



**UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN  
NICOLÁS DE HIDALGO**



---

**FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO  
MAESTRÍA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA  
MECÁNICA**

**ENSAYOS DE RESISTENCIA EN FATIGA  
ULTRASÓNICA DEL POLÍMERO PMMA (metil-  
metacrilato) USADO EN APLICACIONES  
ODONTOLÓGICAS**

**TESIS**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE MAESTRO EN CIENCIAS**

**Presenta:**

**Ing. Alberto Gutiérrez Martínez**

**Asesor:**

**Dr. Gonzalo M. Domínguez Almaraz**

**Morelia, Michoacán a Marzo del 2017**

---

---

# ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE GENERAL.....	2
NOMENCLATURA.....	4
ÍNDICE DE TABLAS.....	5
ÍNDICE DE FIGURA.....	6
GLOSARIO.....	8
RESUMEN.....	9
ABSTRACT.....	10
INTRODUCCIÓN.....	11
ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA.....	16
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	17
OBJETIVOS.....	18
OBJETIVO GENERAL.....	18
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
JUSTIFICACIÓN.....	19
HIPÓTESIS.....	20
METODOLOGÍA.....	21
CAPÍTULO 1.....	23
MATERIAL DE ESTUDIO.....	23
1.1 NOMBRES COMERCIALES.....	24
1.2 APLICACIONES.....	25
1.3 PROPIEDADES DEL METILMETACRILATO.....	27
CAPÍTULO 2.....	29
SIMULACIÓN NUMÉRICA PARA OBTENCION DE PERFIL DE PROBETAS.....	29
2.1 PROCESO DE MALLADO.....	31
2.1.1 Mallado Automático.....	31
2.1.2 Mallado Manual.....	31
2.2 SIMULACIÓN DE MODELO Y OBTENCIÓN DE DIMENSIONES DE PROBETA.....	33
2.3 VALIDACIÓN DE RESULTADOS DE LA SELECCIÓN DE MALLA.....	34
2.4 CRITERIOS DE CALIDAD DE MALLA.....	35
2.5 EQUIPO PARA DESARROLLO DE LA SIMULACIÓN.....	37
CAPÍTULO 3.....	38

<b>PREPARACIÓN Y FABRICACIÓN DEL POLIMERO PMMA.....</b>	<b>38</b>
<b>3.1 MATERIAL UTILIZADO.....</b>	<b>38</b>
<b>3.2. PROCESO DE POLIMERIZACIÓN.....</b>	<b>39</b>
<b>3.2.1 PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS DEL PMMA.....</b>	<b>41</b>
<b>3.3 PROCESO DE FABRICACIÓN.....</b>	<b>42</b>
<b>3.4 ENMUFLADO DE MATERIAL.....</b>	<b>45</b>
<b>CAPÍTULO 4.....</b>	<b>48</b>
<b>OBTENCIÓN Y MAQUINADO DE LAS PROBETAS.....</b>	<b>48</b>
<b>4.1 MAQUINADO DE PROBETAS.....</b>	<b>48</b>
<b>4.2 DESARROLLO DEL DIAGRAMA Y CONVERSION A CODIGO G PARA EL     MAQUINADO DE PROBETAS.....</b>	<b>49</b>
<b>4.3 ETAPA FINAL DE FABRICACIÓN.....</b>	<b>52</b>
<b>CAPÍTULO 5.....</b>	<b>54</b>
<b>ENSAYOS EN FATIGA ULTRASÓNICA DEL POLIMERO METILMETACRILATO USADO EN LA INSDUSTRIA MÉDICA.....</b>	<b>54</b>
<b>5.1 RESULTADOS FINALES.....</b>	<b>54</b>
<b>5.2 ENSAYOS PRELIMINARES.....</b>	<b>55</b>
<b>5.3 PUESTA EN MARCHA DE ENSAYOS EN FATIGA ULTRASÓNICA.....</b>	<b>56</b>
<b>5.4 RESULTADOS DE ENSAYOS.....</b>	<b>58</b>
<b>5.5 IMÁGENES DE FRACTURAS.....</b>	<b>63</b>
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>64</b>
<b>TRABAJOS FUTUROS.....</b>	<b>68</b>
<b>PUBLICACIONES.....</b>	<b>69</b>
<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>70</b>

## NOMENCLATURA

$\lambda$  Conductividad térmica.

$\rho$  Densidad.

N Número de ciclos.

E Módulo de Young.

$\epsilon$  Deformación.

$\sigma$  Esfuerzo aplicado.

$\sigma_Y$  Esfuerzo de Cedencia.

$\sigma_{VM}$  Esfuerzo de Von Mises.

T Temperatura.

$\nu$  Relación de Poisson.

V Voltaje.

HN\_ Dureza.(odontológicamente, \_ se coloca la inicial de la escala, Mohs, Vickers, etc).

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. PROPIEDADES DEL METACRILATO .....	32
Tabla 2. DATOS CORRESPONDIENTES A LOS MALLADOS DE LOS MODELOS.....	34
Tabla 3. DATOS CARACTERÍSTICOS.....	36
Tabla 4. CÓDIGO G, GENERADO CON Mach3 A PARTIR DEL FORMATO GUARDADO DE LAS DIMENSIONES DE LA PROBETA. ....	50
Tabla 5. VALORES DE ESFUERZOS INDUCIDOS EN LA ZONA ESTRECHA DE LAS PROBETAS PARA DESPLAZAMIENTO LONGITUDINAL DE 9 $\mu\text{m}$ POR VOLT.....	58
Tabla 6. TIEMPO DE VIDA DEL PMMA (Inmersión en agua).....	59

## ÍNDICE DE FIGURA

Figura 1. Aplicación de los polímeros a través del tiempo [1].....	11
Figura 2. Variación de la temperatura respecto a la carga y la frecuencia aplicada en el polietileno [2].....	13
Figura 3. Incremento de temperatura dependiendo de los niveles de carga y del número de ciclos el material plástico polioximetileno [2]. ....	14
Figura 4. Prótesis oculares a base de PMMA.....	25
Figura 5. Prótesis craneales y maxilofaciales a base de PMMA.....	26
Figura 6. Prótesis dentales a base de PMMA.....	26
Figura 7. Plataforma de trabajo Workbench. ....	30
Figura 8. Dimensiones de la probeta elaborada en Workbench. ....	30
Figura 9. Proceso de mallado de probeta en Workbench. ....	32
Figura 10. Mallado a 1, 0.5 y 0.2 mm, de izquierda a derecha respectivamente.....	32
Figura 11. Simulación con 1, 0.5 y 2mm de mallado de la probeta, de izquierda a derecha respectivamente.....	33
Figura 12. Dimensiones de la probeta en mm. ....	34
Figura 13. Gráfica de esfuerzo vs. No. de Elementos. ....	35
Figura 14. Datos de la PC utilizada para la simulación.....	37
Figura 15. Polímero y monómero PMMA de preparación auto curable polvo líquido respectivamente.....	39
Figura 16. Proporción de mezcla a) 3ml de polvo, b) 1ml de líquido.....	42
Figura 17. Integrando los materiales polvo líquido.....	42
Figura 18. Mezcla final de líquido polvo de PMMA. ....	43
Figura 19. Manipulación del PMMA en su etapa pastosa.....	43
Figura 20. Proceso de termo-curado. ....	44
Figura 21. Enfriamiento y extracción final del material. ....	45
Figura 22. Muestra obtenida de PMMA.....	45
Figura 23. Moldes preliminares para fabricación de probetas. ....	46
Figura 24. Molde definitivo para fabricación de probetas. ....	46
Figura 25. Obtención del material.....	47

Figura 26. Proceso de mala fabricación del material PMMA. ....	47
Figura 27. Maquinado final de probetas de PMMA. ....	48
Figura 28. Probetas de PMMA. ....	48
Figura 29. Dimensiones y extensión de formato dxf. ....	49
Figura 30. Torno Sherline. ....	50
Figura 31. Refrentado inicial en uno de los extremos de la probeta. ....	51
Figura 32. Referencia inicial y maquinado de cintura. ....	51
Figura 33. Probetas finales maquinadas. ....	52
Figura 34. Fabricación de rosca interna en probeta. ....	52
Figura 35. Acabado final de las probetas de pmma. ....	53
Figura 36. Conjunto generador, Piezoeléctrico y multiplicador. ....	53
Figura 37. Probetas sometidas a fatiga ultrasónica. ....	53
Figura 38. Probetas sometidas a fatiga ultrasónica sumergidas en agua. ....	53
Figura 39. Aplicación en Lab VIEW. ....	53
Figura 40. Ensayos sin inmersión a) y con inmersión de agua b). ....	53
Figura 41. Probetas para ensayos en fatiga ultrasónica. ....	53
Figura 42. Esfuerzo inducido para 11.7 $\mu\text{m}$ de desplazamiento. ....	53
Figura 43. Gráfica de Wöhler. ....	53
Figura 44. Imágenes de superficie de fisura, muestra ensayada a 9.61% del límite elástico del material. ....	53
Figura 45. Fracturas Arriba a 10V, inferior izquierda 13V e inferior derecha 15V. ....	53

## GLOSARIO

**Deformación elástica.** O reversible. El cuerpo recupera su forma original al retirar la carga que le provoca la deformación.

**Deformación plástica.** O irreversible. Modo de deformación en que el material no regresa a su forma original después de retirar la carga aplicada.

**Disipación térmica.** Capacidad de rechazo del calor generado o absorbido.

**Esfuerzo.** Es el término que se emplea para definir la intensidad y la dirección de las fuerzas internas que actúan en un punto dado sobre un plano particular.

**Fatiga mecánica.** Se entiende como: el sometimiento a un elemento o sistema mecánico a cargas oscilantes que no exceden el límite elástico del material.

**Fractura.** Es la separación de un sólido bajo tensión en dos o más piezas.

**Frecuencia natural.** La frecuencia natural es la frecuencia a la que un sistema mecánico seguirá vibrando, después que se quita la señal de excitación.

**Módulo de elasticidad.** Constante que relaciona la tensión aplicada a un cuerpo y su deformación, en el rango de deformación elástica.

**Resonancia mecánica.** La resonancia mecánica es un fenómeno que se produce cuando un cuerpo capaz de vibrar es sometido a la acción de una fuerza periódica, cuyo periodo de vibración coincide con el periodo de vibración característico (o frecuencia propia) de dicho cuerpo.

**PMMA.** Polímero Poli metil-metacrilato.

## RESUMEN

Se realizaron pruebas de fatiga ultrasónica en PMMA material polimérico, que se utiliza para aplicaciones dentales. La condición de resonancia fue obtenida por la simulación numérica y análisis modal de elementos finitos, lo que permite determinar las dimensiones de la forma de reloj de arena para el espécimen de prueba. El proceso de fabricación de este polímero se realizó también, para controlar las propiedades del material de prueba. Se aplicaron pruebas de fatiga en una máquina de fatiga ultrasónica patentada (patente n° 323948, 2014, México), que ha sido desarrollada por el Dr. Gonzalo Domínguez Almaraz y se caracteriza por un control de prueba nuevo y sencillo utilizando la plataforma LabVIEW. Los especímenes de prueba se sumergieron en una solución para simular el efecto de la saliva humana con el pH correspondiente y para limitar su degradación por temperatura debajo de la frecuencia muy alta carga. Análisis termográfico ha sido implementado también en orden a controlar la temperatura de prueba en tiempo real. Finalmente, se determinó la resistencia de la fatiga ultrasónica para este material polimérico junto con una investigación general de la iniciación de la grieta y propagación bajo las condiciones descritas de la prueba.

**Palabras clave:** Fatiga ultrasónica, Esfuerzo, Polímero PMMA, Disipación térmica, Deformación plástica y elástica.

## **ABSTRACT.**

Ultrasonic fatigue tests were carried out on the polymeric material PMMA, which is used for dental applications. The resonance condition was obtained by numerical simulation and modal finite element analysis, allowing to determine the dimensions of the hourglass shape testing specimen. The process of fabrication for this polymer was undertaken too, in order to control the properties of testing material.

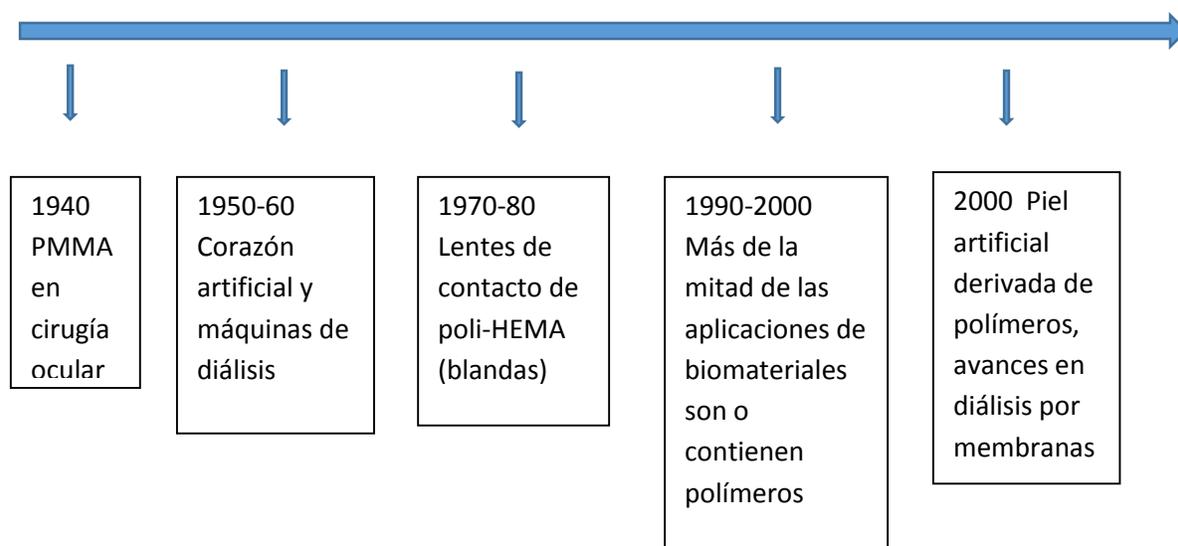
Fatigue tests applied in a patented ultrasonic fatigue machine (Patent No. 323948, 2014, Mexico), which has been developed by Dr. Gonzalo Domínguez Almaraz and is characterized by a new and simple test control using the LabVIEW platform. The testing specimens were immersed in a solution to simulate the effect of human saliva with the corresponding pH, and to limit its degradation by temperature under the very high frequency loading. Thermographic analysis has been implemented too, in order to monitoring the testing temperature in real time. Finally, the ultrasonic fatigue endurance was determined for this polymeric material together with a general investigation of the crack initiation and propagation under the described testing conditions.

**Mots clés :** ultrasons fatigue, effort, polymère de PMMA, dissipation thermique, déformation plastique et élastique.

## INTRODUCCIÓN

Actualmente el uso de los polímeros utilizados en la industria médica es considerable. Algunos de estos usos conciernen aplicaciones permanentes, como el poli metil-metacrilato (PMMA, termo-curable), el polietileno (PE), o el Teflón. Las primeras aplicaciones de materiales polímeros en medicina se remontan a 1860 con la introducción de las técnicas quirúrgicas que no causaban infección [1]. A principios de 1900 se aplican las primeras placas óseas hechas de metal con la finalidad de separar roturas o fracturas. No es hasta la Segunda Guerra Mundial que se produce un avance en la ciencia de los polímeros, principalmente aplicados al área médica. El PMMA fue uno de los primeros polímeros utilizados como material biomédico.

Los polímeros reemplazaron no únicamente a otros materiales en aplicaciones médicas, como la sustitución de los catéteres metálicos por polietileno, sino que abrieron el campo a otras nuevas aplicaciones antes difícilmente cubiertas. En 1950 se fabrica el primer corazón artificial, llevado a la práctica a finales de 1960 [1]. En la actualidad los polímeros continúan en amplio crecimiento y su aplicación cada vez mayores dentro del área de la medicina, mejorando las propiedades de los existentes e innovando nuevos polímeros para aplicaciones específicas, en la siguiente Figura 1, se muestra una secuencia histórica de los polímeros de mayor relevancia en el campo de la medicina desde su aparición.



*Figura 1. Aplicación de los polímeros a través del tiempo [1].*

En la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, particularmente con el grupo del Dr. Gonzalo M. Domínguez Almaraz de la Facultad de Ingeniería Mecánica, se han realizado estudios sobre la resistencia a la fatiga en materiales industriales, los resultados han permitido responder algunas interrogantes acerca de los materiales sometidos a experimentación.

Las fallas por ruptura asociada a la fatiga mecánica en sistemas con cargas oscilantes, constituyen actualmente un factor de importancia tecnológica, económica y de seguridad. Las pérdidas económicas en países como los Estados Unidos de América, revelan que los costos por ruptura en elementos o estructuras sobrepasaron los cien mil millones de dólares anuales en 1982, según estudio realizado por el “Batelle Columbus Laboratorios”[2]. Actualmente en México esta información es inexistente, y el número de especialistas en Fatiga Mecánica es muy limitado, lo que permite sondear un importante potencial tecnológico y económico en el desarrollo de esta área de investigación.

Los materiales polímeros utilizados en el área de la salud deben ser diseñados bajo especificaciones que cumplan una determinada función. Esto permite afirmar que es una labor que hay que realizar entre el médico, científico y el ingeniero. Las aplicaciones más importantes son las prótesis o implantes ortopédicos, elementos de fijación como cementos óseos, membranas y componentes de órganos artificiales, entre otros. Los polímeros más utilizados en el área de la salud se encuentran los polímeros como el teflón, poliamidas, elastómeros, siliconas, poliésteres, policarbonatos, entre otros.

Los datos de la resistencia en fatiga de los materiales plásticos son muy reducidos respecto a los datos de las aleaciones metálicas. Actualmente en las fuentes bibliográficas de información algunos autores, han abordado el problema utilizando métodos de fatiga convencional [2] [3]. En el caso del estudio de la resistencia a la fatiga, como la de alta frecuencia o ultrasónica de materiales acrílicos en resonancia, es prácticamente inexistente.

Los primeros estudios en fatiga convencional comenzaron por considerar el factor de la temperatura mencionado: dado que los polímeros son visco-elásticos y malos conductores del calor bajo cargas cíclicas, se genera baja disipación de energía en cada ciclo. Resultando que la temperatura del espécimen se incrementa hasta que el calor generado por ciclo es igual al calor disipado como resultado de conducción, convección y radiación. Dependiendo de la temperatura de prueba, la frecuencia aplicada, amplitud del esfuerzo, la fricción interna,

conductividad térmica y calor específico del material en consideración, la temperatura puede incrementarse rápidamente o puede estabilizarse en pruebas particulares [2].

Los estudios de fatiga a bajo número de ciclos ( $< 10^7$  ciclos, fatiga convencional) en materiales polímeros han generado algunos resultados [2]. Dichos autores concluyen que mientras más bajo sea el valor de aplicación de la carga, menor será la temperatura en los ensayos; por tanto, dependiendo de la carga a un determinado de número de ciclos se tiene un valor de temperatura, caso del polietileno, figura.2.

El incremento o variación de temperatura es un fenómeno que se presenta de manera muy marcada en los materiales polímeros cuando se someten a cargas por fatiga, debido a su bajo coeficiente de disipación térmica.

Cuando la carga en fatiga alcanza un alto número de ciclos, el incremento de la temperatura tiene un comportamiento no lineal: presenta niveles de aumento y posteriormente de estabilización dentro del mismo ensayo, caso del polioximilietileno, figura.3.

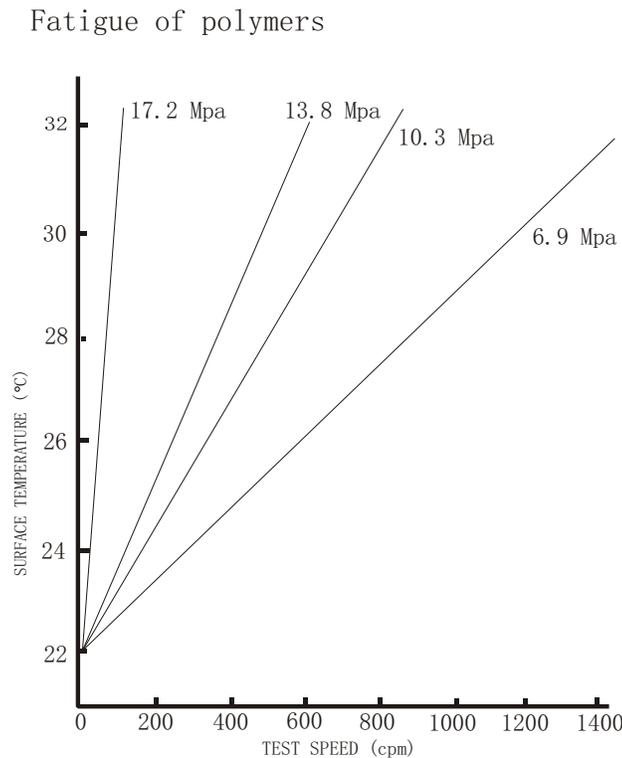
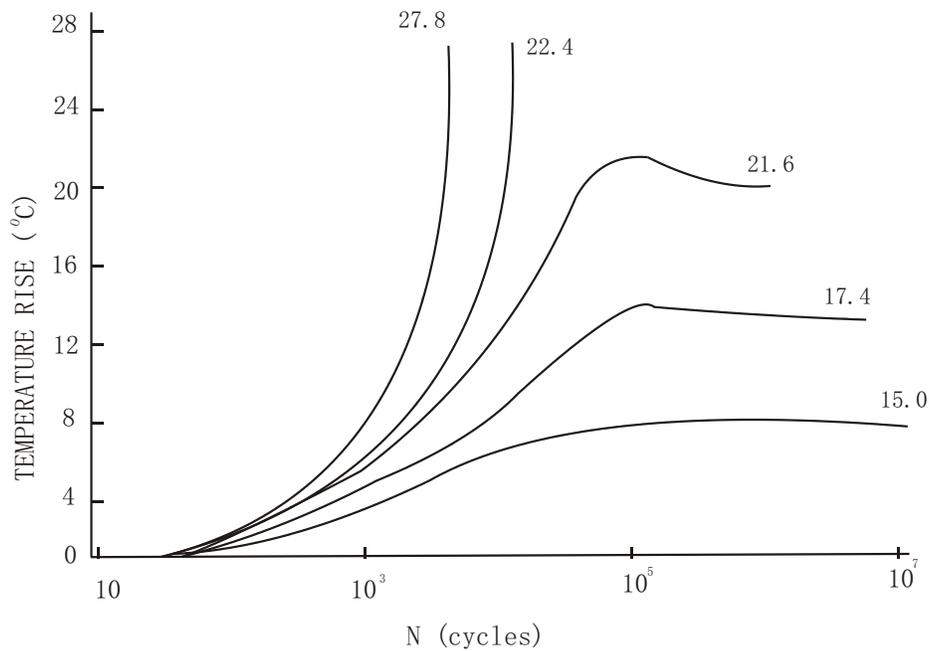


Figura 2. Variación de la temperatura respecto a la carga y la frecuencia aplicada en el polietileno [2].



**Figura 3. Incremento de temperatura dependiendo de los niveles de carga y del número de ciclos el material plástico polioximetileno [2].**

El PMMA ha sido ampliamente utilizado en odontología. Aunque se ha empleado generalmente como una base de la prótesis con el fin de funcionar de manera más satisfactoria en la boca, se considera que este material es relativamente débil en la durabilidad, tal como en las condiciones de esfuerzo a la flexión repetida y la tensión, y el efecto de la luz natural y ultravioleta. La mayoría de las fracturas de las dentaduras acrílicas son causadas por el esfuerzo o la tensión repetida durante la masticación. En particular, las dentaduras completas superiores a menudo fallan durante su uso. Por lo tanto, ya se tiene referencias estudios sobre la fatiga por flexión. Sin embargo, los mecanismos de falla por fatiga a un no se han aclarado suficientemente, ya que están estrechamente relacionadas con factores ambientales. [4]

El número de especialistas en Fatiga Mecánica en México es considerablemente reducido; no obstante la importancia tecnológica, científica, económica y de seguridad relacionados con los elementos y los sistemas mecánicos involucrados con fallas por fatiga mecánica. El sector de la salud está estrechamente relacionado con el avance de esta disciplina científica, aunque otras muy diversas aplicaciones industriales se relacionan con el estudio de Fatiga y

Mecánica de la Fractura, como lo son: aleaciones metálicas y polímeros de diversas aplicaciones industriales.

El análisis de fatiga mecánica en estos materiales se abordó bajo la óptica de ensayos con cargas oscilantes de muy alta frecuencia (fatiga ultrasónica). Es pertinente mencionar que los ensayos en fatiga ultrasónica de materiales poliméricos es prácticamente desconocida a nivel mundial en la actualidad; los primeros ensayos a nivel internacional de fatiga ultrasónica se han llevado a cabo en el marco del posgrado de Maestría y Doctorado de Ciencias en Ingeniería Mecánica de la UMSNH.

En este proyecto se analizó el comportamiento del polímero PMMA de aplicación odontológica bajo condiciones en fatiga ultrasónica. Mediante la realización de ensayos en fatiga ultrasónica es posible obtener resultados experimentales sobre el material de prueba, en el régimen de los 10 a 300 mil ciclos y más allá. Una importante particular atención en los ensayos de fatiga ultrasónica es el incremento de temperatura en los especímenes sometidos a ensayo, ya que se genera una considerable generación de calor, siendo muy baja la conductividad térmica en los materiales polímeros. Este efecto de incremento de temperatura implica un factor limitante para la aplicación de los ensayos, puesto que es necesario mantener las probetas de este material por debajo de la temperatura de transformación vítrea del mismo.

## **ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA**

El concepto de fatiga se introdujo para describir a la fractura desde los trabajos realizados en Alemania desde los años 1850 y 1860 por August whöler; pionero en el estudio de la fatiga mecánica, para describir las fallas que ocurrían por esfuerzos repetidos[31].

La aplicación industrial de los polímeros crece aceleradamente, esta tendencia también es válida para los usos médicos y odontológicos. Las pruebas a las que actualmente se someten son a resistencia a la compresión, a la tracción, al cizallamiento, entre otras. Las pruebas de fatiga ultrasónica permiten conocer en menor tiempo los resultados de fatiga. Actualmente, los primeros resultados en México y a nivel mundial concernientes a fatiga ultrasónica en materiales polímeros, han sido obtenidos por el grupo de trabajo del Dr. Gonzalo M. Domínguez Almaraz del Posgrado de la Facultad de Ingeniería Mecánica (FIM) de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo (UMSNH).

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Las propiedades mecánicas de los polímeros utilizados en el área odontológica han sido relativamente poco estudiados; de donde la importancia de conocer la resistencia del polímero usado en el área de la salud sometido a pruebas de fatiga mecánica ultrasónica, en particular el PMMA como objeto de nuestra investigación.

El conocimiento del comportamiento en fatiga convencional y ultrasónica de los polímeros usados en la industria médica es relativamente reducido: la búsqueda bibliográfica llevada a cabo en esta temática ha dado como resultado un número reducido de trabajos de investigación en esta área. Por estas razones, resulta de particular interés incursionar en el estudio del comportamiento de la fatiga de materiales polímeros utilizados en la industria médica.

Un avance en esta dirección es determinar una aplicación eficiente y de tiempo de durabilidad de un material polímero de uso médico.

La falta de información sobre la resistencia a la fatiga mecánica de los materiales polímeros aplicados al área médica es reducida a nivel internacional y a nivel nacional resulta muy limitado. Este proyecto permitirá determinar la respuesta de comportamiento a la fatiga mecánica, representativa del uso médico al que se somete el material.

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Obtener los resultados en fatiga ultrasónica del polímero PMMA de uso odontológico. También analizar los mecanismos de iniciación y de crecimiento de fisuras bajo esta modalidad de carga mecánica en el material polímero de uso Médico, sometido a condiciones de fatiga en alto número de ciclos.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Obtener la de resistencia de fatiga mecánica ultrasónica en el material polímero PMMA de uso odontológico.
- Estudiar y poner en marcha un proceso de fabricación de las probetas de prueba a partir del material monómero y polímero PMMA, siguiendo las especificaciones de fabricación del sector odontológico.
- Cumplir con los tiempos y temperaturas en el proceso de fabricación del material PMMA, bajo la técnica de termo curado.
- Obtener las dimensiones y la frecuencia natural de oscilación asociada mediante simulación numérica modal, necesaria para la puesta en marcha de los ensayos en fatiga ultrasónica.
- Respaldar mediante simulación numérica las evaluaciones del modelo de prueba.
- Llevar acabo análisis de las superficies de fractura mediante microscopia óptica y electrónica de barrido para obtener las posibles causas de fallas en el material.

## JUSTIFICACIÓN

El número de especialistas en Fatiga Mecánica en México es considerablemente reducido; no obstante la importancia tecnológica, científica, económica y de seguridad relacionados con los elementos y los sistemas mecánicos involucrados con fallas por fatiga mecánica. El sector de la salud está estrechamente relacionado con el avance de esta disciplina científica, aunque otras muy diversas aplicaciones industriales se relacionan con el estudio de Fatiga y Mecánica de la Fractura, como lo son la gran cantidad de aleaciones metálicas y polímeros de diversas aplicaciones industriales.

El análisis de fatiga mecánica del PMMA se abordó bajo la óptica de ensayos con cargas oscilantes de muy alta frecuencia (fatiga ultrasónica). Es pertinente mencionar que los ensayos en fatiga ultrasónica de materiales poliméricos es prácticamente desconocida a nivel mundial en la actualidad; los primeros ensayos a nivel internacional de fatiga ultrasónica se han llevado a cabo en el marco del Posgrado de Maestría y Doctorado de Ciencias en Ingeniería Mecánica de la UMSNH.

## **HIPÓTESIS**

Es posible obtener los resultados de fatiga mecánica ultrasónica y determinar la resistencia del polímero PMMA sometido a prueba. También, es posible analizar las superficies de fractura con objeto de conocer los mecanismos de inicio y propagación de grietas asociados a los parámetros geométricos de los especímenes de prueba, sus propiedades mecánicas, la carga aplicada y las propiedades físico-químicas del material de estudio.

## METODOLOGÍA

La metodología para el desarrollo de este proyecto está constituida por los siguientes elementos:

- I) La búsqueda bibliográfica exhaustiva relacionada con el tema propuesto. Es pertinente mencionar que bibliografía relacionada con el inicio y crecimiento de fisura bajo fatiga ultrasónica o giga-cíclica es muy escasa actualmente; la propuesta de este proyecto tiene como un objetivo el de avanzar en el conocimiento fundamental de esta disciplina científica.

A la par del punto anterior, se llevó a cabo el proceso de fabricación y preparación de las probetas de ensayo, destinadas al estudio de la fatiga mecánica, sometidos a cargas por fatiga ultrasónica. Actualmente está disponible la normalización internacional ADA (American Dental Association), para acrílicos como proceso de fabricación para prótesis dentarias y las normas ASTM correspondientes para la puesta en marcha de ensayos en fatiga utilizadas en este estudio:

1. *La norma ADA 12, para bases de dentaduras aplicadas a polímeros sintéticos como el pmma para utilizarse en prótesis dentales.*
2. *La norma ADA 13, para reparación de piezas de polímeros sintéticos como el pmma para utilizarse en prótesis dentales.*
3. *La norma ADA 15, para piezas pre fabricadas de polímeros sintéticos como el pmma para utilizarse en prótesis dentales.*
4. La norma ASTM E 399, destinada a evaluar la resistencia a la fractura K<sub>Ic</sub> de materiales metálicos, mediante una prueba estandarizada para esta propiedad en condiciones de deformación plana-elástica (“Standard test method for linear-elastic plane-strain fracture toughness K<sub>Ic</sub> of metallic materials”).
5. Norma ASTM E 561, propone un método estandarizado para la determinación de la curva K-R, (“Standard test method for K-R curve determination”).
6. *La norma ASTM E647 – 13e1 se emplea para el método de medida estándar en las tasas de crecimiento de fisura bajo cargas en fatiga (“Standard Test Method for Measurement of Fatigue Crack Growth Rates”).*

- II) Realizar las simulaciones para la obtención de los perfiles de las probetas de prueba con la ayuda del software Ansys y las propiedades físico-mecánicas del polímero a estudiar, verificado físicamente que cumplen con la condición de resonancia al hacer pruebas en la máquina de fatiga ultrasónica.
- III) Analizar, comparar e interpretar los resultados para obtener las conclusiones detalladas de los mecanismos de fatiga mecánica ultrasónica en el material polímero PMMA.

## CAPÍTULO 1.

### MATERIAL DE ESTUDIO.

A mediados del siglo XIX aparecen los primeros intentos de fabricación de plástico; Parke (1862) en Inglaterra, trata la celulosa con ácido nítrico y obtiene un producto plástico de muy baja calidad. Posteriormente John Hyatt (1869) en Estados Unidos trabaja el material obtenido por Parke y lo mezcla con alcanfor, lo cual trae como resultado un plástico más estable, al cual llamó celuloide. Con estos productos se presentan los primeros intentos para la fabricación de prótesis en otros materiales distintos del vidrio, como los realizados por Lemaitre y Teulleries -1910, quienes prueban con baquelita, celulosa y caucho, aunque su poco conocimiento sobre los plásticos y la calidad en aquel entonces de los mismos, impidió que la funcionalidad de estas prótesis pudiera superar a las fabricadas en cristal.

Entre las dos primeras guerras mundiales, la demanda de las prótesis aumentó debido al creciente número de heridos. Los principales productores y comercializadores de prótesis eran alemanes y ellos restringieron sus exportaciones a los países aliados: Francia, USA e Inglaterra; el cristal con el cual se fabricaba era proveniente de Alemania y durante este periodo fue difícil de conseguir, hecho que llevó a dichos gobiernos a iniciar investigaciones para el desarrollo de nuevos materiales y métodos de fabricación.

En 1946 aparece la primera patente de prótesis ocular en plástico acrílico de origen francés, presentada por el profesor Kerboeuf, comandante del ejército francés, con la ayuda del cirujano dentista Ricoeur. En 1947 producen la primera prótesis en plástico del centro de prótesis oculares; este proceso ocurrió en los Estados Unidos; en este país se introdujo poco a poco este nuevo dispositivo el cual recibió una gran acogida por la escasez de prótesis en aquel entonces.

El primer ácido acrílico fue creado en 1843. El ácido metacrílico, derivado del ácido acrílico, se formuló en 1865. La reacción entre ácido metacrílico y metanol dio como resultado el éter metacrilato de metilo. En 1877 el químico alemán Wilhelm Rudolph Fittig descubrió el proceso de polimerización que convierte el metacrilato de metilo en metacrilato de polimetilo. En 1933, la marca "Plexiglas" fue patentada y registrada por otro químico alemán, Otto Röhm. En 1936, Imperial Chemical Industries (ahora Lucite International) comenzó la

primera producción comercialmente viable de vidrios de seguridad acrílicos. Durante la Segunda Guerra Mundial tanto las fuerzas aliadas como las del Ejército utilizaron vidrios acrílicos para los periscopios de los submarinos, los parabrisas y en torretas de los aviones. A los pilotos de aviones cuyos ojos fueron dañados por los fragmentos de acrílico que volaban les fue mucho mejor que a los heridos por vidrios estándar, lo que demostró el muy alto grado de compatibilidad entre los tejidos humanos y el PMMA en comparación con el vidrio.

### 1.1 NOMBRES COMERCIALES.

Los nombres comunes usados son metacrilato polimetílico (polymethyl, methacrylate y polimetilmetacrilato (polymethylmethacrylate). El nombre químico completo es poli(metil-2 metilpropenoato). (Es un error común el uso de "an" en lugar de "en").[32]

Aunque a menudo llamado simplemente «acrílico», esa referencia (polímero acrilato) también puede referirse a otros polímeros o copolímeros que contienen poliacrilonitrilo.

Algunos nombres comerciales notables son:

**Acrylite®**, una marca comercial de Evonik Cyro desde 1976;

**Lucite®** (no leucita, a pesar de que suenan casi igual), una marca registrada de DuPont, registrada por vez primera en 1937;

**R-Cast®**, una marca comercial de Reynolds Polymer Technology. Fundada en 1987 después de la escisión de Reynolds & Taylor. Se especializan en acrílico monolítico de gran escala y grosor;

**Plexiglas®**, una marca comercial de ELF Atochem, ahora una subsidiaria de Arkema en EE.UU.,<sup>8</sup> una marca registrada de Evonik Röhm GmbH en otras partes del mundo;

**Optix®**, una marca comercial de Plaskolite;

**Perspex®**, una marca comercial de Imperial Chemical Industries;

**Oroglas®**, una marca comercial de Rohm & Haas;

**Altuglas®**, también una marca comercial de Rohm & Haas;

**Cyrolite®**, una marca comercial de CYRO;

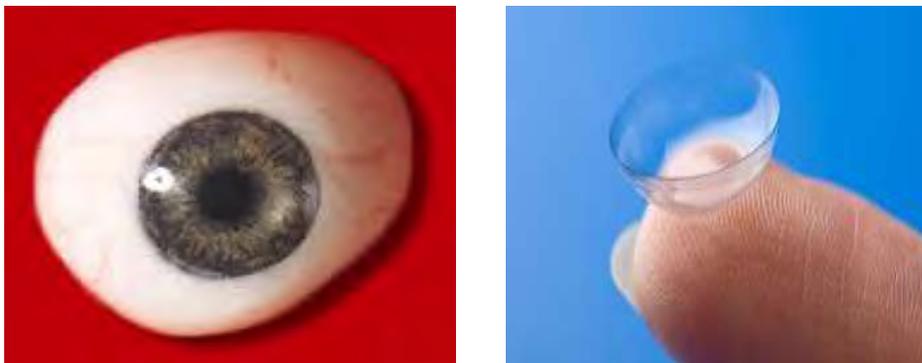
**Zylar®**, una marca comercial de Nova Chemicals.

## 1.2 APLICACIONES.

Las aplicaciones del acrílico son múltiples, como ejemplo: letreros de señalización, bases para expositores, protecciones en maquinaria, mamparas separadoras decorativas y de protección, acuarios y piscinas, obras de arte, medicina, prótesis, etc. Las ventajas de este material son considerables, pero las que lo diferencian del vidrio son: bajo peso, mejor transparencia, menor fragilidad. De los demás plásticos se diferencia especialmente por su mejor transparencia, su fácil moldeo y su posible reparación en caso de cualquier rayadura superficial. La posibilidad de obtener fibras continuas de gran longitud mediante un proceso de fabricación relativamente barato, su elevada transparencia le permite ser muy empleado para la fabricación de fibra óptica.

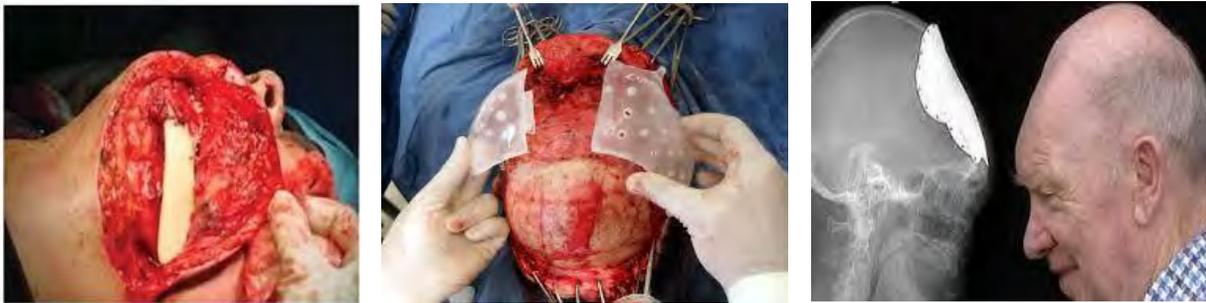
El acrílico compite en cuanto a aplicaciones con otros plásticos como el policarbonato (PC) o el poliestireno (PS), pero el acrílico se destaca frente a otros plásticos transparentes en cuanto a resistencia a la intemperie, transparencia y resistencia al rayado.

En medicina se utiliza el acrílico PMMA para la fabricación de prótesis óseas, oculares y dentales. El proceso de fabricación de prótesis oculares se ha ido mejorando a través del tiempo y de la aplicación del mismo, en principio se crearon con finalidad artística elaborados en diferentes materiales como madera y oro. En la actualidad son dispositivos médicos artificiales que se fabrican en materiales como PMMA por sus características físico químicas y buena biocompatibilidad, figura 4 y cuyo propósito es la restauración estética, anatómica y en parte funcional de pacientes que presentan pérdida o malformación del globo ocular de origen congénito o adquirido (trauma o patología).



*Figura 4. Prótesis oculares a base de PMMA.*

El trauma craneoencefálico (TCE) afecta hasta el 2% de la población por año según lo publicado por Brain Trauma Foundation. El trauma es la principal causa de muerte en las primeras décadas de vida, estando el trauma craneoencefálico implicado por lo menos en la mitad de los casos. Las mejores opciones para realizar la craneoplastia en adultos con defectos pequeños o alteraciones del contorno es PMMA, figura 5.



*Figura 5. Prótesis craneales y maxilofaciales a base de PMMA.*

Los polímeros tienen hoy múltiples usos en odontología y su aplicación crece aceleradamente. Tienen propiedades que les hacen especialmente útiles para la fabricación de dispositivos dentales, figura 6. También tienen sus limitaciones, por lo que actualmente continúan siendo útiles otros tipos de materiales (metálicos, cerámicos) para fines específicos.

En odontología se usan polímeros ya fabricados, pero también se forman polímeros in situ (en la boca del paciente) durante la intervención. Se hacen así polimerizaciones en el propio lugar de la aplicación, como es el caso típico de los empastes y cementos dentales. Los materiales odontológicos incluyen entonces, no sólo polímeros, sino también sus monómeros, con los iniciadores y catalizadores necesarios.



*Figura 6. Prótesis dentales a base de PMMA.*

### 1.3 PROPIEDADES DEL METILMETACRILATO.

Entre sus propiedades se destacan:

- Transparencia de alrededor del 93 %. El más transparente de los plásticos.
- Alta resistencia al impacto, de diez a veinte veces la del vidrio.
- Resistente a la intemperie y a los rayos ultravioleta. No hay un envejecimiento apreciable en diez años de exposición exterior.
- Excelente aislante térmico y acústico.
- Ligero en comparación con el vidrio (aproximadamente la mitad), con una densidad de unos 1190 kg/m<sup>3</sup> es sólo un poco más denso que el agua.
- De dureza similar a la del aluminio: se raya fácilmente con cualquier objeto metálico, como un clip. El metacrilato se repara muy fácilmente con una pasta de pulir.
- De fácil combustión, no es auto extingible (no se apaga al ser retirado del fuego). Sus gases tienen olor afrutado y crepita al arder. No produce ningún gas tóxico al arder por lo que se puede considerar un producto muy seguro para elementos próximos a las personas al igual que la madera.
- Gran facilidad de mecanización y moldeo.
- Se comercializa en planchas rectangulares de entre 2 y 120 mm de espesor. Existe con varios grados de resistencia (en unas doce calidades diferentes) y numerosos colores. Se protege su superficie con una película de polietileno para evitar que se raye al manipularlo.
- Se puede mecanizar en frío pero no doblar (serrado, esmerilado, acuchillado, pulido, etc.). Para doblarlo hay que aplicar calor local o calentar toda la pieza. Esto último es un proceso industrial complejo que requiere moldes y maquinaria especializada.
- El PMMA presenta gran resistencia al ataque de muchos compuestos pero es atacado por otros, entre ellos: Acetato de etilo, acetona, ácido acético, ácido sulfúrico, alcohol amílico, bencol, butanol, diclorometano, triclorometano (cloroformo), tolueno, etanol.
- El PMMA es un plástico (Termoplástico) duro, resistente, transparente, de excelentes propiedades ópticas con alto índice de refracción, buena resistencia al envejecimiento y a la intemperie.

- Su resistencia a la rotura es siete veces superior a la del cristal a igualdad de espesores, por lo que resulta más resistente a los golpes. En horticultura esto significa reducción de gastos por rotura y menores costes de mantenimiento en invernaderos.
- Es un material ligero con una densidad de 1.19 kg/m<sup>3</sup>. presenta buena resistencia mecánica y estabilidad. A pesar de su ligereza puede soportar una sobrecarga de 70 kg/m<sup>2</sup>, lo cuál es importante para aquellas zonas con riesgo de nevadas.
- La transparencia de este plástico está comprendida entre el 85 y el 92%, por lo que deja pasar casi todos los rayos UV y su poder de difusión es casi nulo. Tiene una gran opacidad a las radiaciones nocturnas del suelo.
- El coeficiente de conductividad térmica del PMMA es 0,16 Kcal/m.h.°C mientras que el del vidrio es de 0,64 Kcal/m.h.°C, lo que impide en el caso de los invernaderos su enfriamiento nocturno.
- Su duración es mayor que la del poliéster.
- En cuanto a sus inconvenientes el principal de ellos es su elevado coste, que junto al tipo de estructura requerida hacen que las construcciones con este material sean de costes elevados. El PMMA es fácil de rallar con cualquier instrumento, con lo que habrá que considerar este aspecto como factor negativo.

**Tabla 1. PROPIEDADES MECANICAS DEL METACRILATO**  
(Valores tipo a 23°C y 50% de humedad relativa) [1].

PROPIEDADES MECANICAS	Norma	Unidad	Colada	Extrusión
Densidad	DIN53479	g/c m <sup>3</sup>	1.19	1.19
Resistencia al impacto Charpy	ISO 179 1/D	kJ/ m <sup>2</sup>	15	15
Resistencia al impacto con entalladura (Izod)	ISO 180 1/A	kJ/ m <sup>2</sup>	1.6	1.6
Resistencia a la tracción (-40 °C)	DIN53455	Mpa	110	100
Resistencia a la tracción (+23 °C)	DIN53455	Mpa	80	72
Resistencia a la tracción (+70 °C)	DIN53455	Mpa	40	35
Estiramiento a rotura	DIN53455	%	5.5	4.5
Coefficiente de Poisson	-	-	0.45	0.45
Resistencia a la flexión Probeta standard (80x10x4mm)	DIN53452	Mpa	115	105
Tensión por compresión	DIN53454	Mpa	110	103
Tensión de seguridad max. (hasta 40° C)	-	Mpa	5...10	5...10
Módulo de elasticidad E (Corto/largo plazo)	DIN 53457	Mpa	3300/3200	3300/3200
Módulo de torsión G en 10 Hz	DIN53445	Mpa	1700	1700
Resistencia a la fatiga en test de doblado alternativo aprx. a 10 ciclos (probeta con entalladura/sin entallad)	-	Mpa	40 / 20	30 / 10
Dureza brinell H961/30	ISO 2039-1	Mpa	200	190

## CAPÍTULO 2.

### SIMULACIÓN NUMÉRICA PARA OBTENCION DE PERFIL DE PROBETAS.

El polímero PMMA tiene actualmente muchas áreas de aplicación; una de las principales es la médica dentro del área de elaboración de prótesis. De acuerdo a la investigación bibliográfica, artículos, tesis y fuentes de información en la red, se decidió trabajar con el polímero PMMA por sus aplicaciones en el área de odontológica, debido a dos factores principales: a) fácil acceso y b) su costo.

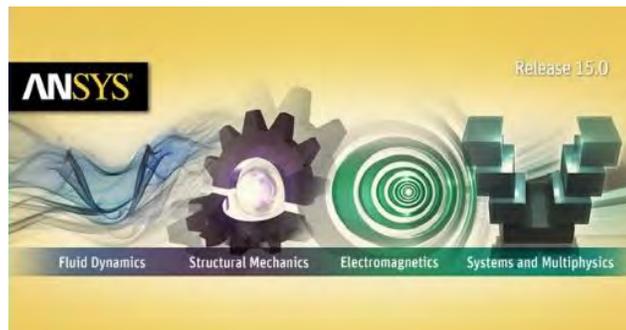
Después de seleccionar este polímero, se obtuvieron mediante la búsqueda bibliográfica las siguientes propiedades físico-mecánicas, los cuales son de suma importancia para obtener las dimensiones de la probeta de ensayos. Las dimensiones se obtuvieron a través de simulación en software ANSYS utilizando un análisis modal, necesario para obtener su frecuencia natural de oscilación en dirección longitudinal, que se utiliza en los ensayos por fatiga ultrasónica.

Densidad =1180 Kg/m<sup>3</sup>

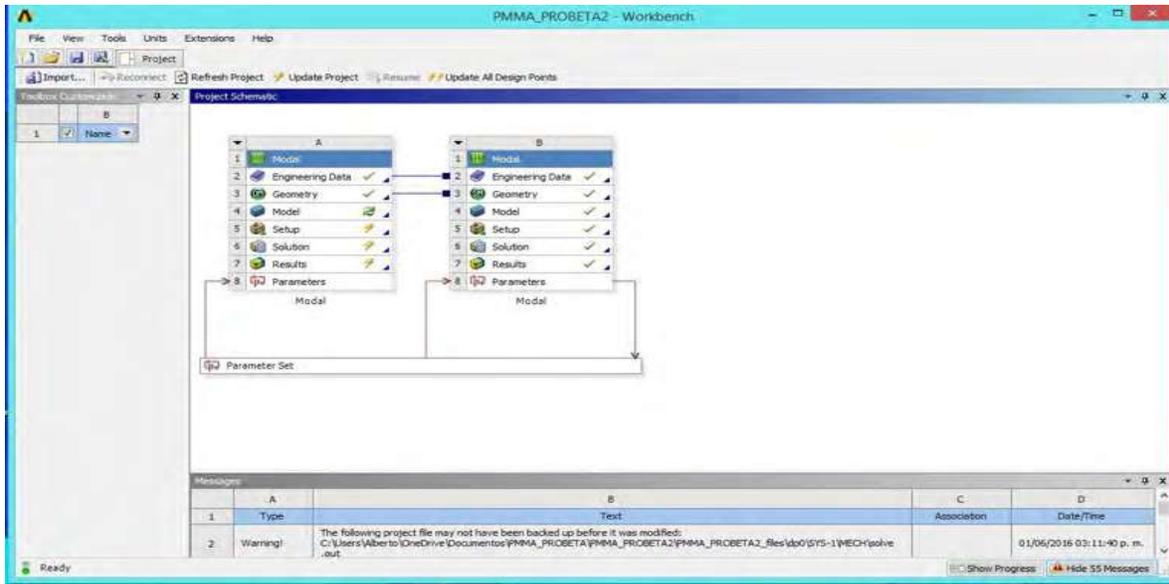
Módulo de Poisson =0.4

Coefficiente de elasticidad =3300 MPa

La simulación llevada a cabo con el software ANSYS R15.0 figura 7, permite realizar la simulación con los parámetros anteriores para encontrar las dimensiones de la probeta que cumpla las condiciones de resonancia, necesarias en la puesta en marcha de ensayos de fatiga ultrasónica a 20 KHz.

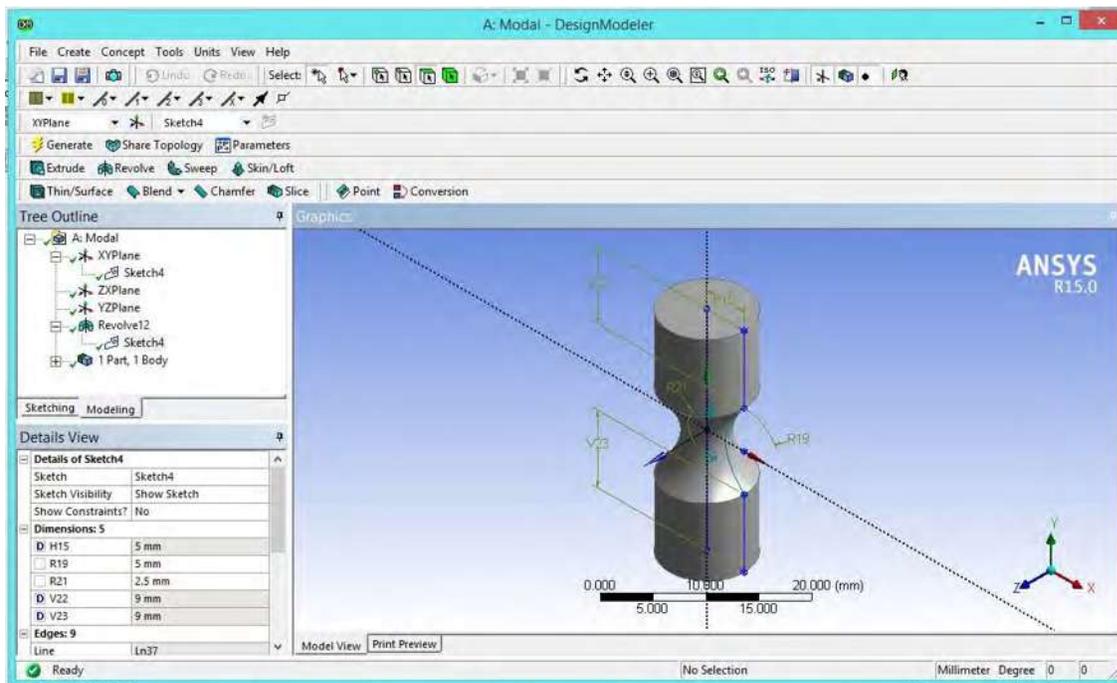


*Figura 7. Software ANSYS 15.*



**Figura 8. Plataforma de trabajo Workbench.**

La interfaz gráfica utilizada Workbench de ANSYS es una plataforma muy accesible, la cual se utiliza para el desarrollo de la simulación correspondiente a las dimensiones de la probeta, para su análisis modal con el propósito de obtener la frecuencia natural de oscilación, figura 9.



**Figura 9. Dimensiones de la probeta elaborada en Workbench.**

## **2.1 PROCESO DE MALLADO**

El proceso de mallado en la simulación, permite obtener buenos o malos modelos. Existen dos formas de realizar este proceso:

### **2.1.1 Mallado Automático.**

El programa de elemento finito evalúa la geometría y topología del modelo mediante un algoritmo y puede ser: Tetraedros o Hexaedro-Dominante.

### **2.1.2 Mallado Manual.**

El usuario decide realizar un mallado con la talla fina o más gruesa según lo requiera su modelo.

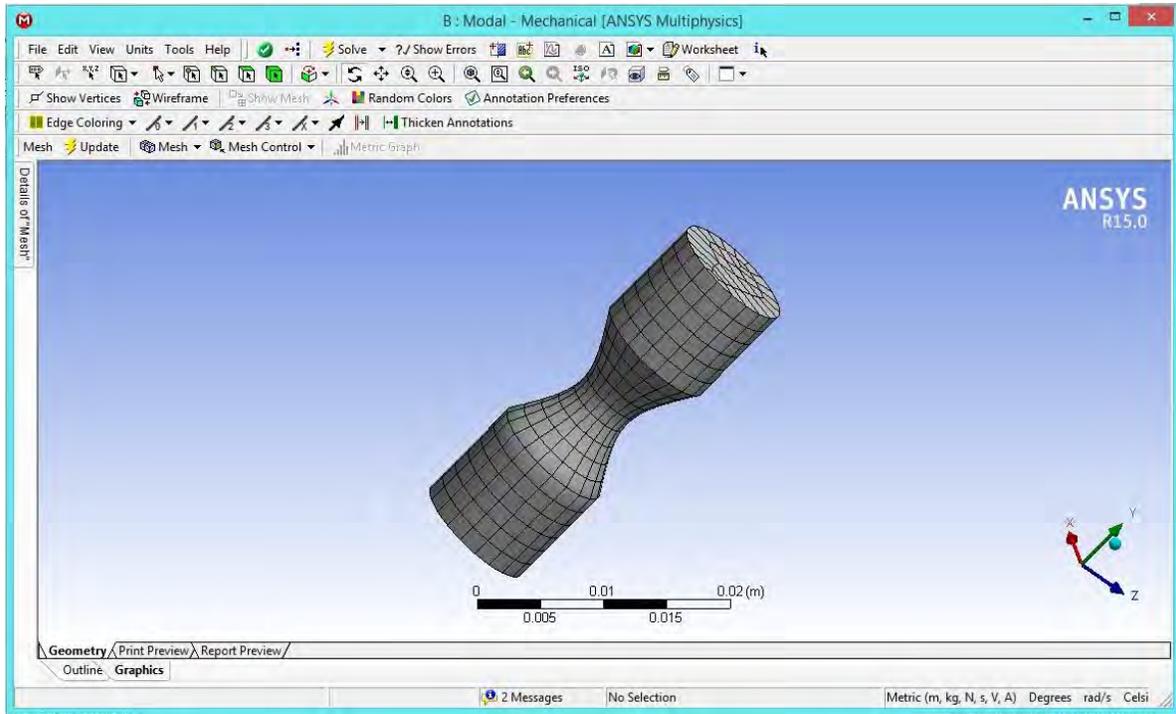
En la siguiente figura 10, se muestra el mallado de forma automática realizada por el software ANSYS15 mediante su algoritmo eligiendo la alternativa según su criterio interno de selección. Para cumplir con un buen proceso de simulación es importante considerar las normas generales de mallado, las cuales se enlistan a continuación:

La relación Largo/Ancho de los elementos deben ser lo más cercano a 1 (se acepta  $< 3$ )

Los elementos no deben presentar ángulos muy agudos o muy obtusos (desviación no mayor a  $\pm 30^\circ$  del ángulo “óptimo”).

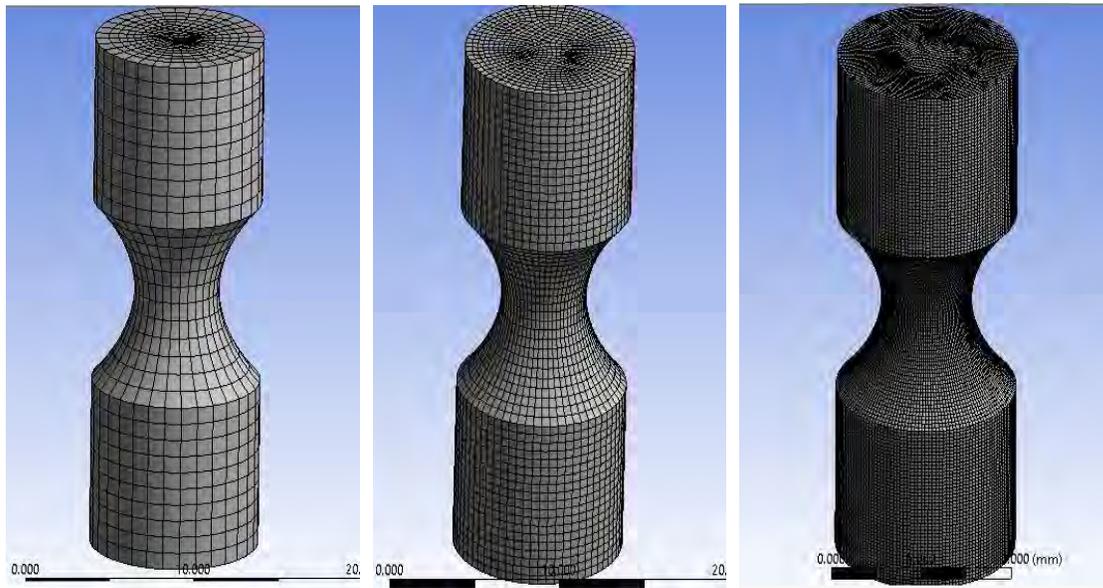
Para las regiones que requieran utilizar una malla refinada:

- Cambios de geometría.
- Aplicación de cargas.
- Posible concentración de esfuerzos.



**Figura 10. Proceso de mallado de probeta en Workbench.**

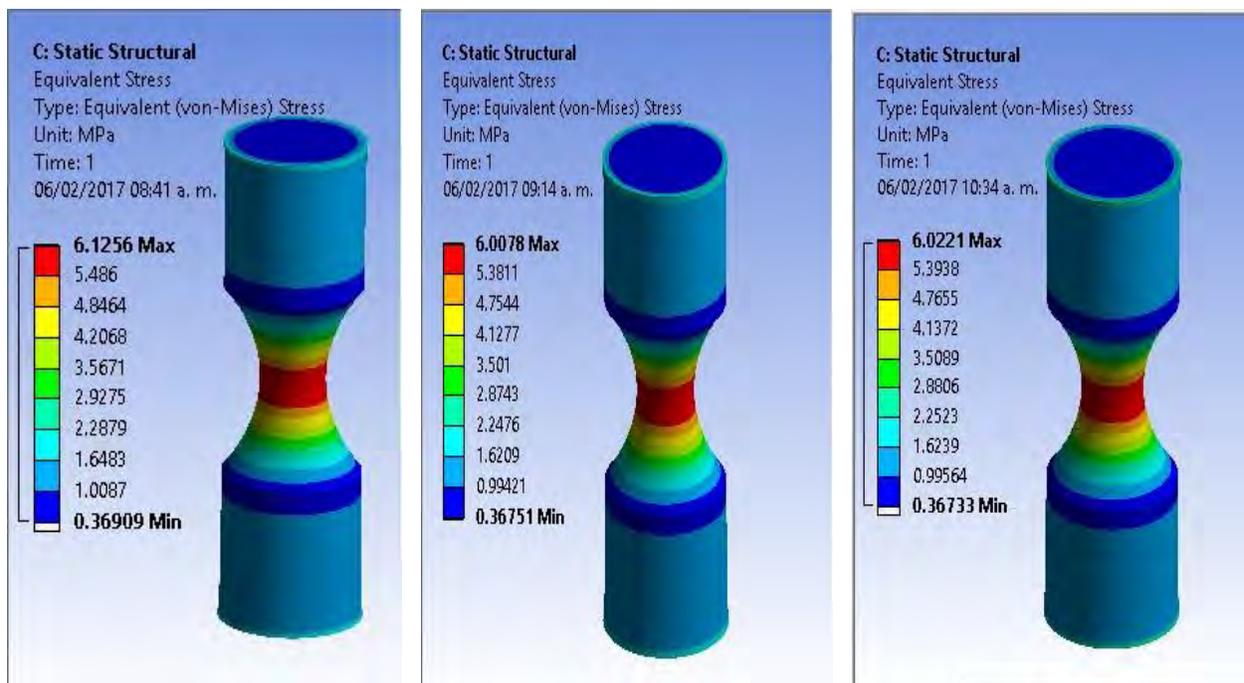
Para realizar un proceso de mallado que permita obtener buenos resultados, es importante considerar la dimensión de los elementos del mallado con el fin de validar el modelo obtenido. En la siguiente figura 11 se muestran las mallas obtenidas con dimensiones de 1mm, 0.5mm y 0.2mm respectivamente.



**Figura 11. Mallado a 1, 0.5 y 0.2 mm, de izquierda a derecha respectivamente.**

## 2.2 SIMULACIÓN DE MODELO Y OBTENCIÓN DE DIMENSIONES DE PROBETA.

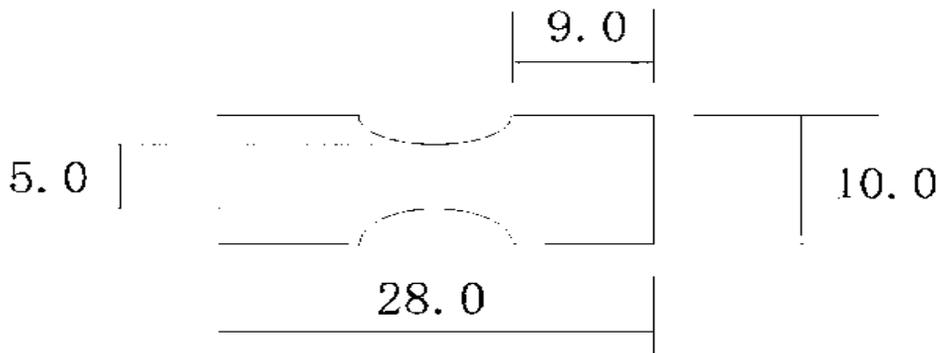
El efecto de la dimensión de la malla se muestra en la figura 12, en la que se llevó a cabo simulación de la concentración de esfuerzos aplicando un desplazamiento en los extremos de la probeta de 9  $\mu\text{m}$ . La máxima concentración de esfuerzos se encuentra en la parte más estrecha de la probeta, como se observa en la misma figura 12. Como puede observarse, la dimensión de la malla influye en la precisión del esfuerzo obtenido: 6.1256 MPa y 6.0078MPa.



*Figura 12. Simulación con 1, 0.5 y 0.2mm de mallado de la probeta, de izquierda a derecha respectivamente.*

Se realizaron diferentes simulaciones variando la longitud de la sección constante de la probeta hasta encontrar la longitud de la sección constante que genera una frecuencia natural de oscilación próxima a 20 KHz. En un inicio se trabajó con la plataforma Mechanical y posteriormente Workbench, ambos de Ansys. En ambas plataformas se obtuvieron resultados muy adecuados, aunque se optó por la plataforma Workbench debido a su versatilidad.

Las dimensiones de la probeta que cumple las condiciones de resonancia son las siguientes:



*Figura 13. Dimensiones de la probeta en mm.*

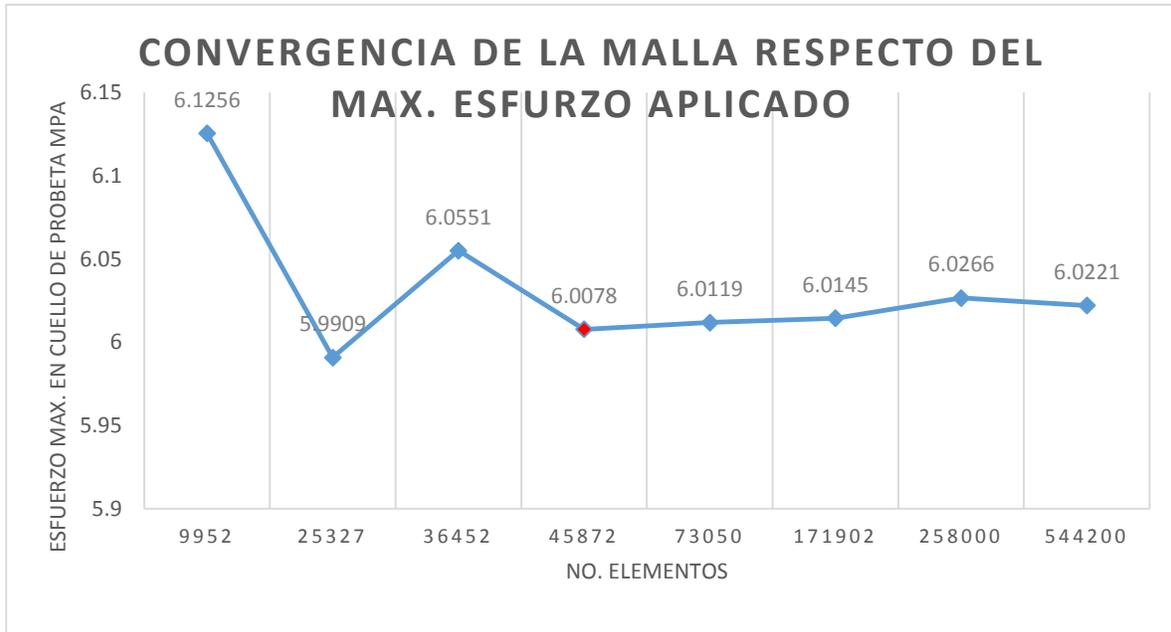
### 2.3 VALIDACIÓN DE RESULTADOS DE LA SELECCIÓN DE MALLA.

Para la validación del modelo se realiza la simulación a diferentes valores de la dimensión del mallado. Con los resultados obtenidos referentes al esfuerzo y número de elementos contenidos en cada uno de los modelos, se realizó una gráfica de resultados correspondientes al número de elementos VS esfuerzo máximo en el cuello de la muestra. La finalidad de esta tabla es corroborar la convergencia del valor del esfuerzo en la medida que se disminuye la talla de malla, Tabla 2.

**Tabla 1. DATOS CORRESPONDIENTES A LOS MALLADOS DE LOS MODELOS.**

Talla (mm)	No. De Elementos	Desplazamiento ( $\mu\text{m}$ )	Esfuerzo max. (MPa)
1	9952	9	6.1256
0.7	25327	9	5.9909
0.6	36452	9	6.0551
0.5	45872	9	6.0078
0.4	73050	9	6.0119
0.3	171902	9	6.0145
0.25	258000	9	6.0266
0.2	544200	9	6.0221

Con los resultados de la Tabla 2, se genera la siguiente representación gráfica que muestra el punto de convergencia de la malla: aproximadamente con un número de elementos de 45872 figura 14.



*Figura 14. Gráfica de esfuerzo vs. No. de Elementos.*

## 2.4 CRITERIOS DE CALIDAD DE MALLA

El software ANSYS muestra valores específicos de cada mallado para proceso de simulación. Para corroborar que el proceso de mallado empleado o las dimensiones de nuestro proyecto sean adecuadas, podemos utilizar los criterios de mallado que proporciona ANSYS.

Puede comprobar la calidad de la malla utilizando los siguientes valores métricos de malla.

1. Calidad del elemento: Esta métrica se basa en la relación entre el volumen y la longitud del borde para un elemento dado
 

1 perfecto	0 malo
------------	--------
2. Relación de aspecto: alargamiento del elemento
 

1 perfecto	5-10 aceptable	20 malo
------------	----------------	---------
3. Relación jacobiana:
 

1 perfecto	10 aceptable	30 malo
------------	--------------	---------
4. Relación de deformación:
 

Cuadrado:	0 perfecto	0.1 aceptable	1 malo
Cubo:	0 perfecto	0.2 aceptable	0.4 malo
5. Desviación paralela:
 

0 perfecto	170 malo
------------	----------

- 6. Desviación máxima de la esquina:
  - Triangulo: 60 perfecto 165 malo
  - Cuadrado: 90 perfecto 180 malo
- 7. Oblicuidad: 0 perfecto 0.75 aceptable 1 malo
- 8. Calidad Ortogonal: 1 perfecto 0 malo

El mallado tiene datos característicos, los cuales, describen a la malla referente a los parámetros que la conforman, los que se obtienen dentro del mismo programa como resultado de la simulación del modelo de probetas.

En la siguiente tabla 3, se muestran los resultados característicos del mallado correspondiente al punto de convergencia de los parámetros.

**Tabla 2. DATOS CARACTERÍSTICOS.**

CARACTERISTICAS DE LA MALLA				CRITERIOS DE LA CALIDAD DE LA MALLA				
Mesh Metric	Min	Max	Average	standard Deviation	Excelente	Aceptable	Malo	Métrica de malla
Aspect Ratio	1.0518	10.344	2.12543906	0.84907098	1	5 a 10	20	Relacion de aspecto
Skewness	0.25	0.68521789	0.45869039	0.18717491	0	0.75	1	Oblicuidad
Jaccbian Ratio	1.0069	4.3796	1.26719616	0.30400154	1	10	30	Relacion Jacobiana
Orthogonal Quality	0.72215372	0.99957572	0.95731118	5.37275216	1	0.5	0	Calidad Ortogonal
Parallel Deviation	0.21175	42.993	7.47610786	5.92241519	0	85	170	Desviación paralela
Element Quality	9.359080 E-2	0.99998525	0.73885544	0.19278663	1	0.5	0	Calidad del elemento
Warping Ratio	0	6.6883E-07	1.20E-07	2.10E-07				Relación de deformación
Cuadrado					0	0.1	1	
Cubo					0	0.2	0.4	
Maximum Corner Angle	135.29°	91.559°	104.5°	10.485°				Desviacion max. De la esquina
Triangulo					60°		165°	
Cuadrado					90°	135°	180°	

## 2.5 EQUIPO PARA DESARROLLO DE LA SIMULACIÓN

Para el desarrollo de la simulación se utiliza el equipo de cómputo con las siguientes características, las cuales se muestran en la siguiente figura 15. Es importante mencionar las características del equipo de cómputo utilizado, ya que los resultados pueden variar de un equipo a otro debido al procesador y demás componentes de hardware interno del equipo de cómputo.



The image shows a screenshot of the HP Pavilion 15 Notebook PC specifications page. At the top left is the HP logo. To its right is the text 'HP Pavilion 15 Notebook PC'. Below this is a section for 'Nombre de PC' with the value 'Pavilion' and a button labeled 'Cambiar nombre de PC'. A horizontal line separates this from the hardware specifications. The specifications are listed in a table-like format with labels on the left and values on the right. Below the specifications is a section for 'Windows' with the value 'Windows 8.1 Single Language'.

Nombre de PC	Pavilion
<a href="#">Cambiar nombre de PC</a>	
Id. del producto	00179-68642-16474-AAOEM
Procesador	AMD A10-4655M APU with Radeon(tm) HD Graphics 2.00 GHz
RAM instalado	12.0 GB (11.2 GB utilizable)
Tipo de sistema	Sistema operativo de 64 bits, procesador x64
Lápiz y entrada táctil	La entrada táctil o manuscrita no está disponible para esta pantalla
<b>Windows</b>	
Edición	Windows 8.1 Single Language

*Figura 15. Características de la PC utilizada para la simulación.*

## **CAPÍTULO 3.**

### **PREPARACIÓN Y FABRICACIÓN DEL POLIMERO PMMA.**

La preparación de las probetas a base de PMMA de aplicación odontología se fabricaron en base a las normas clínicas dentales: como las normas internacionales ADA y ADM.

Cumpliendo con los requisitos que exigen respecto a:

- Propiedades de superficie (color, translucidez y facilidad de pulido).
- Cuerpo (porosidad, absorción acuosa y solubilidad).
- Mecánicos (resistencia flexible, capacidad de unirse a dientes prefabricados y unirse a otras resinas).
- Información del fabricante (Son las normas de fabricación 12,13 y 15 de la ADA basadas en los mismos compuestos).

#### **3.1 MATERIAL UTILIZADO.**

La cantidad de fabricantes de PMMA de aplicación odontológica actualmente es muy amplia. La decisión para elegir la marca más adecuada se llevó a cabo mediante la recomendación de tres Odontólogos profesores académicos y directores de sus laboratorios correspondientes de prótesis dentales. Estos profesionistas conocen y trabajan de cerca dichos productos para la elaboración de prótesis dentales.

En la siguiente figura 16, se muestran las distintas presentaciones que maneja el fabricante MDC Dental, empresa mexicana fundada en 1974 con distribución en más de 11 países y reconocida por los mejores Congresos Dentales Nacionales e internacionales como: AMIC y Alta Técnica en la Ciudad de México; ARIC en Guadalajara; Midwinter Show en Chicago; CDS en Anaheim, California; Congreso Dental en NY; Congreso Dental en Colonia, Alemania (IDS); SINO DENTAL en China; entre otros. La Marca Nic Tone es el nombre comercial del PMMA elegido.

Las materias primas adquiridas monómero y polímero, se muestran en la figura 16.



*Figura 16. Polímero y monómero PMMA de preparación auto curable polvo y líquido, respectivamente.*

### **3.2. PROCESO DE POLIMERIZACIÓN.**

Existen 3 métodos básicos de polimerización para el PMMA de aplicación dental: el primer método es mediante la activación del calor y se le conoce como termo-polimerizable. El segundo método se lleva a cabo a la temperatura ambiente y se le conoce como auto-polimerizable; finalmente, el tercer método tiene el nombre de foto-polimerizable, donde la polimerización se lleva a cabo por radiación ultravioleta. Para el estudio de esta investigación se trabajó con material termo-polimerizable, debido a que es la más utilizada actualmente en el sector odontológico.

El acrílico es un material plástico, que tiene propiedades inigualables respecto de otros materiales dentales, ya que puede ser utilizado para la construcción de prótesis, férulas, aparatos de ortodoncia, porta impresiones, prótesis totales y en la construcción de placas base.

Para el proceso de polimerización el fabricante debe proporcionar la siguiente información:

- a) Porción polvo- líquido (Polímero- Monómero).
- b) El tiempo, la temperatura y el procedimiento para preparar el material y empaquetarlo.
- c) El tiempo de trabajo después del cual se puede proceder al empaquetado.

- d) El ciclo detallado de tiempos y temperaturas para el procesamiento, calentamiento, enfriamiento y retiro del polímero de la mufla.
- e) Instrucciones sobre la preparación del material procesado.
- f) Una confirmación de unión de los dientes con los polímeros para bases de dentaduras.

Con la anterior información se confirma que es de suma importancia usar las proporciones indicadas por el fabricante, ya que demasiado líquido en el polvo producirá pesos moleculares más bajos y menos líquido no capturará todas las partículas de polvo, ocasionando resequeidad y resquebrajamiento del producto.

Para obtener los valores de calidad de acuerdo a la norma se debe respetar el tiempo y temperatura indicada, en los cuales se inicia y se propaga la polimerización; en esta etapa el material va adquiriendo la consistencia primero arenosa, después filamentosa, plástica, elástica y rígida.

Respetar el tiempo y las temperaturas durante el proceso garantiza que la polimerización se lleve a cabo de forma completa. Dos datos importantes:

- Temperaturas por debajo de 74 °C requiere más tiempo para la polimerización.
- Temperaturas cercanas a los 100 °C, aunque se requiere menos tiempo, se pueden fácilmente alcanzar temperaturas de ebullición del monómero de 108 °C, lo que produce burbujas, porosidad y opacidad, además de reducir las propiedades mecánicas de la prótesis.

Según la normas ADA los acrílicos se pueden clasificar en dos tipos:

- Tipo I. Auto o Quimiopolimerizables.
- Tipo II. Termopolimerizables o Termopocesables.

### **3.2.1 PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS DEL PMMA.**

Por lo general el material se encuentra en polvo o polímero pre polimerizado y un líquido o monómero. Cuando se mezclan, generalmente en proporción 3 a 1 en volumen, y 2 a 1 en peso, se presentan 5 diferentes etapas en el proceso de fabricación:

#### **1. Arenosa.**

La consistencia de la mezcla es “granulosa” o “áspera”.

Las esferas del polímero pueden permanecer inalteradas.

#### **2. Filamentosa**

Al tacto la mezcla es pegajosa.

Algunas cadenas de polímero son dispersadas en el monómero.

Existen algunas cadenas de polímero que aumentan la viscosidad.

#### **3. Pastosa**

En esta etapa es cuando se debe manipular el material para cualquier uso.

Se alcanza este punto en menos de 10 minutos.

La masa es pastosa.

Hay una gran cantidad de polímeros no disueltos.

#### **4. Hulosa o elástica**

La masa rebota cuando se comprime o estira.

No puede ser moldeada por técnicas de compresión.

El monómero es disipado por evaporación, el resto penetra dentro de las esferas de polímero.

#### **5. Rígida**

Luego de cierto tiempo el material empieza a endurecer.

Se ha evaporado todo el monómero libre.

La mezcla esta seca y resiste deformación mecánica.

En el caso de las resinas autopolimerizables, este proceso implica un tiempo máximo de 10 a 15 minutos hasta su etapa final.

En el caso de las resinas termopolimerizables, se sumergen las muflas (molde donde se coloca el acrílico) en agua a diferentes temperaturas con el fin de proporcionar el calor necesario para que se desarrolle la polimerización.

### 3.3 PROCESO DE FABRICACIÓN.

La preparación del material PMMA la realizó apegándome a las instrucciones del fabricante, las cuales, se basan en las normas ADA 12, 13 y 15 en el uso de acrílicos.

En un inicio en recipientes separados con graduación en unidades de volumen mililitros (ml), se coloca el material en polvo y líquido respectivamente. Primero se emplean dos jeringas graduadas en las cuales se vierte los dos materiales en las proporciones recomendadas: 3 ml de polvo por 1 ml de líquido figura 17 a) y b).



a)



b)

*Figura 17. Proporción de mezcla a) 3ml de polvo, b) 1ml de líquido.*

Después se inicia el proceso de mezclado de ambos materiales comenzando por vaciar el polvo poco a poco en el líquido sin olvidar las recomendaciones del fabricante, apegadas a las normas antes mencionadas, figura 18.



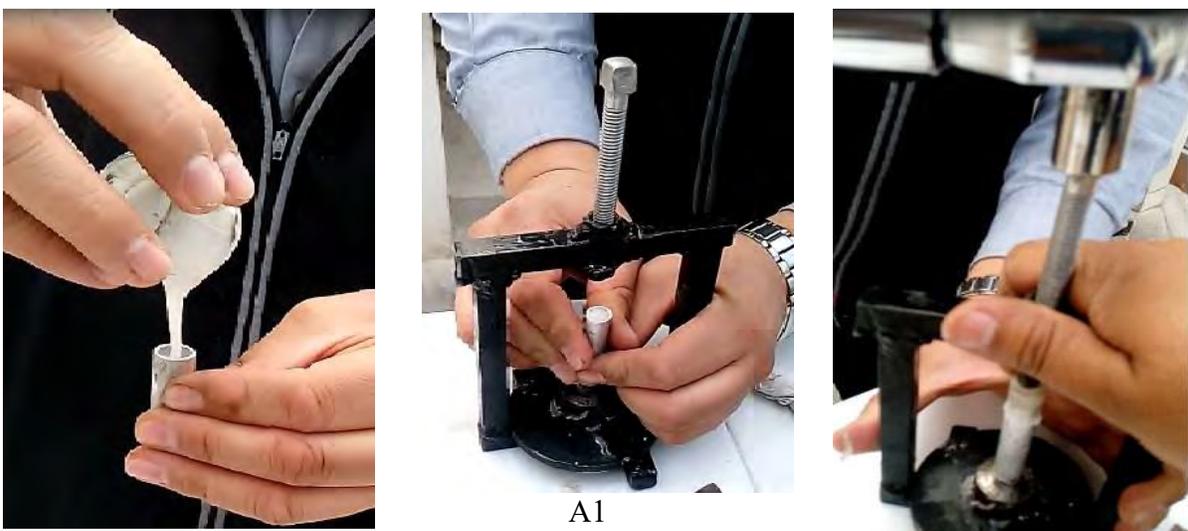
*Figura 18. Integrando los materiales polvo líquido.*

Después de combinar ambos materiales con una espátula, se lleva a cabo la mezcla con movimientos suaves, se cubre y se deja reposar por 10 minutos aproximadamente, a una temperatura ambiente de 15 °C. Esta temperatura es imperativa para el proceso; particular atención debe tomarse en los meses del verano debido a que la temperatura es alta y dificulta el tiempo suficiente para manipular el material figura 19.



*Figura 19. Mezcla final de líquido polvo de PMMA.*

A partir de esta etapa el material pasará por las 5 etapas fisicoquímicas ya mencionadas iniciando con la etapa arenosa, posteriormente filamentosa, en la tercera etapa pastosa se alcanza en 10 minutos aproximadamente después de mezclar ambos materiales y es cuando el material se debe manipular para cualquier uso figura 20.



*Figura 20. Manipulación del PMMA en su etapa pastosa.*

Para la elaboración del polímero, se construyeron varios moldes para contener el material durante el proceso de fabricación, el primer molde utilizado se muestra en la figura 20 y tiene la nominación A1. El propósito de este procedimiento es compactar el material, con el fin de expulsar posibles burbujas atrapadas en el mezclado previo y mejorar las propiedades del polímero resultante. Para establecer una referencia de la presión aplicada, se utilizó un torquímetro automotriz con el cual se aplicó un par de 7 lb/ft sobre el tornillo como se observa en la figura 20.

A continuación se deja reposar el material por 10 minutos para proceder con el proceso de termocurado. Esta etapa se inició sumergiendo la prensa que contiene el material en un recipiente con agua a temperatura ambiente y a presión atmosférica procediendo enseguida a aplicar calor por 30 minutos; durante este periodo se controla la temperatura del agua para que no supere los 60 °C, como se muestra en figura 21.



*Figura 21. Proceso de termo-curado.*

Transcurrido el periodo anterior de 30 minutos, se incrementa la flama para aumentar la temperatura a 75 °C por los siguientes 30 minutos, teniendo cuidado de no superar la anterior temperatura. Finalmente, se deja termo-curar el material por 1 hora adicional a la temperatura de 95 °C. Este proceso de termo-curado se ha llevado a cabo apegándose a las recomendaciones del fabricante, que corresponden a las normas ADA mencionada.



*Figura 22. Enfriamiento y extracción final del material.*

Finalmente, se retira la prensa (mufla en el argot odontológico), y se mantiene el chorro de agua para enfriar el material; al final se deja 10 minutos a temperatura ambiente figura 22. La última etapa en el proceso de termocurado consiste en retirar el molde de la prensa, así como retirar el material acrílico del recipiente molde. La fabricación del acrílico con el perfil cilíndrico del molde, se muestra en la figura 23.



*Figura 23. Muestra obtenida de PMMA.*

### **3.4 ENMUFLADO DE MATERIAL.**

Con objeto de producir probetas de ensayo de PMMA en serie para fatiga ultrasónica, se investigaron diferentes opciones para la prensa utilizada en el proceso de termocurado: los modelos A2 y A3 mostrados en la figura 24, corresponden a la fabricación simultánea de 6 y

9 probetas, respectivamente. La fabricación simultánea de varias probetas no condujo a una disminución de sus propiedades, permitiendo ahorrar tiempos en el proceso de fabricación.



Modelo A2



Modelo A3

**Figura 24. Moldes preliminares para fabricación de probetas.**

El modelo de prensa (mufla), finalmente utilizado en este trabajo corresponde a A4, como se muestra en la figura 25. Esta prensa comprende un total de 5 probetas que se obtienen a partir de dos placas previamente maquinadas con el semi-perfil de las probetas, y presentan la facilidad de extracción al final del proceso mediante la separación de estas placas.



Modelo A4

**Figura 25. Molde utilizado para fabricación de probetas PMMA.**

En la figura 26, muestra algunas probetas cilíndricas obtenidas mediante el proceso previamente descrito.



*Figura 26. Obtención de las probetas.*

Es importante mencionar que el no tomar en cuenta las normas dentales para la manipulación del material, las condiciones ambientales y las recomendaciones del fabricante, puede conducir a resultados de fabricación con defectos o mal formación de piezas a base de PMMA como se muestran en la siguiente figura 27.

En resumen: es importante cuidar las porciones de mezcla, los tiempos de termo-curado, las temperaturas durante el proceso de fabricación del PMMA.



*Figura 27. Proceso de mala fabricación del material PMMA.*

## CAPÍTULO 4.

### OBTENCIÓN Y MAQUINADO DE LAS PROBETAS.

#### 4.1 MAQUINADO DE PROBETAS.

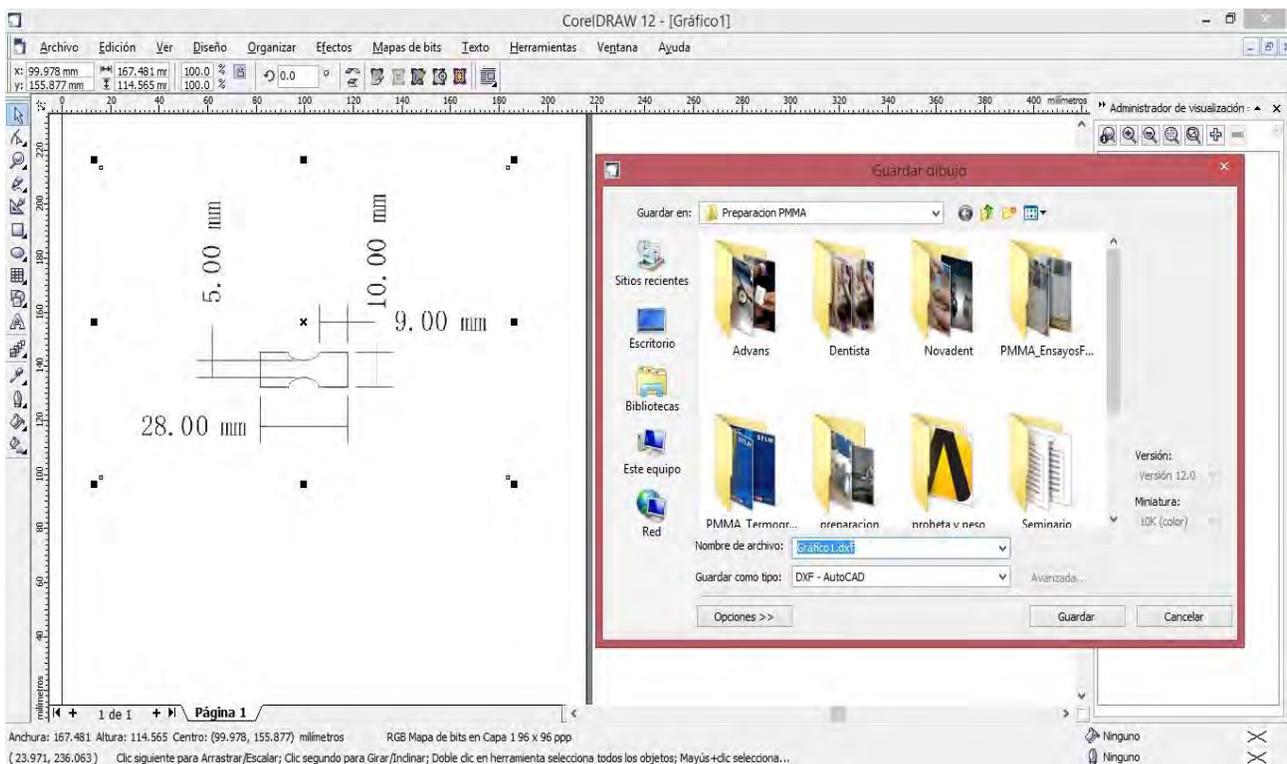
La preparación final de las probetas o especímenes Figura 28, que fueron sometidas a ensayos de fatiga ultrasónica, es una de las tareas que involucran una gran cantidad de trabajo adicional. La fabricación y el maquinado de las dimensiones de la probeta son de particular importancia para la puesta en marcha de los ensayos de fatiga ultrasónica. El tipo de probetas a maquinadas corresponden al perfil de reloj de arena; es decir, probetas de sección transversal circular que previamente se fabricaron con espesor de 10 mm de diámetro y longitud de 5 mm Figura 28.



*Figura 28. Maquinado final de probetas de PMMA.*

## 4.2 DESARROLLO DEL DIAGRAMA Y CONVERSION A CODIGO G PARA EL MAQUINADO DE PROBETAS.

Las dimensiones de la probeta, obtenidas de la simulación en Ansys, son necesarios para la generación de un código G, el cual, se utiliza para el proceso de maquinado mediante una máquina de control numérico (CNC) para seguir el procedimiento de desbaste respetando las dimensiones finales. Previamente se realizó el diagrama de la probeta con las dimensiones determinadas en el software CorelDRAW12 o AutoCAD, Figura 29. La imagen se guarda en formato .DXF, el cual será interpretado y convertido a código G por el software MACH3 de un mini torno automatico utilizado para estos fines. Tabla 4.



*Figura 29. Dimensiones y extensión de formato dxf.*

Debido a las dimensiones reducidas de las probetas, se utiliza un torno semi-industrial a escala (en pequeña dimensión) de la marca Sherline de origen USA, el cual se encuentra automatizado para el desarrollo del maquinado, Figura 30.



**Figura 30. Torno Sherline.**

**Tabla 3. CÓDIGO G, GENERADO CON Mach3 A PARTIR DEL FORMATO GUARDADO DE LAS DIMENSIONES DE LA PROBETA.**

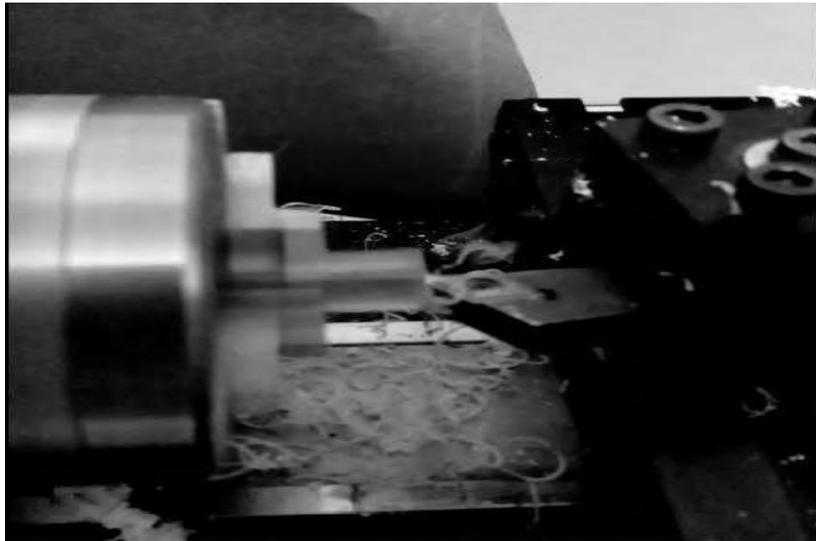
```

%o001 (4mm)
G54; (posicionamiento rapido)
G21; (mm)
M43; (selección de transmisión)
M03; (prender chuck)
M08; (Refrigerante)
F120; (avance mm/min)
G00 X0 Z0; (cero pieza)
G00 X-3 Z0;
G03 X-0.5 Z5 R-6.25;
G03 X-3 Z10 R-6.25;
G00 X-2.5 Z0;
G03 X0 Z5 R-6.25;
G03 X-2.5 Z10 R-6.25;
G00 X-2 Z0;
G03 X0.5 Z5 R-6.25;
G03 X-2 Z10 R-6.25;
G00 X-1.5 Z0;
G03 X1 Z5 R-6.25;
G03 X-1.5 Z10 R-6.25;
G00 X-1 Z0;
G03 X1.5 Z5 R-6.25;
G03 X-1 Z10 R-6.25;
G00 X-0.5 Z0;
G03 X2 Z5 R-6.25;
G03 X0.5 Z10 R-6.25;
G00 X0 Z0;
G03 X2.5 Z5 R-6.25;
G03 X0 Z10 R-6.25;
G01 X-3;
M02;

```

En la Tabla 4, se muestra por cada código G00 se reinicia el proceso de maquinado, con 7 repeticiones es suficiente para obtener el maquinado final de cada probeta con las dimensiones adecuadas.

El primer paso se lleva a cabo un refrentado con el torno en uno de los extremos de cada una de las probetas fabricadas, como se muestra en la Figura 31.



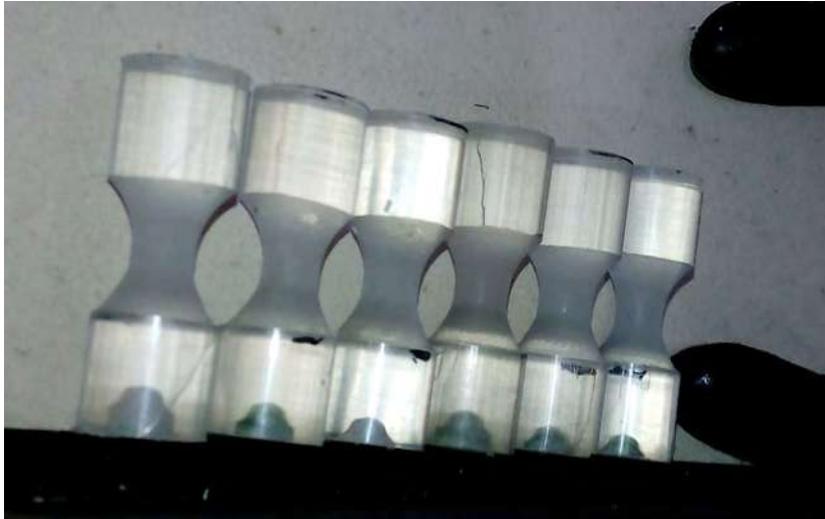
*Figura 31. Refrentado inicial en uno de los extremos de la probeta.*

El siguiente paso es el maquinado de la parte estrecha de la probeta, inicialmente se marca la referencia de inicio en el software y coloca la herramienta en la marca inicial dejando el arranque automático de la máquina, figura 32.



*Figura 32. Referencia inicial y maquinado de cintura.*

Los resultados finales se muestran en la figura 33, el proceso se repitió para todas las probetas ensalladas. Para corroborar la dimensión del diámetro en la cintura de la probeta, se utilizó un vernier digital comprobándose la dimensión de 5mm de diámetro.



*Figura 33. Probetas finales maquinadas.*

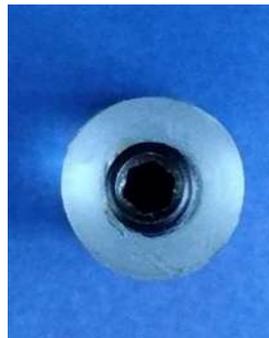
#### **4.3 ETAPA FINAL DE FABRICACIÓN.**

La etapa final en el maquinado de las probetas, consiste en la perforación en uno de los extremos con profundidad de 6 mm y maquinado de rosca interna, para poder alojar un perno, el cual permitirá el acople de la probeta a la máquina de fatiga ultrasónica figura 34.



*Figura 34. Fabricación de rosca interna en probeta.*

Las probetas terminadas para ser sometidas a los ensayos de fatiga a alto número de ciclos se muestran en la figura 35.



*Figura 35. Probetas con pernos para ensayos de fatiga ultrasónica.*

Para llevar a cabo los ensayos experimentales se fabrica alrededor de cien probetas, destinadas a los ensayos preliminares y pruebas finales de fatiga.

## CAPÍTULO 5.

### ENSAYOS EN FATIGA ULTRASÓNICA DEL POLIMERO METILMETACRILATO USADO EN LA INDUSTRIA MÉDICA.

#### 5.1 RESULTADOS FINALES.

Para realizar los ensayos en fatiga ultrasónica se utiliza una columna de ensayos, la cual, consta principalmente de un booster, un sonotrodo y un piezoeléctrico. Esta columna genera una frecuencia de 20 KHz cuya salida electrónica se conecta a un dispositivo piezoeléctrico, en donde se convierte la vibración electrónica de alta frecuencia en vibración mecánica del mismo valor, figura 36. Las vibraciones mecánicas obtenidas a la salida del piezoeléctrico son alrededor de  $20\mu\text{m}$ , por lo que fue necesario conectar un booster que es un multiplicador con ganancias máximas de 2.5 y un sonotrodo con ganancia de 2.75.



*Figura 36. Conjunto generador, Piezoeléctrico y multiplicador.*

Los desplazamientos en el extremo libre de las probetas se calibran mediante un proceso de medición de voltaje, el cual se registre en el generador de frecuencia. En condiciones de fatiga mecánica, el rango de comportamiento lineal de la probeta, los desplazamientos en los extremos de la misma son funciones lineales del voltaje aplicado en el generador.

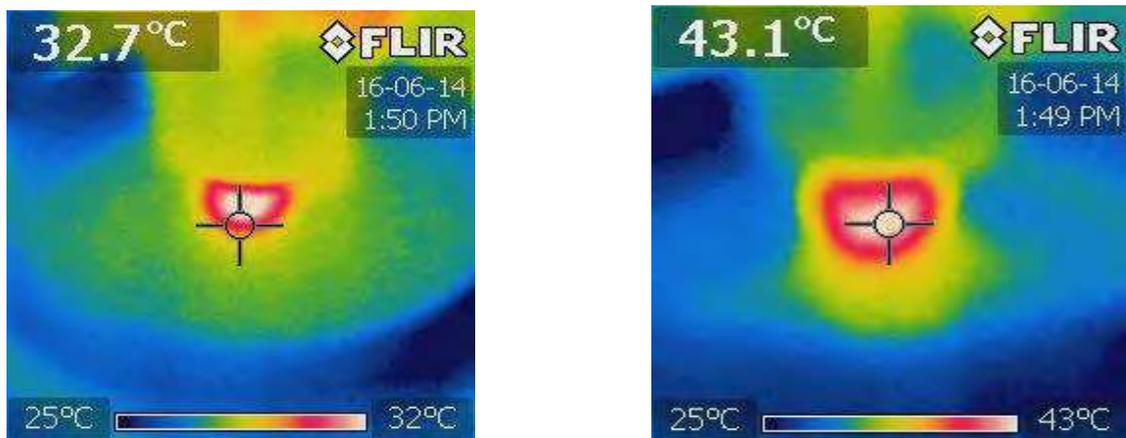
## 5.2 ENSAYOS PRELIMINARES.

En los ensayos preliminares de las probetas llevados a cabo, se constata que estas trabajaron correctamente con la máquina de fatiga ultrasónica, puesto que entran en resonancia con esta última. En caso de no cumplirse la condición de resonancia, la máquina se para automáticamente.

Se tomaron imágenes termográficas de la temperatura con medidor laser y cámara termográfica para corroborar que el máximo esfuerzo se localiza en la parte más estrecha de la probeta figura 37 a la intemperie y figura 38 sumergidas en agua simulando la saliva humana (ph =7).

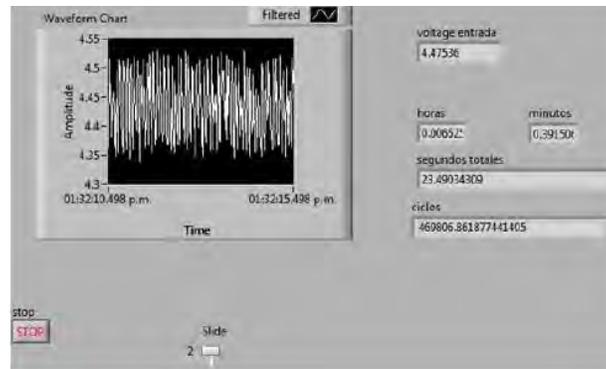


*Figura 37. Probetas sometidas a fatiga ultrasónica.*



*Figura 38. Probetas sometidas a fatiga ultrasónica sumergidas en agua.*

La inmersión en agua simulando la acidez de la saliva humana, presenta nuevamente una concentración de esfuerzos en la parte estrecha de la probeta como se aprecia en la figura 38. En la puesta en marcha de las probetas de prueba mostradas en la figura 37, el generador envía la señal de paro de emergencia, ocasionando que se detenga el ensayo y los datos se resguardan en la pc de forma simultánea a esta acción, en la pantalla de control queda indicado el tiempo de vida de la probeta, figura 39.



*Figura 39. Aplicación en Lab VIEW.*

### 5.3 PUESTA EN MARCHA DE ENSAYOS EN FATIGA ULTRASÓNICA.

Debido al incremento considerable de temperatura, los ensayos en alto número de ciclos se realizaron en inmersión en agua figura 40.



a)



b)

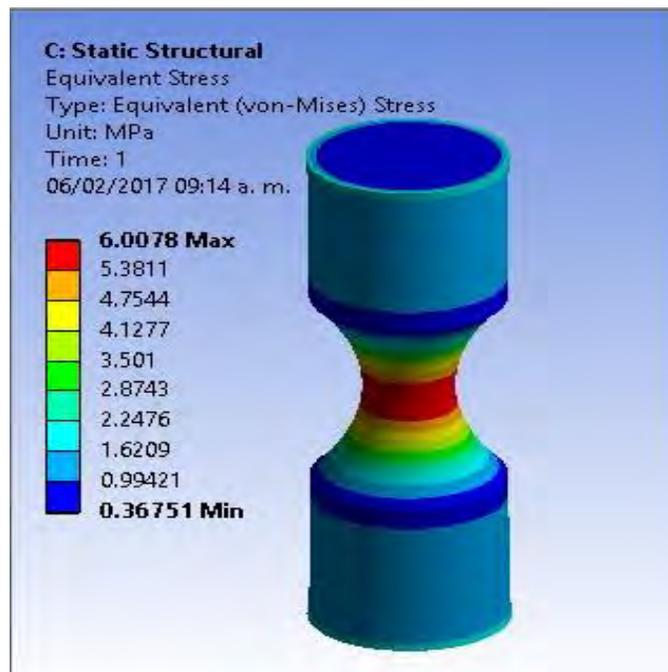
*Figura 40. Ensayos sin inmersión a) y con inmersión de agua b).*

Con una docena de probetas por nivel de voltaje correspondiente a un esfuerzo inducido, se realizaron los ensayos con los niveles de voltaje más bajo del generador de alta frecuencia (10 a 15 Volts) figura 41.



*Figura 41. Probetas para ensayos en fatiga ultrasónica.*

Se dispuso del equipo de ensayos en fatiga ultrasónica, que es capaz de provocar un desplazamiento en el extremo libre de la probeta de  $0.9 \mu\text{m}$  por volt del generador. Para el caso de 10 volts (correspondientes a  $9 \mu\text{m}$  de desplazamiento), el esfuerzo máximo en la parte estrecha de la probeta fue de 6 MPa aproximadamente, como se muestra en la figura 42 (el límite inferior de voltaje en el generador corresponde a 10 volts).



*Figura 42. Esfuerzo inducido para  $9 \mu\text{m}$  de desplazamiento.*

El esfuerzo inducido de 6 MPa en la parte más estrecha de la probeta, corresponde a un 9.6% del límite elástico del material PMMA; dicho esfuerzo resulta muy por debajo del límite elástico del polímero (62 MPa). Esta última condición permite un controlar sobre la disipación de calor y mantener una temperatura de ensayos debajo de la temperatura de transformación vítrea del PMMA.

#### 5.4 RESULTADOS DE ENSAYOS.

Los resultados en fatiga son registrados en relación al esfuerzo inducido y el número de ciclos de vida del material. En la Tabla 5, se presentan un listado de parámetros para los ensayos de fatiga ultrasónica:

Voltaje aplicado en el generador, desplazamiento inducido en la probeta, Máximo esfuerzo inducido, % de límite elástico correspondiente y límite elástico del material.

**Tabla 4. LISTADO DE PARAMETROS EN LA ZONA ESTRECHA DE LAS PROBETAS PARA LA RELACIÓN 0.9  $\mu\text{m}$  POR VOLT.**

Voltaje	Desplazamiento $\mu\text{m}$	Máximo esfuerzo Von Mises (MPa)	% del límite elástico (MPa)	Límite elástico (MPa)
10	9	5.96	9.612903226	62
11	9.9	6.56	10.58064516	62
12	10.8	7.15	11.53225806	62
13	11.7	7.75	12.5	62
14	12.6	8.34	13.4516129	62
15	13.5	8.94	14.41935484	62

En la tabla anterior se presentan los valores correspondientes a los voltajes de 10 a 15 volts, correspondientes al rango de voltaje aplicado para estos ensayos de fatiga ultrasónica.

Una vez conocidos los esfuerzos obtenidos que se generan a determinados valores de voltaje, se procede a realizar los ensayos en fatiga ultrasónica, destinando una docena de especímenes para cada nivel de voltaje aplicado, Tabla 6.

**Tabla 5. RESULTADOS DE FATIGA ULTRASONICA EN EL PMMA (Inmersión en agua).**

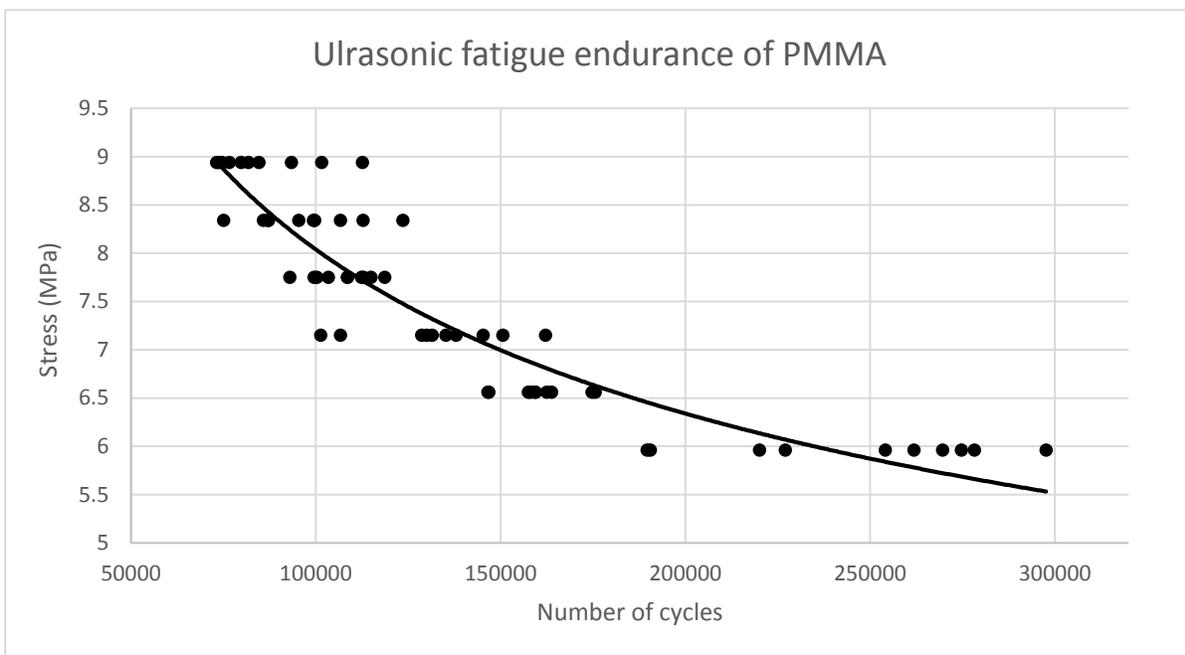
CANTIDAD	No.PROBETA	PESO gr	DIMENSION mm	TIEMPO seg	CICLOS	VOLTS	% Esfuerzo	E. Von Mises
1	27	1.9	2.85	13.09	261894	10	9.612903226	5.96
2	28	1.86	2.85	12.07	254134	10	9.612903226	5.96
3	29	1.92	2.85	13.58	269660	10	9.612903226	5.96
4	30	1.84	2.85	14.88	297637	10	9.612903226	5.96
5	31	1.95	2.9	13.91	278275	10	9.612903226	5.96
6	9	2.1	2.9	13.73	274775	10	9.612903226	5.96
7	14	2.3	2.9	11	220092	10	9.612903226	5.96
8	70	1.84	2.9	9.48	189710	10	9.612903226	5.96
9	71	1.95	2.9	9.65	190560	10	9.612903226	5.96
10	72	2.1	2.85	11.35	227092	10	9.612903226	5.96
11	75	2.3	2.85	11.89	237914	10	9.612903226	5.96
12	76	2.3	2.85	10.46	209272	10	9.612903226	5.96
CANTIDAD	No.PROBETA	PESO gr	DIMENSION mm	TIEMPO seg	CICLOS	VOLTS	% Esfuerzo	E. Von Mises
1	15	1.94	2.85	7.9	159549	11	10.58064516	6.56
2	16	2.13	2.85	7.9	158149	11	10.58064516	6.56
3	17	2.15	2.85	8.1	162520	11	10.58064516	6.56
4	18	2.09	2.95	8.19	163869	11	10.58064516	6.56
5	19	1.98	2.9	7.34	146888	11	10.58064516	6.56
6	20	2.13	2.9	8.74	174800	11	10.58064516	6.56
7	21	2.02	2.85	7.87	157509	11	10.58064516	6.56
8	22	1.9	2.85	7.96	159229	11	10.58064516	6.56
9	23	1.96	2.9	7.32	146568	11	10.58064516	6.56
10	24	2.02	2.9	8.78	175600	11	10.58064516	6.56
11	77	1.9	2.9	10.01	200251.45	11	10.58064516	6.56
12	78	1.96	2.9	8.65	173069	11	10.58064516	6.56
CANTIDAD	No.PROBETA	PESO gr	DIMENSION mm	TIEMPO seg	CICLOS	VOLTS	% Esfuerzo	E. Von Mises
1	61	2.02	2.85	7.53	150668	12	11.53225806	7.15
2	62	1.9	2.85	6.89	137987	12	11.53225806	7.15
3	63	1.96	2.9	8.1	162169	12	11.53225806	7.15
4	64	2.02	2.9	7.26	145308	12	11.53225806	7.15
5	65	1.9	2.9	5.33	106686	12	11.53225806	7.15
6	66	1.96	2.9	6.57	131547	12	11.53225806	7.15
7	67	1.94	2.85	5.06	101385	12	11.53225806	7.15
8	68	2.13	2.85	6.76	135207	12	11.53225806	7.15
9	69	2.15	2.85	6.5	130067	12	11.53225806	7.15
10	70	2.09	2.95	6.43	128667	12	11.53225806	7.15
11	79	1.98	2.9	8.91	178390.2	12	11.53225806	7.15
12	80	2.13	2.9	10.31	206391.8	12	11.53225806	7.15
CANTIDAD	No.PROBETA	PESO gr	DIMENSION mm	TIEMPO seg	CICLOS	VOLTS	% Esfuerzo	E. Von Mises
1	12	1.95	2.9	5.01	100285	13	12.5	7.75
2	13	2.15	2.85	5.74	114986	13	12.5	7.75
3	38	2.23	2.95	4.97	99545	13	12.5	7.75
4	39	2.1	2.9	5.42	108566	13	12.5	7.75
5	40	2.3	2.9	5.61	112346	13	12.5	7.75
6	41	1.84	2.9	5.16	103385	13	12.5	7.75
7	42	1.95	2.9	5.43	108606	13	12.5	7.75
8	43	2.1	2.85	4.64	92985	13	12.5	7.75
9	44	2.3	2.85	5.93	118706	13	12.5	7.75
10	45	2.3	2.85	5.64	112886	13	12.5	7.75
11	81	2.3	2.85	7.67	153548.78	13	12.5	7.75
12	82	2.1	2.8	7.56	157248.99	13	12.5	7.75

CANTIDAD	No.PROBETA	PESO gr	DIMENSION mm	TIEMPO seg	CICLOS	VOLTS	% Esfuerzo	E. Von Mises
1	51	1.94	2.85	4.29	85804	14	13.4516129	8.34
2	52	2.13	2.85	4.98	99685	14	13.4516129	8.34
3	53	2.15	2.85	3.75	75024	14	13.4516129	8.34
4	54	2.09	2.95	5.63	112786	14	13.4516129	8.34
5	55	1.98	2.9	4.36	87244	14	13.4516129	8.34
6	56	2.13	2.9	4.77	95400	14	13.4516129	8.34
7	57	1.95	2.9	4.96	99345	14	13.4516129	8.34
8	58	2.15	2.85	5.33	106706	14	13.4516129	8.34
9	59	2.23	2.95	4.35	87024	14	13.4516129	8.34
10	60	2.1	2.9	6.18	123600	14	13.4516129	8.34
11	83	2.3	2.9	4.74	94885.4	14	13.4516129	8.34
12	84	1.84	2.9	6.5	130127.4	14	13.4516129	8.34

CANTIDAD	No.PROBETA	PESO gr	DIMENSION mm	TIEMPO seg	CICLOS	VOLTS	% Esfuerzo	E. Von Mises
1	8	2.09	2.8	5.08	101605	15	14.41935484	8.94
2	10	1.97	2.8	3.83	76603	15	14.41935484	8.94
3	11	2.23	2.9	4.23	84604	15	14.41935484	8.94
4	25	2.23	2.9	4.09	81804	15	14.41935484	8.94
5	37	2.19	2.95	3.68	73745	15	14.41935484	8.94
6	46	1.95	2.9	4.67	93405	15	14.41935484	8.94
7	47	2.15	2.85	3.99	79804	15	14.41935484	8.94
8	48	2.23	2.95	3.65	73144	15	14.41935484	8.94
9	49	2.1	2.9	3.73	74604	15	14.41935484	8.94
10	50	2.3	2.9	5.63	112606	15	14.41935484	8.94
11	85	1.84	2.9	5.4	108166.18	15	14.41935484	8.94
12	86	1.84	2.9	6.06	121366.4	15	14.41935484	8.94

La grafica correspondiente a los ensayos en fatiga ultrasónica del material PMMA sumergidos en agua se presenta en la figura 43.



**Figura 43. Gráfica de Wöhler.**

En la gráfica anterior se marca una línea de tendencia de los puntos de dispersión, correspondientes a una tendencia logarítmica que obedece a la ecuación :

$$y = -0.5\ln(x) + 14.67 , \text{ obtenida con la ayuda de Excel.}$$

La finalidad de realizar los ensayos en inmersión de agua, es para mantener la temperatura muy inferior a la temperatura de transformación vítrea de este material que es de alrededor de 105 C°.

Las variaciones de vida en fatiga ultrasónica del material PMMA son limitadas y presentan una tendencia como se observa en a la figura 43. El agua, como medio refrigerante utilizado parece no influir de manera importante en la vida en fatiga de este material polímero.

Se han obtenido resultados de fatiga por ultrasonidos en los especímenes de PMMA, Bajo una tasa media de estrés nula  $R = -1$  y se sumerge en un líquido que simula la saliva humana. En la Figura 43 se trazan los puntos experimentales y la correspondiente curva de regresión no lineal S-N.

La ecuación de regresión potencial es:  $S = 415.41N^{-0.343}$ , donde S es la tensión elevada en la sección del cuello de la muestra y N el número de ciclos de vida de fatiga ultrasónica.

La naturaleza del PMMA es viscoelástica que presenta una deformación dependiente del tiempo, lo que conduce a la dependencia de la frecuencia y temperatura bajo pruebas de fatiga convencional (Huang et al., 2014, Cheng et al., 1990, Osswald, 2010). Entre 1 y 100 Hz, las tasas de crecimiento de fisura por fatiga (FCG) disminuyen a medida que la frecuencia de fatiga en el PMMA (Jia et al., 2006). A la frecuencia de fatiga ultrasónica de 20 KHz realizada en este estudio, se espera un efecto moderado de frecuencia sobre la tasa FCG, ya que la deformación y estrés aplicados son muy bajos: 9 MPa de tensión máxima aplicada y menos de 0,1% de deformación: las tasas de deformación presentan un efecto moderado sobre PMMA a niveles muy bajos de tensión y valores de tensión (Osswald, 2010).

Tres fenómenos principales están relacionados con las pruebas de fatiga en materiales poliméricos: calentamiento histérico, fluencia y sensibilidad a la velocidad (ASM International 2003, Liu et al., 2009, Jin et al., 2015). El amortiguamiento interno de los polímeros induce el calentamiento histérico bajo carga cíclica, que se representa por el desfase de la tensión y la deformación durante el tiempo de carga: incluso si el área de los lazos de histéresis no varía significativamente con la frecuencia (Liu et al., 2008 ), El

aumento de frecuencia induce una disminución en la deformación y, en consecuencia, una disminución de la energía de disipación total del bucle.

Bajo muy alta frecuencia de 20 KHz, baja carga de 9 MPa y muy baja deformación (menos del 0,1%), El calentamiento de histéresis fue controlado por inmersión de la muestra en agua, llegando a la temperatura más alta de solamente el 59% (65 ° C), de la temperatura de transición vítrea de este material en la sección de cuello del espécimen, lo que permite asumir un dominio mecánico predominante sobre el dominio térmico.

Con respecto al efecto de fluencia, se observa comúnmente en pruebas de fatiga de materiales poliméricos, particularmente para relación de carga de esfuerzo medio no nula (R-1) (Lin et al., 2011). Las dimensiones de los especímenes ensayados en este trabajo fueron medidos antes y después de la carga ultrasónica bajo carga  $R = -1$ , dando lugar a muy baja variación de las dimensiones y, por tanto, no se consideró ningún efecto de fluencia en estas condiciones. Además, la sensibilidad a la velocidad de deformación del PMMA se ha estudiado mediante mediciones de nanoindentación (Jin et al., 2015), y los principales hallazgos de este trabajo fueron: a) la fuerza de carga aumenta a medida que la velocidad de deformación aumenta para alcanzar el mismo desplazamiento, Como consecuencia de la relajación viscosa (disminución de la deformación viscosa durante la carga), que es mayor con tasas de deformación más bajas, b) el módulo elástico y la dureza aumentan a un valor asintótico con el aumento de la velocidad de deformación. La tasa de deformación bajo la prueba de fatiga ultrasónica de PMMA fue cercana a  $6,4 S^{-1}$ , y no se aplicó ninguna variación de la velocidad de deformación; Por lo tanto, no se estudió la sensibilidad a la velocidad de deformación bajo la última condición.

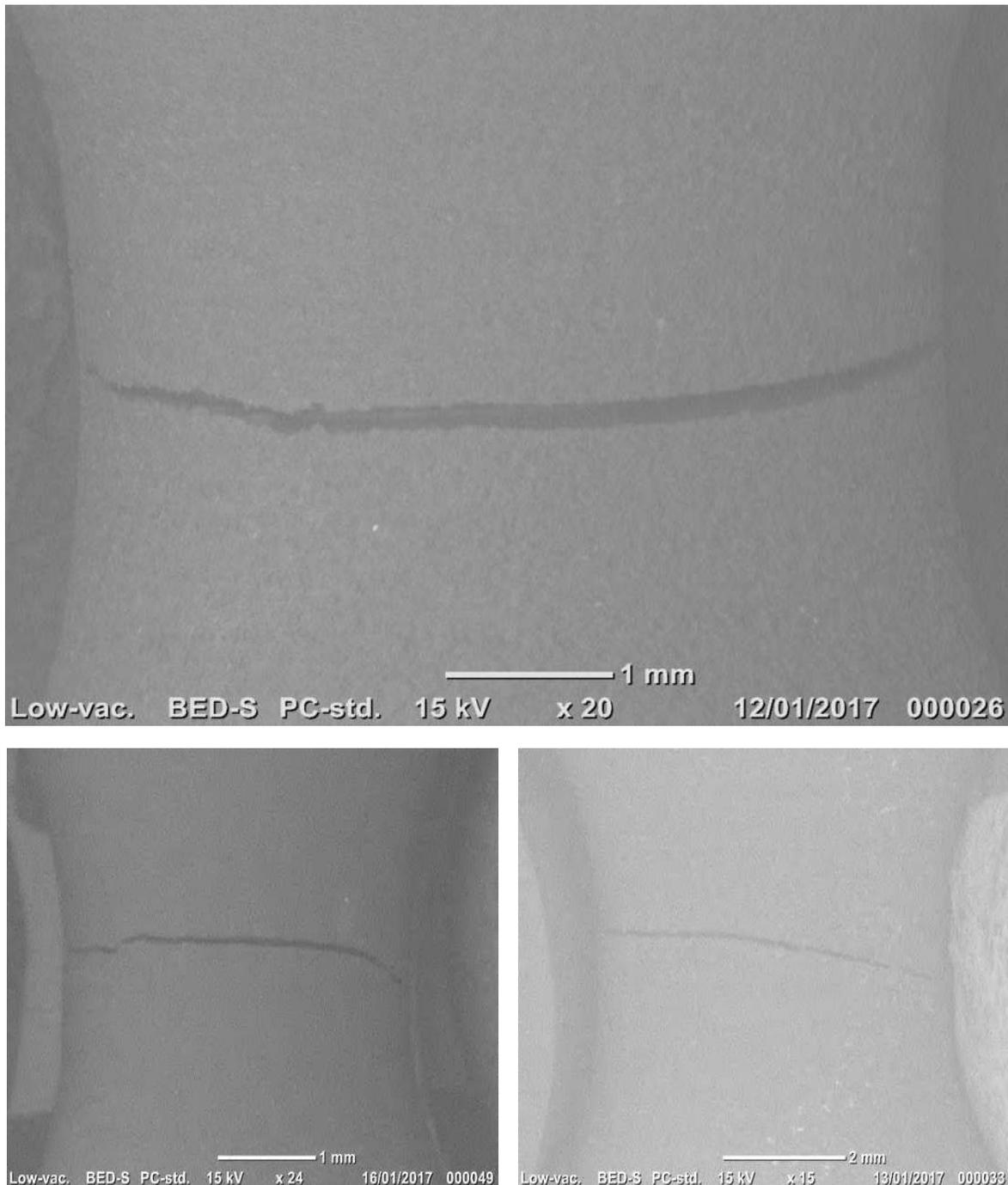
## 5.5 IMÁGENES DE FRACTURAS.

En la siguiente figura 44, se muestran las imágenes de la fractura de la probeta sometida a fatiga ultrasónica, correspondiente al nivel más bajo de carga del generador de 10V.



*Figura 44. Imágenes de superficie de fisura, muestra ensayada a 9.61% del límite elástico del material.*

La línea de fractura se localiza en la parte más estrecha de la probeta como se esperaba, puesto que los mayores esfuerzos se localizan en esa parte. El resto de las imágenes correspondientes a los distintos niveles de voltaje muestran el mismo patrón de fractura, figura 45.



**Figura 45. Fracturas Arriba a 10V, inferior izquierda 13V e inferior derecha 15V.**

En la figura 45, se representan las superficies de fractura para los especímenes de prueba a 5.96 MPa de carga. La iniciación de la grieta de PMMA bajo carga ultrasónica es claramente un fenómeno de fractura dinámica donde la velocidad inicio de fractura ha sido superior a  $10^{-1}$  m/s, que lleva a no asumir ningún efecto importante de agua en la grieta de iniciación y propagación que la rodea (Michalske y Frechette, 1980, Josserand et al., 1995). Aunque se observa deformación micro-plástica en las superficies de fractura, se atribuye a la alta frecuencia de carga, no a la plastificación en la punta de la grieta inducida por el agua. Diversos mecanismos han sido citados entre los líquidos circundantes y polímeros sometidos a baja velocidad de propagación de fractura, tales como: interacciones físico-químicas (Domínguez et al., 2015), superficie de tensión, rotura del enlace de hidrógeno o la absorción de la energía elástica por el líquido; ninguno de estos mecanismos se consideran en este trabajo, debido a la velocidad de punta de grieta bajo carga ultrasónica. Una principal diferencia entre fractura cuasi-estática y dinámica fractura es las ondas de tensión en las superficies de fractura en esta última, como se muestra en las figuras (Gonzales et al., 2016); Además, debajo de las tasas de carga dinámica el factor de intensidad de tensión de punta de la grieta aumenta proporcionalmente, conduce a una resistencia más alta de material para propagación (Weerasooriya et al., 2006). Para evaluar el umbral de gama factor de tensión intensidad de este material polimérico sumergido en el agua y debajo de la prueba de fatiga ultrasónica, un espécimen de tensión compacto (CT) se fabricó siguiendo el mismo procedimiento que el anterior para la muestra de hueso de perro, pero esta vez con dimensiones según la norma ASTM E647 00:  $W = 42$  mm,  $B = 6$  mm,  $h = 42$  mm y  $un = W/3 = 14$  mm.

## CONCLUSIONES

El desarrollo de las pruebas han permitido observar el comportamiento del material metilmetacrilato (PMMA), sometido a ensayos en fatiga ultrasónica a 20 KHz.

En estudios previos, se observó la dificultad de separar el efecto por degradación térmica del efecto puramente mecánico o por fatiga mecánica.

Todo fenómeno de fatiga mecánica implica un grado de disipación térmica, es sabido que la disipación térmica en este tipo de materiales es muy baja y que a pesar de su resistencia a la temperatura, se presenta este tipo de problema en un periodo de tiempo relativamente corto después de iniciar el ensayo.

Se utilizó como medio de enfriamiento el agua, con un PH similar a la saliva humana.

La finalidad de esta implementación, fue la de mantener los ensayos a una temperatura mínima posible, por debajo de la temperatura de transición vítrea del material, durante su desarrollo y asegurar que el resto de las pruebas cumplieran con la misma condición.

Se llevaron a cabo ensayos antes de obtener las condiciones adecuadas principalmente de temperatura.

Las tareas realizadas a lo largo de la tesis, tenía como finalidad el diseño de un perfil de prueba que cumpla con la condición de resonancia y que posea un cuello relativamente pequeño en la zona media de dicho espécimen, a través de la cuál se pudiera disipar energía de forma más rápida y que los esfuerzos inducidos en la zona estrecha de la probeta fueran limitados entre 9% y 15% del límite elástico de este polímero.

Es de suma importancia cumplir con los requisitos necesarios y dominio de la técnica de preparación y manipulación del material polímero PMMA para la elaboración de los especímenes de prueba, un dato importante de la preparación del material a base de polímero y monómero de metacrilato es la relación de 1:3 de mezcla, previamente medidos o pesados.

La técnica empleada es la de espolvoreado y goteo, donde se une polvo y líquido, hasta llegar a la altura del homogenizado a confeccionar. Esta técnica fue empleada ya que es la técnica empleada para la elaboración de piezas dentales en los laboratorios de prótesis dentales.

Respecto a las superficies de fracturar de las probetas sometidas a ensayos, uno de los detalles importantes es que algunas probetas presentaron separación total entre ellas y otras no, solo presentaron la aparición de la grieta a lo largo del perímetro de la zona estrecha, justo en la parte central de la probeta. Se esperaba la separación en dos partes debido a la fractura, tal como se observa en estudios previos tanto de plástico como de algún material metálico. Serán necesarios estudios posteriores para evaluar el comportamiento de la fractura en este tipo de polímero.

Todos los resultados observados y analizados permiten concluir:

Las pruebas de fatiga ultrasónica se han realizado en un auto fabricado de PMMA bajo desplazamientos bajos, aplicada la inmersión en agua ( $\text{pH} = 7$ ).

El proceso de polimerización de termo curado se utilizó para cada una de las probetas de PMMA sometidas a fatiga ultrasónica.

La temperatura más alta de la prueba era mantener baja ( $65^\circ \text{C}$ , correspondientes a 59% de la temperatura de transición vítrea del polímero), suponiendo predominante mecánico dominio sobre dominio térmico.

El Von Mises rango de estrés aplicado sobre este material polimérico fue de  $\approx 6$  a  $\approx 9$  MPa, que cubren la gama superior de mordedura humana: 5 – 8 MPa (Koc et al., 2010).

Resistencia de la fatiga ultrasónica de PMMA con inmersión en el agua estaba cerca de 75.000 ciclos cuando la carga aplicada fue 9 MPa; Esta propiedad mecánica era cerca de 270.000 ciclos con 6 MPa de carga aplicada.

En la frecuencia ultrasónica fatiga, efecto moderado de la frecuencia se espera que en la tasa de la FCG con baja tensión aplicada y tensión.

El grado de deformación en pruebas de fatiga ultrasónica de PMMA se mantuvo sin variación; por lo tanto, no hay sensibilidad tasa de tensión era considerado bajo esta modalidad de pruebas de fatiga.

Fractura dinámica se observó en el PMMA bajo fatiga ultrasónica con fractura de velocidad superando 10 -1 m/s, lleva a no esperar ningún efecto importante de agua en la grieta de iniciación y propagación que la rodea.

Ondas de esfuerzo se han observado en las superficies de fractura del espécimen de la prueba, que indica una fractura dinámica predominante.

Resultados experimentales muestran que el umbral de tensión intensidad factor gama ( $\Delta K_{TH}$ ), estaba cerca de  $3,7 \text{ MPa } m^{0.5}$  bajo esta modalidad de pruebas de fatiga, con poco desplazamiento y carga aplicada y la inmersión en agua.

### **TRABAJOS FUTUROS**

La adaptación de un reductor o diseño de una máquina que permita realizar ensayos en fatiga ultrasónica para reducir el esfuerzo inducido en la zona estrecha de la probeta, es necesaria para este tipo de materiales polímeros, como un trabajo futuro.

## PUBLICACIONES

•JCR, Ultrasonic Fatigue Testing on the Polymeric Material PMMA, Used in Odontology Applications. **Publicación arbitrada.** ISSN: 2452-3216, Procedia Structural Integrity.

•XXIV Italian Group of Fracture Conference, Urbino, Italy. Ultrasonic Fatigue Testing on the Polymeric Material PMMA, Used in Odontology Applications. 1-3 March 2017. **Presentación en congreso.**

•JCR, Ultrasonic Fatigue Tests on the Nafion Proton Exchange Membrane, Under the Modality of Three Points Bending. **Publicación arbitrada.** ISSN: 2452-3216, Procedia Structural Integrity.

•XXIV Italian Group of Fracture Conference, Urbino, Italy. Ultrasonic Fatigue Tests on the Nafion Proton Exchange Membrane, Under the Modality of Three Points Bending. 1-3 March 2017. **Presentación en congreso.**

•**Ponencia** “Análisis de la Resistencia en Fatiga Ultrasónica en Polímeros de Aplicación Médica.” En el Primer Seminario de Ingeniería MEATAL MECÁNICA Memoria del Trabajo enviado con ISBN: **En trámite.** Noviembre 24 y 25 del 2016.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] Infante, Rebeca. Polímeros biodegradables, biopolímeros, ingeniería de tejidos, cáncer y odontología. Universidad de Valladolid, España. noviembre 2010
- [2] Sauer J. A., Richardson G.C. Fatigue of Polymers. College of Engineering, Rutgers University, New Brunswick, N.J. USA. International of Journal of Fracture, Vol. 16, No. 6, December 1980.
- [3] Hertzberg R. W., Nordberg H. Department of Metallurgy and Materials Science. Manson J. A. Department of Chemistry, Lehigh University, Bethlehem, PA., USA Fatigue Crack Propagation in Polymeric Materials. Journal of Materials Science 5 521-526
- [4] Koichi FUJII., Fatigue Properties of Acrylic Denture Base Resins, Dental, Department of Dental Materials Science, Kagoshima University Dental School 1208-1 Usuki, Kagoshima 890, Japan. 12 October 1989, Materials Journal 8(2):243-259, 1989
- [5] Domínguez Almaraz G.M., Correa Gómez E. Ultrasonic Fatigue Endurance Investigation on Plastic Material Nylon 6. Materials Sciences and Applications, 2011,2,1293-1297. DOI:10.4236/msa.2011.29174 Published Online September 2011 (<http://www.SciRP.org/journal/msa>). ISSN Print: 2153-117X. ISSN Online: 2153-1188.
- [6] Duga J.J., Fisher W.H., Buxbaum R.W., Rosenfeld A.R., Mc Millan S.C., The economic effects of fracture in the United States, Part 2-A report to NBS by Batelle Columbus Laboratories, Technical Report, Special Publication, 1983.
- [7] Domínguez Almaraz G.M., Guzmán Tapia M., Patente: “Máquina para pruebas de fatiga en flexión rotativa, a gran número de ciclos”, número de patente: MX276818, recibida en mayo 2010.
- [8] Domínguez Almaraz G.M., Avila Ambriz J.L., Cadenas Calderon E., “Fatigue endurance and crack propagation under rotating bending fatigue tests on aluminum alloy AISI 6063-T5 with controlled corrosion attack”, Engineering Fracture Mechanics, 2012, Vol. 93, pp. 119-131.

- [9] Domínguez Almaraz G.M., Correa Gómez E., Quintana Zepeda V.H., Gómez Sánchez A. Ultrasonic Fatigue Tests on Plastic Material: “Nylomaq”. Fifth International Conference on Very High Cycle Fatigue (VHCF). Berlín, Alemania. ISBN 978-3-9814516-0-3.
- [10] Domínguez Almaraz G.M., Correa Gómez E., Verduzco Juárez J.C., González Bernal R., Avila Ambriz J.L. Fatigue Analysis Undergoing Rotating Bending Tests of Aluminum Alloy AISI 6061-t6, Subjected to Welding Process GMAW (Gas Metal Arc Welding). XXI International Materials Research Congress. Cancún, Qroo. México. Agosto 12 - 17, 2012.
- [11] Anderson T.L., Fracture Mechanics, Fundamentals and Applications, Taylor & Francis Editor, Tercera Edición (2005), 621 páginas.
- [12] Rice J.R. “A Path Independent Integral and the Approximate Analysis of Strain Concentration by Notches and Cracks”, Journal of Applied Mechanics”, Vol. 35, 1968, pp. 379-386.
- [13] Begley J.A. and Landers J.D., “The J-Integral as a Fracture Criterion” ASTM STP 514, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, PA, 1972, pp. 1-20.
- [14] Erdogan, G. and Sih, G.-C., On the crack extension in plates under plane loading and transverse shear, ASME J. Basic Engineering, Vol. 85, pp. 519-527.
- [15] Shih C., F., Small-scale yielding of mixed mode planes train crack problems. ASTM STP 560, ASTM Philadelphia, 1974, pp.187–210.
- [16] Goldstein, R V and Salganik, R L, Brittle fracture of solids with arbitrary cracks, Int. J. Fract., 10, 1974, 507-523.
- [17] Nuismer, R.J. and Whitney, J.M., Uniaxial Failure of Composite Laminates Containing Stress Concentrations’, Fracture Mechanics of Composites, ASTM STP 593, American Society for Testing and Materials, 1975, pp 117-142.
- [18] Wöhler, A. (1870) Über die Festigkeitsversuchemit Eisenund Stahl, Zeitschriftfür Bauwesen vol. 20, 1870, pp73-106.

- [19] McClintock F.A. and Irwin G.R., Plasticity Aspects of Fracture Mechanics, Fracture Toughness Testing and its Applications, ASTM STP 381, American Society for Testing and Materials, pp. 84-113 (1965): Philadelphia.
- [20] Dugdale, D.S., "Yielding in Steel Sheets Containing Slits," JMPS, Vol. 8,1960, pp. 100-104.
- [21] Barenblatt, G.I., The Mathematical Theory of Equilibrium Cracks in Brittle Fracture, Adv. Appl. Mech., Vol. VII, 1962, pp. 55-129.
- [22] Flores Le Roux, Roberto Maurice. Tesis: Estudio de la propagación de fisuras en materiales dúctiles. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Aeronáuticos. Universidad Politécnica de Madrid. Madrid, septiembre de 2002.
- [23] Cavalieri, Federico., Luengo, Cesar., Cardona, Alberto. Análisis de fatiga en muy alto número de ciclos. Revista iberoamericana de ingeniería mecánica. Vol 15, No 1, pp 03-12, 2011.
- [24] Balankin, Alexander. Mecánica de la fractura: Pasado, Presente y Futuro. 5° Quinto Congreso Nacional de Ingeniería Electromecánica y de Sistemas. Instituto Politécnico Nacional. SEPI-ESIME Noviembre de 2000, México, D.F.
- [25] Arana, José Luis., Gonzales, Javier Jesús. Mecánica de Fractura. Servicio Editorial de la Universidad del País Vasco.
- [26] Ritzenthaler S., Girard-Reydet E., Pascault J.P., 2000. Influence of epoxy hardener on miscibility of blends of poly(methyl methacrylate) and epoxy networks. Polymer 41 (16), 6375–6386.
- [27] Spasojevic P., Zrilic M., Panic V., Stamenkovic D., Seslija S., Velickovic S., 2015. The mechanical properties of a poly(methyl methacrylate) denture base material modified with dimethyl itaconate and di-n-butyl itaconate. International Journal of Polymer Science 2015, Article ID 561012, 9 pages.
- [28] Tan H.Y., Loke W.K., Nguyen N.-T., 2010. A reliable method for bonding polydimethylsiloxane (PDMS) to polymethylmethacrylate (PMMA) and its application in micropumps. Sensors and Actuators B: Chemical 151(1), 133-139.

- [29] Tanaka T., Setcos J.C., 1989. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. *International Journal of Prosthodontics* 2(6), 555-562.
- [30] Zhou W., Wang Moo-Ch., Zhao X., 2015. Poly(methyl methacrylate) (PMMA) doped with DCJTB for luminescent solar concentrator applications. *Solar Energy* 115, 569-576.
- [31] Wöhler, A. (1871) Test to determinate the forces acting on railway carriage axles and capacity of resistance of the axle, *Engineering*, vol. 11, 1871.
- [32] Kalpakjian, Schmid, *Manufactura Ingeniería y tecnología*, cuarta edición , pag 194-195.
- [33] Cebrián Hernandez A. *Implantes, prótesis y oftalmología*. Universidad de Valladolid España.