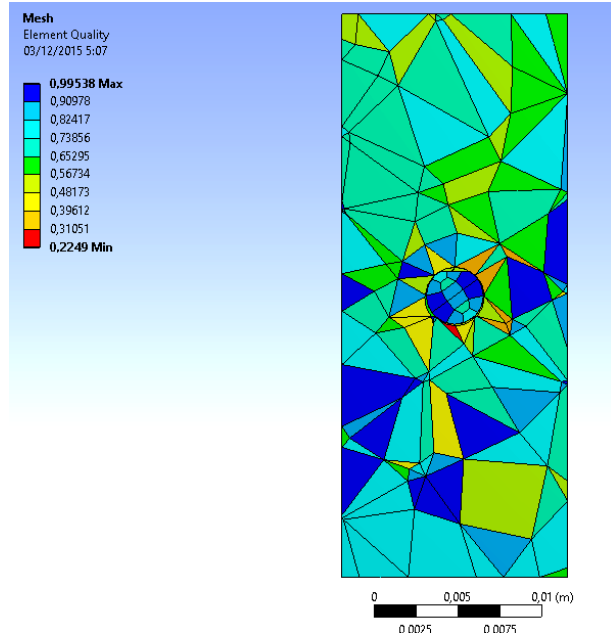


13. Para mejorar el mallado elegimos la opción *High* en *Details of Mesh, Sizing, Smoothing* y generamos nuevamente el mallado.

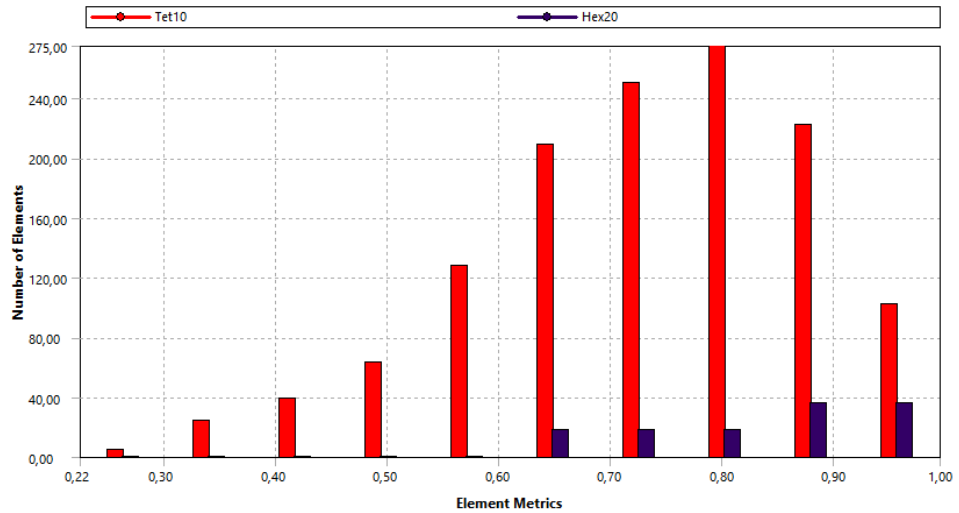
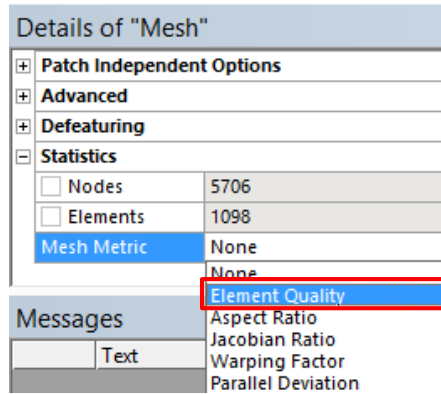


14. Para verificar que la malla está correcta en *Display Style* seleccionamos *Element Quality*.

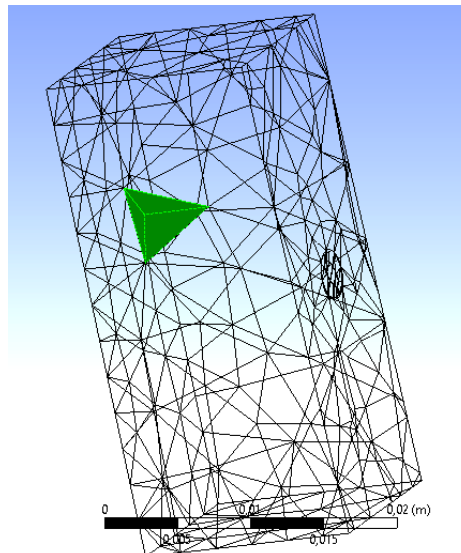
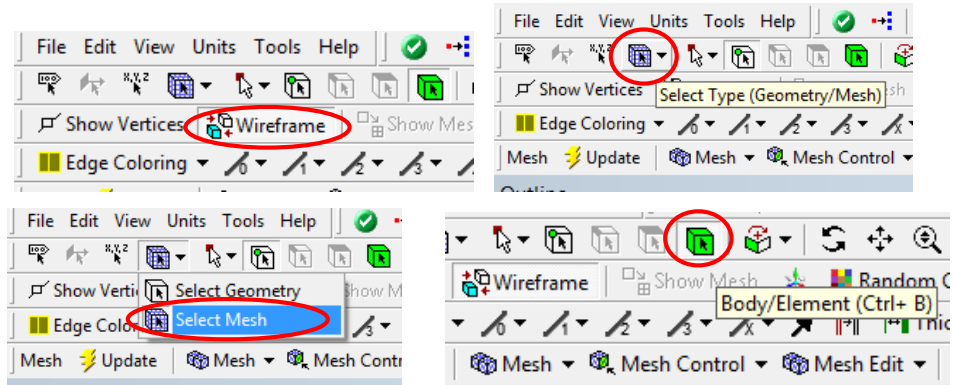




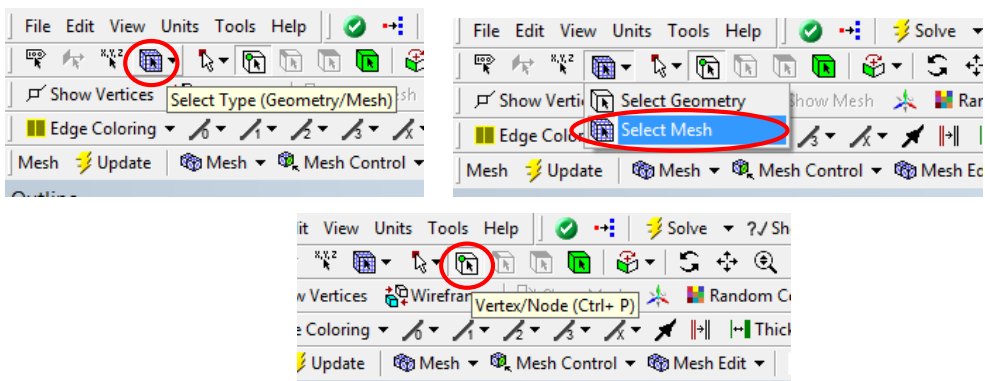
15. Para saber el tipo y cantidad de elementos utilizados en la estructura en *Details of Mesh* seleccionamos *Statistics*, en *Mesh Metric* escogemos la opción *Element Quality*

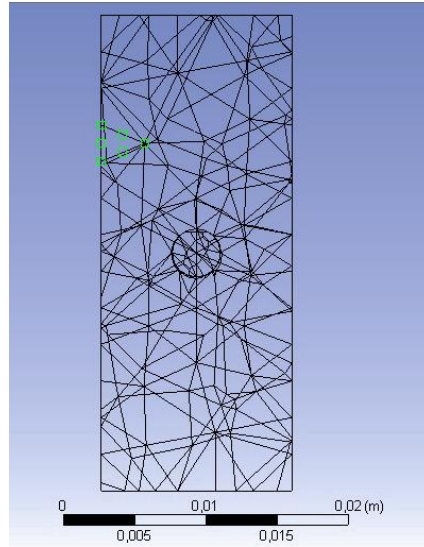


16. Para visualizar los elementos del mallado seleccionamos *Wireframes*, *Select Type*, *Select Mesh* y posteriormente *Body/Element*



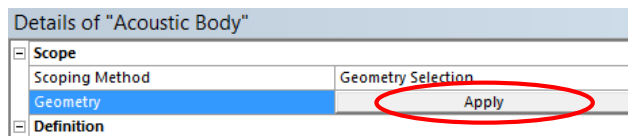
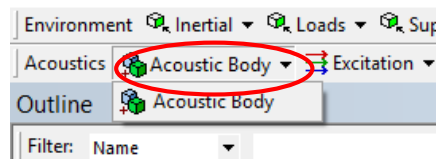
17. Para visualizar los nodos en *Select Type* seleccionamos *Select Mesh* y *Vertex/Node*.
Seleccionamos los nodos.





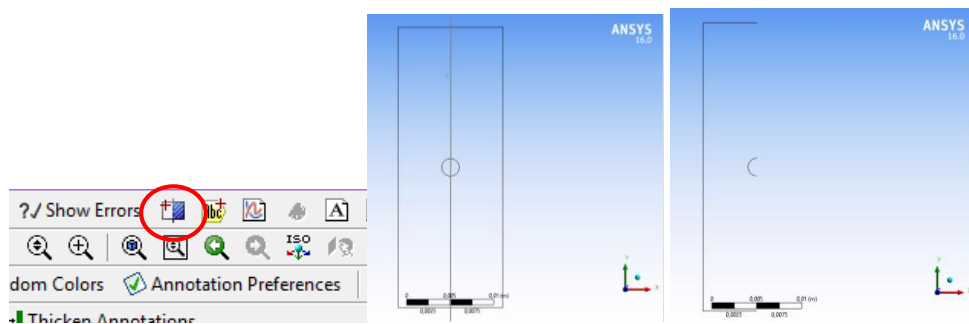
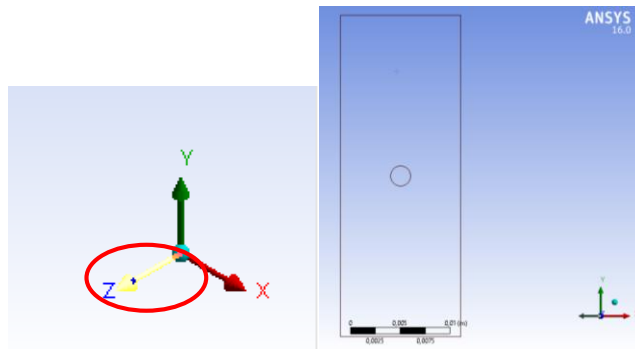
2.2.3.2 Proceso

18. Seleccionamos *Acoustic Body*

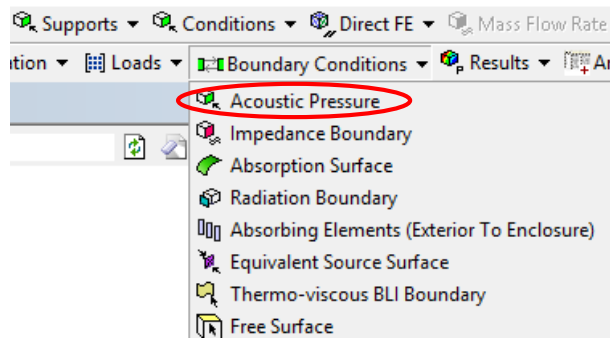


Details of "Acoustic Body"	
Definition	
Frequency Dependency	No
<input type="checkbox"/> Mass Density	1000 [kg m ⁻³]
<input checked="" type="checkbox"/> Sound Speed	1500 [m sec ⁻¹]
<input type="checkbox"/> Dynamic Viscosity	0 [Pa sec]
<input type="checkbox"/> Bulk Viscosity	0 [Pa sec]
<input type="checkbox"/> Thermal Conductivity	0 [W m ⁻¹ C ⁻¹]
<input type="checkbox"/> Specific Heat Cp	0 [J kg ⁻¹ C ⁻¹]
<input type="checkbox"/> Specific Heat Cv	0 [J kg ⁻¹ C ⁻¹]
<input type="checkbox"/> Reference Pressure	2E-05 [Pa]
<input type="checkbox"/> Reference Static Pressure	101325 [Pa]
Acoustic-Structural Coupled Body Options	Program Controlled Uncoupled

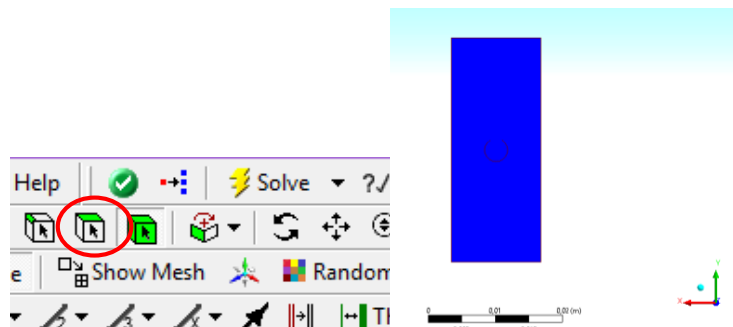
19. Cortamos la figura eliminando la coordenada Z, dando click sobre el eje

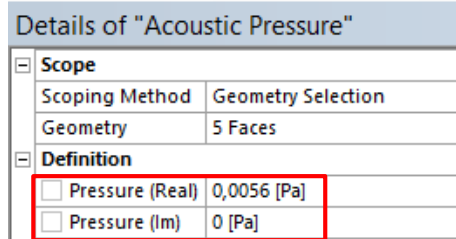
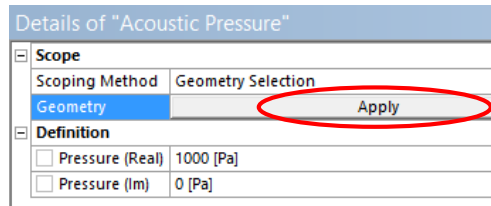


20. Añadimos como condición de contorno la presión acústica

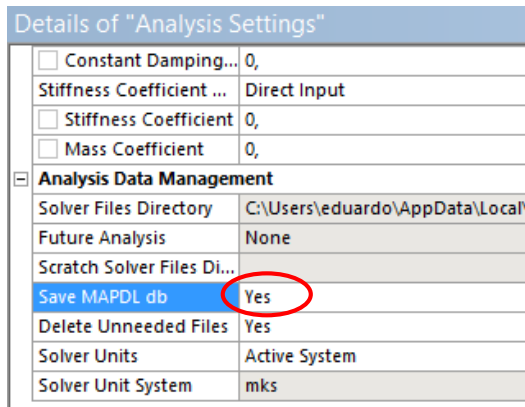
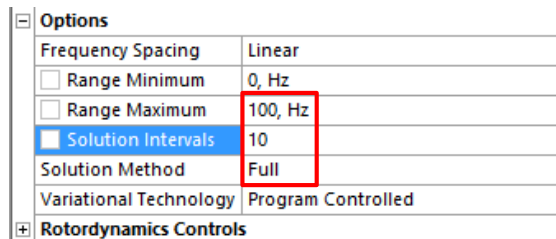


21. Seleccionamos la región donde se generaría la presión acústica

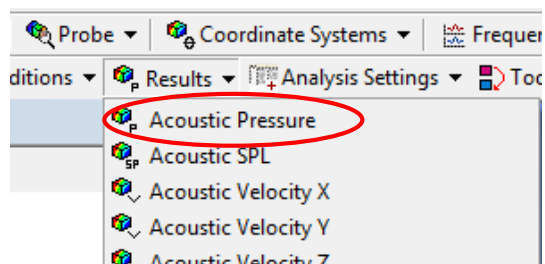




22. En *Analysis Settings* establecemos 100 Hz como frecuencia máxima

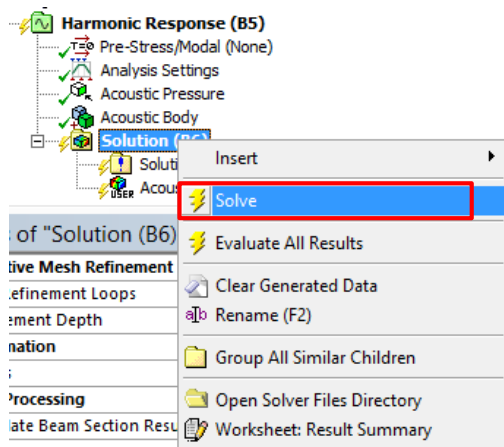


23. En *Solution* añadimos la opción *Acoustic Pressure*.

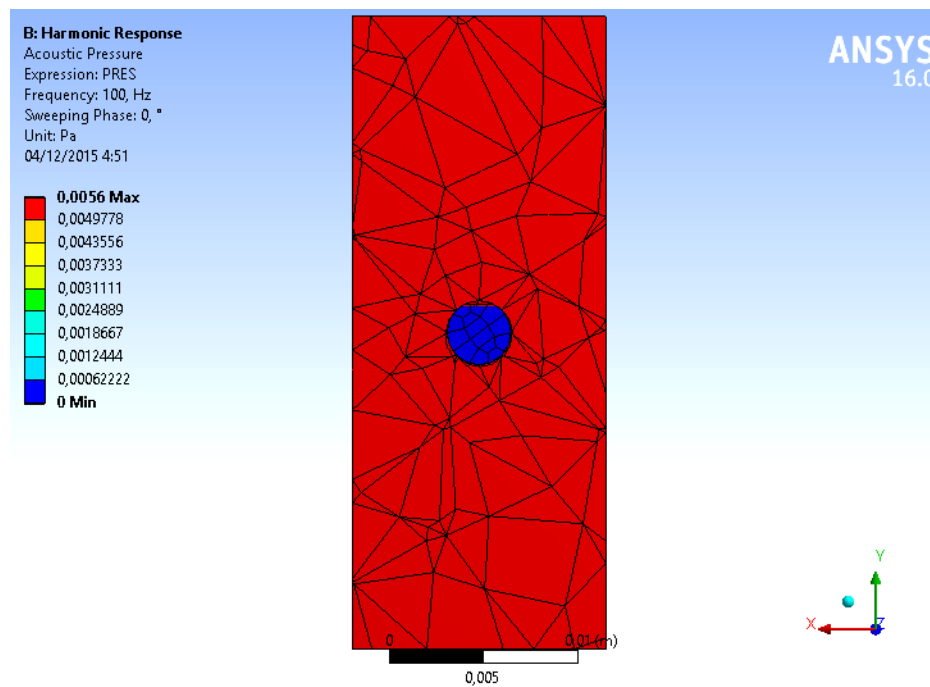


2.2.3.3 Post-proceso

24. Calculamos la presión acústica



25. Observamos los resultados



CAPÍTULO III

3. Resultados y discusión

3.1 Cálculo del incremento de temperatura y presión acústica

Para el cálculo del incremento de temperatura y presión acústica generados por la absorción de un pulso óptico en una cubeta de agua a temperatura corporal asumimos los siguientes datos para un láser cuya longitud de onda se encuentra en el rango del infrarrojo cercano:

Datos:

$$\lambda = 1064 \text{ nm}$$

$$\tau_p = 10 \text{ ns}$$

$$E_0 = 20 \mu\text{J}$$

$$r_{\text{spot}} = 1 \text{ mm}$$

$$\mu_a = 0.1 \text{ cm}^{-1}$$

$$\mu_s = 100 \text{ cm}^{-1} \text{ (WANG \& WU, 2007, p. 77)}$$

$$\rho = 1000 \text{ [kg/m}^3\text{]}$$

$$C_v = 4,184 \text{ [J/g}^\circ\text{C]}$$

$$\Gamma_{H_2O} = 0.20$$

$$g = 0.99 \text{ (GEMERT, 2011, p. 50)}$$

3.1.1 Coeficiente de atenuación efectivo

$$\mu'_s = \mu_s(1 - g)$$

$$\mu'_s = 100 \frac{1}{\text{cm}} (1 - 0.99)$$

$$\mu'_s = 1 \frac{1}{\text{cm}}$$

$$\mu_{eff} = \sqrt{\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}$$

$$\mu_{eff} = \sqrt{0.1 \frac{1}{\text{cm}} \left(0.1 \frac{1}{\text{cm}} + 1 \frac{1}{\text{cm}} \right)}$$

$$\mu_{eff} = 0.57 \frac{1}{\text{cm}}$$

Área de spot:

$$d = 2 \text{ mm} = 0.2 \text{ m}$$

$$A = \pi(0.1 \text{ cm})^2$$

$$A = 0.031 \text{ cm}^2$$

3.1.2 Intensidad inicial del láser

$$E_0 = I_0 \tau_p$$

$$I_0 = \frac{E_0}{\tau_p}$$

$$I_0 = \frac{20 \times 10^{-6} \text{ J}}{10 \times 10^{-9} \text{ s}}$$

$$I_0 = 2000 \text{ W}$$

3.1.3 Intensidad final del láser

$$I = I_0 e^{-\mu_{eff} d}$$

$$I = 2000 \text{ W} (e^{-0.57 \text{ cm}^{-1} (1 \text{ cm})})$$

$$I = 1131.051 \text{ W}$$

$$I_{abs} = 2000 \text{ W} - 1131.051 \text{ W}$$

$$I_{abs} = 868.949 \text{ W}$$

3.1.4 Energía absorbida

$$E_{abs} = I_{abs} \tau_p$$

$$E_{abs} = 1534.132 \text{ W} (10 \times 10^{-9} \text{ s})$$

$$E_{abs} = 8.690 \text{ } \mu\text{J}$$

3.1.5 Energía térmica

$$E_{th} = \mu_a \frac{E_{abs}}{A}$$

$$E_{th} = 0.1 \text{ cm}^{-1} \frac{8.690 \times 10^{-6} \text{ J}}{0.031 \text{ cm}^2}$$

$$E_{th} = 2.803 \times 10^{-5} \frac{\text{J}}{\text{cm}^3}$$

3.1.6 Variación de temperatura

$$\Delta T = \frac{E_{th}}{\rho C_v}$$

$$\Delta T = \frac{2.803 \times 10^{-5} \frac{(100 \text{ cm})^3}{(1 \text{ m})^3}}{\left(1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}\right) \left(4184 \frac{\text{J}}{\text{kg} \text{ } ^\circ\text{C}}\right)}$$

$$\Delta T = 6.699 \times 10^{-3} \text{ } ^\circ\text{C}$$

3.1.7 Variación de presión

$$\Delta P = \Gamma E_{th}$$

$$\Delta P = (0.20) 2.803 \times 10^{-5} \frac{\text{J}}{\text{cm}^3} \frac{(100 \text{ cm})^3}{(1 \text{ m})^3}$$

$$\Delta P = 5.606 \times 10^{-3} \frac{\text{J}}{\text{m}^3}$$

$$\Delta P = 5.606 \times 10^{-3} \frac{\text{kg} \frac{\text{m}^2}{\text{s}^2}}{\text{m}^3}$$

$$\Delta P = 5.606 \times 10^{-3} \frac{\text{kg} \frac{\text{m}}{\text{s}^2}}{\text{m}^2} \times \frac{\cancel{\text{m}}}{\cancel{\text{m}}}$$

$$\Delta P = 5.606 \times 10^{-3} \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$$

$$\Delta P = 5.606 \times 10^{-3} \text{ Pa}$$

El resultado indica que cada $6.699 \times 10^{-3} \text{ } ^\circ\text{C}$ de incremento de temperatura genera un incremento de presión de $5.606 \times 10^{-3} \text{ Pa}$

3.2 Comparación de los resultados obtenidos mediante el cálculo y la simulación

Tabla 3-1. Comparación de los valores de variación de temperatura y presión obtenidos mediante el cálculo y la simulación

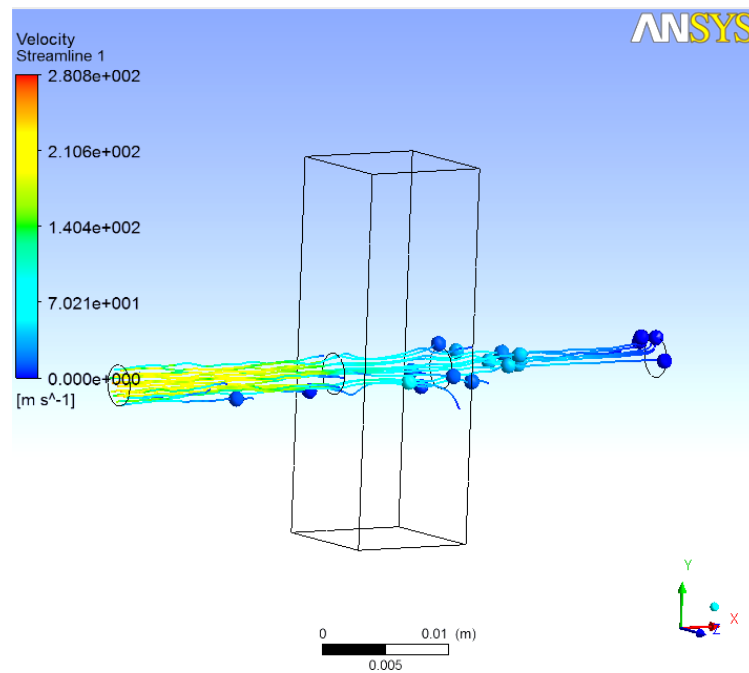
Magnitud	Cálculo	Simulación
Variación de temperatura $10^{-3} \text{ } [^\circ\text{C}]$	6.699	6
Variación de presión $10^{-3} \text{ } [\text{Pa}]$	5.606	5.6

Realizado por: Evelyn Granizo

Comparando los resultados obtenidos verificamos que los valores adquiridos se hallan dentro del mismo orden de magnitud 10^{-3} , valores que se están dentro de un rango aceptable para trabajar pruebas in vivo sin causar daño a los tejidos.

Los valores obtenidos mediante la simulación resultan ser confiables debido a que la discretización del continuo se realizó mediante varios elementos que contienen a su vez nodos en medio permitiendo la asignación de una ecuación más por cada nodo, sin demandar mayor capacidad computacional.

Mediante la simulación de la interacción del láser se puede relacionar la intensidad antes y después de interactuar con la cubeta, observando que existe mayor intensidad en las zonas de color amarillo que en la zona azul, el objetivo de simular esferas y líneas es relacionar a su vez la característica onda-partícula de la luz, como se muestra en la imagen.



CONCLUSIONES

- Utilizando el Software ANSYS se simuló con el método de elementos finitos el efecto optoacústico generado por la interacción de un láser pulsado con una estructura morfológica, utilizando la geometría de una cubeta para espectrofotometría de propiedades ópticas despreciables que contiene agua como medio acuoso, estructura utilizada debido a la relación entre el contenido de agua en el cuerpo humano. Los resultados de la simulación mostraron una variación de la temperatura y presión en el orden de 10^{-3} , resultados que tiene relación con los obtenidos manualmente donde por cada $6.699 \times 10^{-3} \text{ }^\circ\text{C}$ de incremento de temperatura se genera un incremento de presión de $5.606 \times 10^{-3} \text{ Pa}$.
- Se determinaron las propiedades físicas de la interacción de un láser pulsado de longitud de onda $\lambda = 1064 \text{ nm}$, duración de pulso $\tau_p = 10 \text{ ns}$, energía inicial $E_0 = 20 \text{ } \mu\text{J}$, el cual interacciona sobre la cubeta con un spot de $r_{\text{spot}} = 1 \text{ mm}$. La intensidad absorbida del láser resultó en $I_{\text{abs}} = 868.949 \text{ W}$ producto de una intensidad inicial de $I_0 = 2000 \text{ W}$, generando a su vez una energía absorbida de $E_{\text{abs}} = 8.690 \text{ } \mu\text{J}$ y una energía térmica de $E_{\text{th}} = 2.803 \times 10^{-5} \frac{\text{J}}{\text{cm}^3}$.
- De acuerdo a los resultados obtenidos se puede considerar el efecto optoacústico como una alternativa de aplicación en sistemas de detección en diferentes áreas. Una de estas áreas es la Biomédica, resultando ser una alternativa para la detección de componentes absorbentes del tejido. Con esta técnica es posible la obtención de imágenes de parámetros fisiológicos tales como la concentración y saturación de oxígeno de la hemoglobina, biomarcadores y productos de expresión génica. En el caso específicamente de las células cancerígenas, debido a su reproducción desmedida y al incremento de la irrigación sanguínea es posible detectar una mayor proporción de glóbulos rojos en relación al contenido normal de las células. Ofreciendo por sus características una técnica de alta resolución temporal y espacial además de no ser invasiva debido a que no se utiliza radiación ionizante.

RECOMENDACIONES

- Asignar el medio adecuado con el que se desea interaccionar el láser y tomar en cuenta las propiedades de la muestra debido a que cada material tiene su rango de longitud de onda en la cual absorbe la luz.
- Tener presente los límites de los parámetros con los que el láser pulsado debe interactuar sobre una muestra para que se produzcan ondas acústicas óptimas detectables mediante un transductor ultrasónico.
- Comprobar que el mallado en el Software se encuentre en un intervalo aceptable que oscila entre 0,2 y 1.

BIBLIOGRAFÍA

- ABOITES, Vicente. 2007.** *El láser*. México : FCE - Fondo de Cultura Económica, 2007. pág. 98.
- ÁLVAREZ CABAL, Ramón, y otros. 2014.** *Introducción al Método de los Elementos Finitos*. Madrid : Universidad Nacional de Educación a Distancia, 2014.
- ARIZA MORENO, Pilar y SÁEZ PÉREZ, Andrés. 2004.** *Introducción a ANSYS*. Sevilla : Universida de Sevilla, 2004.
- BHAVIKATTI, S.S. 2004.** *Finite Element Analysis*. New Dehli : New Age International, 2004.
- BORN, Max. 1980.** *Principles of Optics*. Inglaterra : Pergamon Press Ltd., 1980.
- BROWN, Matthew S. y ARNOLD, Craig B. 2010.** *Fundamentals of Laser-Material Interaction*. Princeton : Springer Series in Materials Science, 2010, Laser Precision Microfabrication, Vol. 135.
- DIMARZIO, Charles y MURRAY, Todd. 2003.** *Medical Imaging Techniques Combining Light and Ultrasound*. Boston : Plenum Publishing Corporation, 2003.
- DINH, Tuan Von. 2003.** *Biomedical Photonics Handbook*. Tennessee : CRC Press LLC, 2003.
- FUJIWARA, Hiroyuki. 2007.** *Spectroscopic Ellipsometry*. Japón : John Wiley & Sons Ltd., 2007. pág. 23.
- GARCÍA, Santofimia y SÁNCHEZ, Oloso. 2008.** *Laser, IPL (Intense Pulsed light), radiofrequency and other energy sources*. Madrid. : s.n., 2008, Cir.plást. iberolatinoam. -, Vol. 34, págs. 61-70.
- GEMERT, Ashley. 2011.** *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue*. Londres : Springer, 2011.
- GONZÁLEZ, E. Gómez. 2010.** *Fuentes de Luz y Emisión Láser*. Sevilla : s.n., 2010. pág. 10.
- GUPTA, K. K. y MEEK, J. L. 2003.** *Finite Element Multidisciplinary Analysis*. Virginia : American Institute of Aeronautics and Astronautics, 2003.

GUTIERREZ, Jesús. 2010. Salud y Medicina. *La Tomografía Optoacústica*. [En línea] 13 de Agosto de 2010. <http://lasaludylamedicina.blogspot.com/2010/08/la-tomografia-fotoacustica.html>.

HARLAND G. , Tompkins y EUGENE A, Irene. 2005. *Handbook of Ellipsometry*. Estados Unidos : William Andrew, Inc.), 2005. pág. 776.

KENYON, I. 2008. *The Light Fantastic*. New York : Oxford University Press, 2008.

LIU, G. R. y QUEK, S. S. 2003. *Finite Element Method : A Practical Course*. Singapore : Butterworth-Heinemann, 2003.

LÓPEZ, Martín, ALTAMIRANO, Luis y AGUILAR, Jorge H. 2010. *Láser en medicina*. México : Instituto Politécnico Nacional, 2010. pág. 86.

LAMELA, Horacio. GALLEGO, Daniel y ORAEVSKY, Alexander. 2009. *Optoacoustic imaging using fiber-optic interferometric sensors*. 2009, OPTICS LETTERS, pág. 3695.

MATTHEW S , Arnold. 2010. 135, Princeton : Springer Series in Materials Science, 2010.

NARASIAH, G. Lakshmi. 2008. *Finite Element Analysis*. Dundigal : BS Publications, 2008.

MONTIGNY, ETIENNE-DE. 2011. *Photoacoustic Tomography : Principles and applications*. 2011, OCIS.

ORAEVSKY, Alexander A. 2007. *Combination of Optoacoustic Imaging and Gold Nanoparticles for Diagnosis and Therapy of Cancer*. leganés : s.n., 2007.

PASCHOTTA, Rüdiger. 2013. *Encyclopedia of Laser Physics an Technology, Dye Lasers*. s.l. : PR Photonics Consulting GmbH, 2013.

PASCHOTTA, Rüdiger. 2012. *Laser Diodes*. s.l. : PR Photonics Consulting GmbH, 2012.

PRASAD, Paras N. 2003. *Introduction to Biophotonics*. United States of America : John Wiley & Sons, Inc, 2003.

PRINCE , S y MALARVIZHI, S. 2009. *Analysis of diffuse reflectance spectra of various skin conditions by principal component method.* Singapore : s.n., 2009, IEEE , págs. 1 - 4 .

PRINCE , S y MALARVIZHI, S. 2009. *Analysis of diffuse reflectance spectra of various skin conditions by principal component method.* Singapore : s.n., 2009, IEEE , págs. 1 - 4 .

PRZEMIENIECKI, J. S. 2009. *Finite Element Structural Analysis : New Concepts.* Virginia : American Institute of Aeronautics and Astronautics, 2009.

REINOSO JEREZ, Carlos. 2007. *Estudio e implementación de un sistema de análisis para espectroscopía optoacústica.* [En línea] Escuela Politécnica Nacional, junio de 2007. <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/479>.

ROBLEDO, H. 2001. *Principios generales de la luz láser en la cirugía cutánea y su interacción tisular.*05, España : Elsevier España, S.L.U., 2001, Cirugía Española, Vol. 69, pág. 468.

SALEH, Bahaa E.A. y TEICH, Malvin . 1991. *Fundamental of Photonics.* New York : John Wiley & Sons, Inc., 1991. pág. 496.

SANZ , F y MANZANARES, J.A. 1991, *El láser de semiconductor.* 382-390, España : s.n., 1991, Revista Mexicana de Física, Vol. 37.

SILFVAST, William T. 2004. *Laser Fundamentals.* s.l. : Cambridge University Press, 2004.

SKVORTSOV, L.A. 2013. *Laser photothermal spectroscopy of light-induced absorption,* Quantum Electronics, 2013, Vol. 43.

SKVORTSOV, L.A. 2013. 1, 2013, *Laser, IPL (Intense Pulsed light), radiofrequency,* Quantum Electronics, Vol. 43, págs. 1-13.

TRÄGER, Frank. 2007. *Handbook of Laser and Optics.* s.l. : Springer, 2007.

VO-DINH, Tuan. 2014. *Biomedical Photonics Handbook.* s.l. : Taylor & Francis, Inc, 2014. Vol. 3.

WANG, Lihong V. 2008. *Tutorial on Photoacoustic Microscopy and Computed Tomography.* 1, 2008, IEEE Journal Of Selected Topics In Quantum Electronics, Vol. 14.

WANG , XUEDING, y otros. 2003. *Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain.* 2003, Nature Biotechnology, pág. 803.

WANG, Lihong V y WU, Hsin-I. 2007. *Biomedical Optics.* New Jersey : Wiley-Interscience, 2007.

ZIENKIEWICZ, O.C. 1982. *El método de los elementos finitos.* España : Reverté, S.A., 1982.

ZIENKIEWICZ, O.C. y TAYLOR , R.I. 2005. *Finite Element Method : Its Basis and Fundamentals .* España : Butterworth-Heinemann, 2005.

ANEXOS

Anexo A

Poster presentado en el evento Internacional "OptoAndina 2015" realizado en la ciudad de Quito del 9 al 13 de noviembre de 2015 en la Escuela Politécnica Nacional

Simulación del efecto optoacústico para identificar las características físicas de la interacción de un láser pulsado con una estructura morfológica



Evelyn Granizo^{1,2,*}, Fernando Escudero¹, Richard Pachacama¹, Miguel Aquino¹
¹Escuela Superior Politécnica de Chimborazo
²Capítulo Estudiantil OSA ESPOCH
 *aleronan16@hotmail.com



9-13 noviembre de 2015

Resumen

Se realizó pruebas in silico del efecto optoacústico mediante el Método de Elementos Finitos (FEM), tomando datos experimentales que nos permitieron aproximar los resultados a la realidad representada por la interacción de un haz láser con un elemento biológico. Se usó agua como un medio acuoso contenido en una cubeta de propiedades ópticas despreciables, una fuente de luz láser a 1064 nm de longitud de onda, con un tiempo de pulso de 10 ns (τ_p), y energía por pulso de 20 μJ (E_0). El área de radiación de 1 mm (rspt). De estas simulaciones se han conseguido resultados de confinamiento térmico en el orden de $6.699 \times 10^{-3} \text{ }^\circ\text{C}$, que en consecuencia genera una variación de stress en el medio con magnitud medible en el rango de 10^{-3} Pa .

Objetivos

- Determinar los efectos físicos resultantes de la interacción de un haz de luz láser con un medio de propiedades ópticas y morfológicas controladas mediante simulación por FEM.
- Analizar este método via pruebas in silico del efecto optoacústico para diagnóstico en aplicaciones biomédicas, específicamente detección del cáncer.

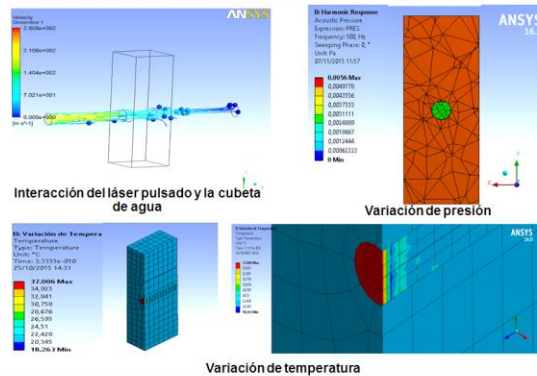
Introducción

El efecto optoacústico se genera al interactuar un haz de radiación óptica pulsada con un medio con propiedades ópticas absorbentes. En el *cross section* del medio se genera una serie de efectos físicos que se podrían describir como la generación de un confinamiento térmico al producirse la interacción debido a campos electrostáticos o la misma composición del medio, seguido de una generación de ondas acústicas producidas por el stress que ejerce el material al ser irradiado.

(1).

Metodología

Se utilizó el software ANSYS, para simular mediante FEM, con una malla tridimensional con diferentes elementos que contienen nodos en medio, siguiendo los siguiente pasos: pre-proceso, proceso y post-proceso en las herramientas *FluidFlow (Fluent)*, *Transient Thermal* y *Harmonic Response*.



Resultados

Datos del agua: Coeficiente de atenuación efectivo

$$\begin{aligned} \mu_a &= 0.1 \text{ cm}^{-1} & \mu'_s &= \mu_s(1 - g) \\ \mu_s &= 100 \text{ cm}^{-1} & \mu_{eff} &= \sqrt{\mu_a(\mu_a + \mu'_s)} \\ \rho &= 1000 \text{ [kg/m}^3\text{]} & \mu_{eff} &= 0.57 \frac{1}{\text{cm}} \\ C_p &= 4,184 \text{ [J/g}^\circ\text{C]} \\ \Gamma_{H_2O} &= 0.20 \\ g &= 0.99 \end{aligned}$$

Energía absorbida:

$$\begin{aligned} E_{abs} &= I_{abs} \tau_p \\ E_{abs} &= 8.690 \mu\text{J} \end{aligned}$$

Energía térmica:

$$\begin{aligned} E_{th} &= \mu_a \frac{E_{abs}}{A} \\ E_{th} &= 2.803 \times 10^{-5} \frac{\text{J}}{\text{cm}^3} \end{aligned}$$

Intensidad inicial del láser:

$$\begin{aligned} I_0 &= \frac{E_0}{\tau_p} \\ I_0 &= 2000 \text{ W} \end{aligned}$$

Intensidad final y absorbida del láser:

$$\begin{aligned} I &= I_0 e^{-\mu_{eff} d} \\ I &= 1131.051 \text{ W} \\ I_{abs} &= 2000 \text{ W} - 1131.051 \text{ W} \\ I_{abs} &= 868.949 \text{ W} \end{aligned}$$

Variación de temperatura:

$$\begin{aligned} \Delta T &= \frac{E_{th}}{\rho C_p} \\ \Delta T &= 6.699 \times 10^{-3} \text{ }^\circ\text{C} \end{aligned}$$

Variación de presión:

$$\begin{aligned} \Delta P &= \Gamma E_{th} \\ \Delta P &= 5.606 \times 10^{-3} \text{ Pa} \end{aligned}$$

Conclusiones

- El resultado indica que cada $6.699 \times 10^{-3} \text{ }^\circ\text{C}$ de incremento de temperatura genera un incremento de presión de $5.606 \times 10^{-3} \text{ Pa}$, siendo una magnitud fácilmente detectable mediante el uso de transductores ultrasónicos.
- Este método resulta ser una alternativa en sistemas de detección de células cancerígenas. Una de estas áreas es la Biomédica, pudiéndose usar como un sistema de detección de componentes absorbentes del tejido con diferentes objetivos, detección de células cancerígenas, hemoglobina, encimas entre otras.

Referencias

- SKVORTSOV, L.A. Laser photothermal spectroscopy of light-induced absorption. 1, s.l. : Quantum Electronics, 2013, Vol. 43.
- WANG, XUEDING, y otros. Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain. 2003, NATURE BIOTECHNOLOGY, pág. 803.
- LAMELA, HORACIO, GALLEGO, DANIEL y ORAEVSKY, ALEXANDER. Optoacoustic imaging using fiber-optic interferometric sensors. 2009, OPTICS LETTERS, pág. 3695.

Anexo B

Certificado a uno de los mejores posters presentados en el evento Internacional "OptoAndina 2015" realizado en la ciudad de Quito del 9 al 13 de noviembre de 2015 en la Escuela Politécnica Nacional.

