



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO

---

---

ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES UNIDAD  
LEÓN

TEMA: TERMOPOLIMERIZACIÓN ASISTIDA CON  
ULTRASONIDO DE RESINAS ACRÍLICAS PARA PRÓTESIS  
REMOVIBLE

FORMA DE TITULACIÓN: TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:  
LICENCIADO EN ODONTOLOGÍA

P R E S E N T A:

Luis Fernando Córdova Moreno

TUTOR: Dra. Ma. Concepción Arenas Arrocena

Asesor: Dra. Claudia Martínez Alonso



ENES **UNAM**  
UNIDAD LEÓN

ENES UNAM, México, León Gto.  
2019



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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



## **AGRADECIMIENTOS**

A la Escuela Nacional de Estudios Superiores Unidad León, porque a cada persona que tuve la oportunidad de conocer de una manera más cercana, ya sea docente o alumno, me dejaron un pensamiento que de alguna manera me hizo crecer enormemente como persona.

Al Laboratorio de investigación Interdisciplinaria en el área de Nanoestructuras y Biomateriales de la ENES UNAM León, por el gran apoyo en los recursos para lograr la realización de este proyecto.

A los proyectos PAPIIME-DGAPA (PE207818 y PE205916) y al proyecto PAPIIT (IN115018) por el financiamiento otorgado para la realización de este trabajo de tesis.

A la Dra. Ma. Elena Calixto Olalde del Instituto Tecnológico Superior de Irapuato, por su apoyo en la realización de pruebas mecánicas necesarias en mi investigación.

A la Dra. Ma. Concepción Arenas Arrocena, por su valiosa contribución al compartir sus conocimientos, su visión en el proyecto y dirección, por aportar ideas para mejorar el proyecto y su paciencia y tiempo.

A la Dra. Claudia Martínez Alonso, por su tiempo, involucrarse en el proyecto y su gran paciencia.

A mis sinodales y revisores por sus observaciones y comentarios en este trabajo aparte de contribuir en mi formación académica.

Al Dr. Ángel David Paulino González y al Dr. José Manuel Gutiérrez Martínez, por su tiempo y enseñanza de las bases necesarias para llevar a cabo la realización de las muestras de acrílico.



## **DEDICATORIAS**

A mi madre, por haberme apoyado en todo momento, por su sacrificio y esfuerzo.

A mis abuelos, por su cariño y apoyo incondicional, por estar conmigo en todo momento.



# ÍNDICE

## RESUMEN

INTRODUCCIÓN / OBJETIVO / METODOLOGÍA /10/

RESULTADOS / CONCLUSIONES / PALABRAS CLAVE /11/

INTRODUCCIÓN /12/

## CAPÍTULO 1

### 1.MARCO TEÓRICO

1.1 POLÍMEROS /15/

1.1.1 CLASIFICACIÓN DE  
POLÍMEROS /16/

1.1.1.1 SEGÚN SU  
COMPORTAMIENTO ANTE UNA  
FUENTE DE TÉRMICA /17/

1.1.1.2 SEGÚN SU REACCIÓN DE  
POLIMERIZACIÓN /18/

1.2 BIOMATERIALES /19/

1.3 RESINAS ACRÍLICAS /20/

1.3.1 COMPOSICIÓN DEL PMMA  
/21/

1.3.2 FASES DE POLIMERIZACIÓN  
DEL PMMA /22/

1.3.3 SEGÚN SU MEDIO PARA  
INICIAR LA POLIMERIZACIÓN /23/

1.3.3 PROPIEDADES DE LAS  
RESINAS ACRÍLICAS /24/

1.4 ULTRASONIDO /26/



## CAPÍTULO 2

### 2. DISEÑO EXPERIMENTAL

2.1 PLANTEAMIENTO  
DEL PROBLEMA /29/

2.2 JUSTIFICACIÓN  
/30/

2.3 HIPÓTESIS /30/

2.4 OBJETIVOS /31/

2.4.1 OBJETIVO  
GENERAL /31/

2.4.2 OBJETIVOS  
ESPECÍFICOS /31/

## CAPÍTULO 3

### 3. METODOLOGÍA

3.1 DISEÑO DE  
ESTUDIO /33/

3.2 UNIVERSO DE  
ESTUDIO /33/

3.3 CRITERIOS DE  
INCLUSIÓN,  
EXCLUSIÓN Y  
ELIMINACIÓN /33/

3.3.1 CRITERIOS DE  
INCLUSIÓN /33/

3.3.2 CRITERIOS DE  
EXCLUSIÓN /34/

3.3.3 CRITERIOS DE  
ELIMINACIÓN /34/

3.4 VARIABLES DE  
ESTUDIO /35/

### 3.5 MÉTODO

3.5.1  
CONFORMACIÓN DE  
MUESTRAS /36/

3.5.1.1 MATERIALES  
PARA LA  
CONFORMACIÓN DE  
MUESTRAS /36/

3.5.1.2 DISEÑO DE  
MUESTRA /37/

3.5.1.3 ENMUFLADO  
/38/

3.5.1.4  
PREPARACIÓN DE  
MEZCLA /39/

3.5.1.5  
EMPAQUETADO /40/

3.5.1.6  
POLIMERIZACIÓN

ASISTIDA CON TINA  
ULTRASÓNICA /41/

3.5.1.7 RETIRO DE  
MUESTRAS, RECORTE  
Y PULIDO /41/



### 3.5.2 PRUEBA DE SORCIÓN, SOLUBILIDAD y POROSIDAD

3.5.2.1 MATERIALES /42/	3.5.2.5 REACONDICIONAMIENTO DE MUESTRAS /45/	3.5.3.2 SOLUBILIDAD DE AGUA /47/
3.5.2.2 ACONDICIONAMIENTO DE MUESTRAS /43/	3.5.3 CALCULO Y EXPRESIÓN DE RESULTADOS DE LAS PRUEBAS SORCIÓN, SOLUBILIDAD Y POROSIDAD /46/	3.5.3.3 PASA/FALLA PRUEBA DE SORCIÓN DE AGUA /48/
3.5.2.3 PRUEBA DE POROSIDAD /44/	3.5.3.1 SORCIÓN DE AGUA /46/	3.5.3.4 PASA/FALLA PRUEBA DE SOLUBILIDAD DE AGUA /48/
3.5.2.4 HUMECTACIÓN DE MUESTRAS /45/		3.5.3 POROSIDAD /49/

### 3.5.4 PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO DE YOUNG

3.5.4.1 MATERIALES /50/	RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO DE YOUNG /51/	3.5.5.3 PASA/FALLA PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN /52/
3.5.4.2 HUMECTACIÓN DE MUESTRAS /50/	3.5.5.1 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN /51/	3.5.5.4 PASA/FALLA PRUEBA DE MODULO DE YOUNG /53/
3.5.4.3 COLOCACIÓN DE MUESTRAS /50/	3.5.5.2 MODULO DE YOUNG /52/	
3.5.5 CALCULO Y EXPRESIÓN DE		

### 3.5.6 INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

3.5.6.1 5.2.11 DEL MANUAL ISO 1567:1999 SORCIÓN /54/	3.5.6.4 5.2.8 DEL MANUAL ISO 1567:1999 MODULO DE YOUNG /55/
3.5.6.2 5.2.12 DEL MANUAL ISO 1567:1999 SOLUBILIDAD /55/	3.5.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO /56/
3.5.6.3 5.2.7 DEL MANUAL ISO 1567:1999 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN /55/	



# CAPÍTULO 4

## 4.1 RESULTADOS

4.1.1 SORCIÓN Y SOLUBILIDAD  
/58/

4.1.2 POROSIDAD /61/

4.1.3 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y  
MÓDULO DE YOUNG /62/

4.1.3.1 COMPARACIÓN ENTRE  
MÁXIMA FUERZA Y FUERZA DE  
ROTURA /66/

## 4.2 DISCUSIÓN

4.2.1 SORCIÓN Y SOLUBILIDAD  
/67/

4.2.2 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y  
MÓDULO DE YOUNG /69/

4.2.3 COMPLEMENTOS DE LA  
INVESTIGACIÓN /70/

4.2.3.1 MONÓMERO RESIDUAL  
/71/

4.2.3.2 POROSIDAD /72/

4.3 CONCLUSIONES /73/

## REFERENCIAS /73/





# ÍNDICE DE FIGURAS

- FIGURA 1. REPRESENTACIÓN DE LAS TRES ETAPAS EN LA POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN /18/
- FIGURA 2. FÉRULA OCLUSAL DE ACRÍLICO TERMOPOLIMERIZABLE /20/
- FIGURA 3. EJEMPLO DE CRISTALINIDAD EN LA NATURALEZA /23/
- FIGURA 4. REPRESENTACIÓN DEL PRINCIPIO DEL ULTRASONIDO /27/
- FIGURA 5. CRITERIOS DE INCLUSIÓN, EXCLUSIÓN Y ELIMINACIÓN; A) MUESTRA LA CUAL ENTRA EN UN CRITERIO DE INCLUSIÓN, B) MUESTRA FRACTURADA LO CUAL ES ELIMINADA DEL ESTUDIO /34/
- FIGURA 6. DISEÑO DE MUESTRA A) DIÁMETRO 50MM, GROSOR 0.5MM B) LARGO 65MM, ANCHO 10MM, GROSOR 5MM /37/
- FIGURA 7. PROCESO DE ENMUFLADO CON MUFLA DE METAL PARA POLIMERIZACIÓN CON BAÑO DE AGUA; A) AISLADO CON VASELINA, B) MEZCLADO DE YESO, C) COLOCACIÓN MUESTRA EN YESO, D) RESULTADO DEL ENMUFLADO /38/
- FIGURA 8. MATERIAL NECESARIO PARA LA PREPARACIÓN DE MEZCLA DE LA RESINA ACRÍLICA /39/
- FIGURA 9. EMPAQUETAMIENTO DE LA RESINA ACRÍLICA; A) COLOCADO DEL ACRÍLICO CON LAMINA DE POLIETILENO, B) Prensado de la mufla /40/
- FIGURA 10. POLIMERIZACIÓN DE RESINA ACRÍLICA Y PULIDO DE MUESTRAS; A) POLIMERIZACIÓN CON ASISTENCIA DE UNA TINA ULTRASÓNICA CONVENCIONAL, B) RECORTE Y PULIDO DE MUESTRAS CON MICROMOTOR /41/
- FIGURA 11. HORNO UTILIZADO EN ESTA INVESTIGACIÓN /42/
- FIGURA 12. ACONDICIONAMIENTO DE LAS MUESTRAS; A) CONDICIONAMIENTO DE SÍLICE, B) COLOCACIÓN DE SÍLICE EN EL DESECADOR, C) MUESTRAS YA COLOCADAS EN EL DESECADOR, D) BALANZA UTILIZADA PARA PESAR LAS MUESTRAS DE RESINA ACRÍLICA /43/
- FIGURA13. HUMECTACIÓN DE MUESTRAS DE RESINA ACRÍLICA /45/
- FIGURA14. VISUALIZACIÓN DE LAS PRUEBAS DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO DE YOUNG; A) COLOCACIÓN DE MUESTRA EN LA MÁQUINA DE FLEXIÓN UNIVERSAL, B) MOMENTO PREVIO A LA FRACTURA DE LA MUESTRA /51/
- FIGURA15. GRÁFICA REPRESENTATIVA DE LAS PRUEBAS DE FLEXIÓN CON SUS RESPECTIVOS PARÁMETROS /62/



# ÍNDICE DE TABLAS/GRÁFICAS

TABLA 1. VARIABLES DEPENDIENTES E INDEPENDIENTES /35/

TABLA 2. RESUMEN DE LOS LÍMITES PARA LOS REQUISITOS DESCRITOS EN 5.2.7, 5.2.8, 5.2.10, 5.2.11 Y 5.2.12 DE LA NORMA ISO 1567:1999 /56/

TABLA 3. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA PARA LA EVOLUCIÓN DE SORCIÓN DE AGUA /58/

TABLA 4. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA PARA LA EVOLUCIÓN DE SOLUBILIDAD DE AGUA /60/

TABLA 5. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA PARA LA EVOLUCIÓN DE POROSIDAD /61/

TABLA 6. VALORES PROMEDIO DEL MÓDULO DE YOUNG DEL GRUPO ULTRASONIDO Y GRUPO CONTROL /63/

TABLA 7. VALORES PROMEDIO DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DEL GRUPO ULTRASONIDO Y GRUPO CONTROL /65/

GRÁFICA 1. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL PROMEDIO (N=10) Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DEL GRUPO ULTRASONIDO Y GRUPO CONTROL DE LOS VALORES DE SORCIÓN DE AGUA /59/

GRÁFICA 2. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL PROMEDIO (N=9) Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DEL GRUPO ULTRASONIDO Y GRUPO CONTROL DE LOS VALORES DE SOLUBILIDAD DE AGUA /60/

GRÁFICA 3. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL PROMEDIO (N=10) Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DEL GRUPO ULTRASONIDO Y GRUPO CONTROL DE LOS VALORES DE POROSIDAD /61/

GRÁFICA 5. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES PROMEDIO (N=10) Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DEL MÓDULO DE YOUNG DEL GRUPO ULTRASONIDO Y GRUPO CONTROL /64/

GRÁFICA 6. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES PROMEDIO (N=10) Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DEL GRUPO ULTRASONIDO Y GRUPO CONTROL /65/

GRÁFICA 7. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL PROMEDIO (N=10) Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE LA FUERZA MÁXIMA Y LA FUERZA DE ROTURA /66/



## RESUMEN

### INTRODUCCIÓN

El desarrollo de materiales para la elaboración de bases de prótesis totales o parciales ha estado en un avance constante con el paso de los años. Desde 1940, el polimetil-metacrilato (PMMA) fue introducido en la odontología por su buena estética, manipulación y biocompatibilidad. En la actualidad es necesario buscar alternativas del proceso de polimerización del PMMA.

### OBJETIVO

Evaluar las propiedades físicas de la resina acrílica Opti-Cryl® procesada por la técnica de ultrasonido con base a la norma ISO 1567:1999.

### METODOLOGÍA

En el presente estudio se utilizó la técnica de polimerización asistida con ultrasonido a una frecuencia de 42 kHz para termopolimerizar la resina acrílica Opti-Cryl®, a la cual se le realizaron pruebas físicas (sorción y solubilidad de agua, porosidad, resistencia a la flexión y módulo de elasticidad) con base a la norma ISO 1567:1999.



## RESULTADOS

En cada una de las pruebas físicas los grupos estudiados presentaron una distribución normal, el grupo polimerizado con ultrasonido obtuvo resultados muy similares al grupo control y logro cumplir con los requisitos de la norma ISO 1567:1999 excepto en la propiedad de módulo de elasticidad. Los valores promedio obtenidos de esta resina acrílica fueron: 17.28  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  en sorción de agua, 0.55  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  en solubilidad de agua, un 12.04% de porosidad del material, 1468.43 MPa de módulo de elasticidad y 69.07 MPa en resistencia a la flexión.

## CONCLUSIONES

Bajo las condiciones del presente estudio la resina acrílica Opti-Cryl® polimerizada con ultrasonido a una frecuencia de 42 kHz resultó tener muy buenos resultados, aprobando en la mayoría de los parámetros de la norma ISO 1567:1999, por lo que se puede considerar una técnica viable para polimerizar resina acrílica. Sin embargo, no logro validar la hipótesis planteada en esta investigación.

## PALABRAS CLAVE

Poli (metil metacrilato), PMMA, sorción, solubilidad, resistencia a la flexión, módulo de Young, porosidad, ultrasonido.



## INTRODUCCIÓN

La resina acrílica es extensamente utilizada en la prótesis dental, principalmente como bases de dentadura, así como para la elaboración de una prótesis fija provisional. <sup>(1)</sup> La resina acrílica para base de dentadura tiene como función soportar los dientes artificiales que remplazarán los dientes ya perdidos. <sup>(2)</sup>

Estas bases de dentadura de resina acrílica están comúnmente fabricadas con polimetilmetacrilato (PMMA), <sup>(3)</sup> el cual fue introducido por primera vez en 1937 por el Dr. Walter Wright en la odontología, y desde 1940 el PMMA se ha convertido en la actualidad en el material de primera elección gracias a que sus propiedades fisicoquímicas, <sup>(4-5)</sup> no sólo para elaboración de base de dentaduras, sino también para la elaboración de férulas oclusales, guías para implante, restauraciones provisionales directas, porta-impresiones individuales, guardas oclusales, entre otras. <sup>(6)</sup>

En la actualidad se ha estado trabajando en mejorar las propiedades físicas y químicas del PMMA con la finalidad de tener un desempeño del material más rápido y eficiente. <sup>(7)</sup>

Por otro lado, las ondas ultrasónicas se han utilizado en varias aplicaciones; como es en la limpieza, la sonoquímica, la imagenología médica, la acústica como lo son los sonares, y en soldaduras de puntos de metal <sup>(8)</sup>. En odontología, las ondas ultrasónicas son utilizadas comúnmente en limpiezas dentales y limpieza de instrumental. <sup>(9)</sup>



En el año 2017 Arenas Arrocena y su grupo de colaboradores realizaron un estudio en el que se empleó la técnica de polimerización asistida con ultrasonido y se comparó con las técnicas de baño de agua y microondas. En este estudio se trabajaron con las siguientes variables; tiempo, frecuencia y temperatura. Al finalizar el estudio se determinó que las condiciones ideales para obtener mejores propiedades en las resinas acrílicas termopolimerizables fueron: una temperatura de 80°C, una frecuencia óptima de 80 KHz y una potencia al 100% durante una hora. En las propiedades de flexión (módulo de Young y resistencia a la flexión) no tuvieron gran variación a las obtenidas con la técnica de baño de agua y microondas, por lo que concluyen que, con estas especificaciones, la técnica de ultrasonido puede llegar a ser una opción para el procesamiento de bases de dentaduras de resina acrílica. <sup>(10)</sup>

Recientemente en 2018, Manuel Gutiérrez continuó con la investigación, en la cual determinó las propiedades de solubilidad, porosidad y sorción de agua utilizando las técnicas de baño de agua, microondas y ultrasonido. En su investigación las condiciones adecuadas para obtener el mejor resultado en las propiedades de la resina acrílica marca Opti-Cryl® fueron similares a las indicadas en la investigación de Arenas Arrocena, pero a una frecuencia de 37 kHz. <sup>(11)</sup>

Una alternativa que se propone para mejorar este procedimiento, es la polimerización asistida con ultrasonido una frecuencia a 42 kHz de una tina ultrasónica convencional, ya que ésta tiene la capacidad de lograr un ambiente propicio para llevar la polimerización de la resina acrílica. <sup>(12)</sup>

# CAPÍTULO 1

# CONCEPTOS

---

Conceptos actuales de los polímeros, biomateriales y  
resinas acrílicas



# 1. MARCO TEÓRICO

## 1.1 POLÍMEROS

Los polímeros son compuestos químicos que están conformados de grandes moléculas orgánicas que a la vez están formadas por la unión de moléculas más pequeñas y sencillas llamadas monómeros, mediante un proceso el cual se le denomina polimerización.<sup>(13)</sup>

En esta reacción química se forman grandes cadenas que están unidas por un enlace covalente, el cual se caracteriza en los polímeros por compartir uno o dos pares de electrones entre dos átomos donde la diferencia de electronegatividad es diminuta.<sup>(14-15)</sup> Este proceso se lleva a cabo por la ruptura de la doble ligadura entre dos carbonos de acuerdo a las leyes de valencia existen agentes físicos, un espectro de luz ultravioleta, radicales libres o fuentes térmicas capaces lograr esta ruptura carbono-carbono.<sup>(16-17)</sup>

Los polímeros en odontología moderna se llegan a clasificar comúnmente ya sea por su comportamiento ante una fuente térmica, por el tipo de reacción en su polimerización y finalmente por los medios para iniciar la polimerización.<sup>(18)</sup>





## 1.1.1 CLASIFICACIÓN DE LOS POLÍMEROS

### 1.1.1.1 SEGÚN EL COMPORTAMIENTO ANTE UNA FUENTE TÉRMICA <sup>(13-14)</sup>

En la clasificación según el comportamiento ante una fuente térmica están diferenciados de la siguiente manera:

**Termoplásticos:** Con el aumento de temperatura de primera instancia el polímero se funde debido a que sus fuerzas moleculares se debilitan y posteriormente se solidifica recuperando sus propiedades, este proceso puede repetirse sin tener la desventaja que llegue a perder en algún momento alguna de sus propiedades.

**Termoestables:** De igual manera con el aumento de la temperatura reblandecen o funden, pero en esta ocasión el calor es el responsable del entrecruzamiento que da la forma permanente a este tipo de polímeros solidificándose. Estos polímeros no pueden volver a procesarse. Los provisionales dentales son un ejemplo de este tipo de polímeros.



### 1.1.1.2 SEGÚN SU REACCIÓN EN LA POLIMERIZACIÓN (19-22)

En los tipos de reacción en su polimerización tenemos dos procesos diferentes, por condensación y por adición.

**Por condensación:** En este proceso al tener la reacción de polimerización se llegan a formar subproductos tales como amoníaco, ácidos halógenos, alcohol y agua. En este tipo de polimerización a medida que las cadenas van creciendo estas van perdiendo su movilidad, lo que provoca que las moléculas detengan su crecimiento antes de llegar a tener el tamaño ideal, este proceso es lento en comparación a la polimerización por adición.

**Por adición:** En la actualidad son las resinas mayormente utilizadas en odontología, a diferencia de la polimerización por condensación esta no deja subproductos. Comúnmente las reacciones de polimerización por adición son la apertura de anillos, iónica y radicales libres, en esta última es necesaria la utilización de un iniciador capaz de inducir la apertura de los enlaces dobles el cual comúnmente es peróxido.

En la polimerización por adición existen tres etapas (Figura 1): <sup>(23-24)</sup>

#### Iniciación:

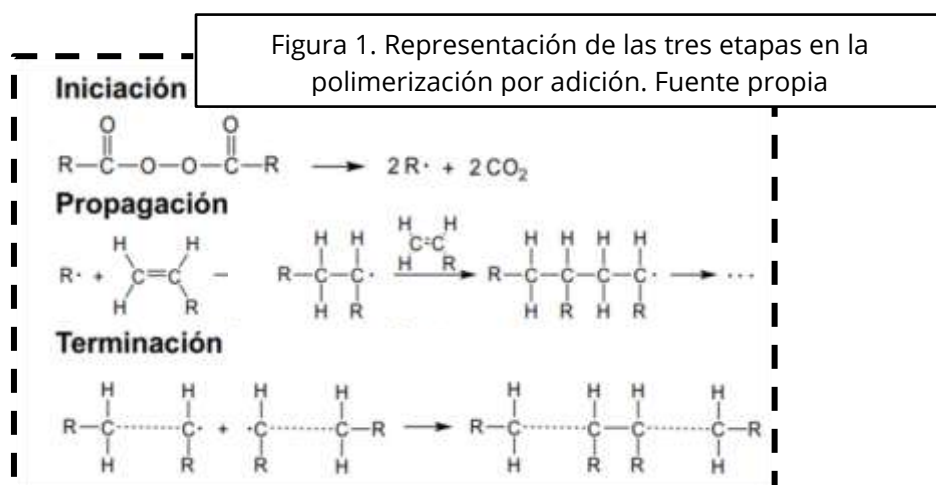
Cuando un radical libre reacciona con una molécula de monómero se produce el desdoblamiento del doble enlace ensamblándose el radical en uno de sus extremos y dejando la otra parte de la molécula de monómero para que siga con la reacción de polimerización lineal.

#### Propagación:

Es el crecimiento lineal de la molécula al unirse entre las unidades monoméricas para lograr producir la cadena molecular.

#### Terminación:

Esta etapa se puede producir por una terminación de monómeros, por acoplamiento de dos cadenas en pleno crecimiento y por transferencia de energía de una cadena a otra cadena que esta inactiva deteniendo el crecimiento de las mismas.





## 1.2 BIOMATERIALES

Los biomateriales que en su mayoría son polímeros, se definen como combinación de materiales naturales o sintéticos, los cuales pueden ser usados para sostener o remplazar total o parcialmente un órgano, un tejido o la funcionalidad de alguna estructura dentro del organismo. <sup>(25)</sup> Los biomateriales deben mejorar o mantener la calidad de vida de los individuos. <sup>(26)</sup>

Las propiedades físicas son unos de los requerimientos más importantes de los biomateriales, ya que de estas propiedades dependerá su utilidad, por ejemplo, apósitos, prótesis, ortopedia, injerto de tejido suave entre otros. <sup>(27)</sup>

Las propiedades mecánicas de los materiales biopoliméricos están en el rango de los órganos y tejidos del cuerpo humano. En el caso que se requiera imitar un tejido de algún órgano en específico, la versatilidad de los polímeros permite modular los factores como el grado de polimerización y la humedad con el objetivo de generar diferentes propiedades. <sup>(28)</sup>

La clasificación de los materiales es de acuerdo a su origen, natural o sintético; los sintéticos se obtienen a partir de una reacción química como es en el caso de los polímeros, y los que se extraen de una fuente presente en la naturaleza son de origen natural. <sup>(29)</sup>

Las resinas, adhesivos, cementos, bases de dentadura, provisionales dentales entre otros, están formados de dimetacrilatos y monometacrilatos. Los dimetacrilatos han demostrado una mínima toxicidad cuando éstos se encuentran polimerizados. <sup>(30)</sup>



## 1.3 RESINAS ACRÍLICAS

En la odontología existen las resinas acrílicas derivado del ácido acrílico y otras resinas a base de ácido metacrílico, por ejemplo, las fibras acrílicas. Ambas resinas tienen una polimerización por adición. <sup>(31)</sup>

La resina acrílica más conocida en uso en la odontología es el polimetacrilato de metileno (PMMA). El PMMA se ha preferido debido a sus buenas propiedades físicas y estéticas (estabilidad dimensional, estabilidad de color, insoluble en medio oral, baja densidad, translucidez, resistencia a la flexión, etc.), su facilidad de manipulación y su considerable bajo precio. <sup>(32)</sup>

En la odontología es un material indispensable ya que se llega a utilizar en férulas oclusales (Figura 2), guía para implantes, aparatos ortodónticos, provisionales de prótesis fija, porta-impresiones individuales, bases de prótesis fija, siendo éstas últimas en el que está centrada esta investigación. <sup>(33)</sup>



Figura 2. Férula oclusal de acrílico termopolimerizable.  
Fuente propia



### 1.3.1 COMPOSICIÓN DEL PMMA

El PMMA comercial de uso odontológico está compuesto de líquido (monómero) y polvo (polímero).<sup>(34)</sup>

El líquido es el monómero el cual es metacrilato de metilo puro, contiene hidroquinona (0.1% o menos), que ayuda a inhibir la polimerización cuando se encuentra en almacenamiento.<sup>(35)</sup>

El metacrilato de metilo tiene un peso molecular de 100 g/mol, punto de fusión de -48°C, punto de ebullición de 100.8°C y densidad de 0.945g/cm<sup>3</sup> a 20°C.<sup>(36)</sup>

El polvo, en cambio es el polímero que está compuesto de polimetacrilato de metilo, el cual puede ser modificado con metacrilato de etilo o dimetacrilato de glicol, para proveer la resistencia a la fractura.<sup>(37)</sup> Tiene incorporado peróxido de benzoilo (1% aprox.) que funciona como iniciador.<sup>(38)</sup>

Puede llegar a contener dióxido de titanio u óxido de hierro para asemejar la tonalidad de tejidos blandos.<sup>(39)</sup>



### 1.3.2 FASES DE LA POLIMERIZACIÓN DEL PMMA <sup>(40-41)</sup>

Cuando el monómero y polímero interactúan se producen 5 etapas que describen su polimerización, este proceso en las resinas quimiopolimerizables se lleva a cabo de 10 a 15 minutos:

1. **Fase arenosa:** Es cuando el líquido (monómero) entra en contacto con el polvo (polímero).
2. **Fase filamentosa:** Se da por iniciada la disolución del polvo en el líquido e inicia la polimerización.
3. **Fase plástica:** Se forman las cadenas longitudinales, tiene una duración de 3 a 4 minutos en las resinas con una polimerización química, y de 10 a 40 minutos en las resinas fotopolimerizables. La resina resulta ser manipulable en esta etapa.
4. **Fase elástica:** El monómero remanente se evapora y el material adquiere consistencia elástica.
5. **Fase rígida:** Es la última fase, es resistente a la deformación debido a la evaporación del monómero libre.

Las resinas acrílicas al estar polimerizadas logran tener una gran biocompatibilidad, son insolubles en agua y el desgaste del material es muy lento al paso del tiempo, además los dimetacrilatos tienen una baja toxicidad.



### **1.3.3 CLASIFICACIÓN DEL PMMA SEGÚN SU MEDIO PARA INICIAR LA POLIMERIZACIÓN** (42-44)

La calificación según el medio para iniciar la polimerización es la siguiente:

#### **Autopolimerizables:**

La activación de estos polímeros es por un medio químico. El PMMA utilizado generalmente para hacer las prótesis dentales fijas provisionales.

#### **Fotopolimerizables:**

La activación es física en estos polímeros y es por medio de un espectro de luz específico.

#### **Termopolimerizables:**

De igual manera es por una activación física, en esta ocasión lograda por una fuente de calor. Este es el polímero con la cual la mayoría de las veces se trabaja para realizar las prótesis dentales removibles, debido a sus mejores propiedades físicas en comparación con las resinas autopolimerizables y fotopolimerizables.

El proceso de polimerización puede llegar a ser retardado o inhibido por la presencia de contaminantes o impurezas dentro del monómero. Llegan a reaccionar con una cadena, un núcleo activo o un iniciador.





### 1.3.3 PROPIEDADES DE LAS RESINAS ACRÍLICAS

**Sorción:** Es la propiedad que es determinada por la penetración de las moléculas de agua en el polímero y se relaciona con la cantidad de agua absorbida por la masa de la resina en un tiempo, la absorción se favorece de fisuras y porosidades.<sup>(45)</sup>

**Solubilidad:** La sorción lleva a la solubilidad del material liberando monómeros residuales; la hipersensibilidad y la irritación de las mucosas causadas por la liberación de metacrilato de metilo. De igual manera provoca cambios dimensionales, disminuye propiedades físicas y mecánicas y produce pigmentaciones.<sup>(46)</sup>

**Resistencia:** Oposición del material al ser deformado por un agente mecánico como una carga ya sea física como lo puede ser la temperatura o electricidad y química como lo es la oxidación.<sup>(18)</sup>

**Dureza:** Es la resistencia a la penetración, al desgaste o rayado. Para desgastar un material debe ser usado uno con mayor dureza.<sup>(23)</sup>

**Deflexión transversa:** Se refiere a la deformación por la flexión de un objeto, entre menor grado sea su polimerización, menor será su grado de deflexión.<sup>(47)</sup>

**Temperatura de transición vítrea:** Los polímeros amorfos como el PMMA a temperaturas bajas son duros, rígidos, frágiles y vítreos, a altas temperaturas son gomosos y correosos, a la temperatura donde ocurre esta transición se le llama temperatura vítrea en la cual es en este caso de 100.8 a 105 °C aproximadamente.<sup>(48)</sup>



**Pigmentación:** Pérdida de brillo o cambio de coloración del material por origen externo o interno. <sup>(49)</sup>

**Cristalinidad:** El PMMA como ya se había dicho es de estructura amorfa, mediante el control de la rapidez de solidificación del polímero es posible aportar diferentes grados de cristalinidad.

El grado de cristalinidad aporta al polímero rigidez, dureza, menos dóciles, menos dúciles, más densos, menos flexibles y más resistentes a solventes y calor (Figura 3). <sup>(50)</sup>



Figura 3. Ejemplo de cristalinidad en la naturaleza. <sup>(54)</sup>



## 1.4 ULTRASONIDO

El ultrasonido es un sistema de ondas mecánicas de frecuencias superiores que no pueden ser percibidas por el oído humano. <sup>(51)</sup>

Su uso comienza cuando Galton en 1883 crea el primer resonador de alta frecuencia llamado ultrasonido el cual mide el límite superior a la capacidad auditiva del ser humano. <sup>(52)</sup>

Pierre y Curie físicos franceses, en 1890, descubren el efecto piezoeléctrico. Este efecto es un cambio de polaridad y se produce cuando se aplica una fuerza mecánica en cristales naturales como el cuarzo y algunas cerámicas, cuando se aplica un alto voltaje éste se invierte para obtener una deformación mecánica. Esto es el principio de piezoelectricidad el cual es la base de los transductores ultrasónicos para crear energía sónica. <sup>(52)</sup>

En la década de los 50's se comenzaron a utilizar aparatos ultrasónicos en la odontología, los primeros fueron aparatos magnetostrictivos, que se refiere a materiales que cambian de forma en presencia de un campo magnético, los cuales eran utilizados como pieza de mano para realizar la eliminación de caries, teniendo unos resultados favorables. Posteriormente fue utilizado para la eliminación de cálculo dental demostrando su eficacia. Se integró de igual manera la tina ultrasónica a la rama de la medicina cuando era utilizada principalmente para lavar piezas delicadas como de relojería, óptica y joyería. <sup>(52)</sup>



El fundamento físico del ultrasonido está en que, al generar ondas de alta frecuencia a través de un líquido, éstas darán paso a la formación de burbujas de gas, que al implosionarse liberan una gran cantidad de energía de impacto que va aumentando poco a poco la temperatura local (Figura 4).<sup>(9)</sup>

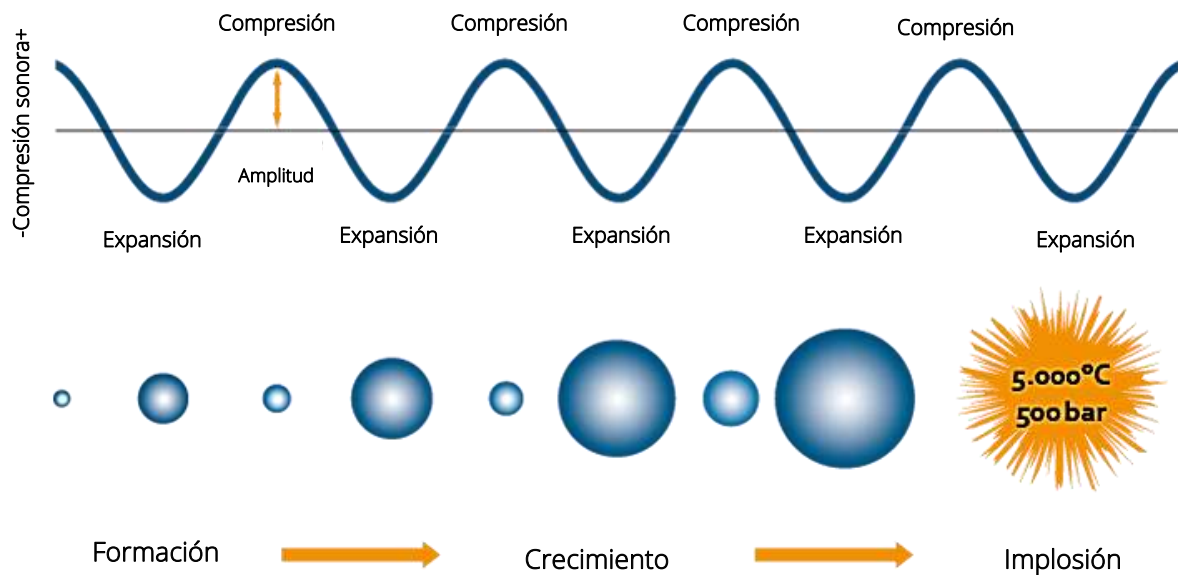


Figura 4. Representación del principio del ultrasonido. Fuente propia

# CAPÍTULO 2

## DISEÑO EXPERIMENTAL

Planteamiento del problema/ justificación/  
hipótesis/ objetivos/



## 2. DISEÑO EXPERIMENTAL

### 2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La resina acrílica de PMMA ha sido el material ideal para la conformación de bases de dentadura. <sup>(4)</sup> Sin embargo, el PMMA llega a tener una pérdida o un aumento en sus propiedades físicas tales como módulo de elasticidad, resistencia a la flexión, sorción solubilidad de agua, monómero residual y porosidad dependiendo de su técnica de polimerizado. <sup>(12)</sup> La técnica convencional a baño de agua sigue siendo la técnica en cual la resina acrílica logra tener mejores propiedades físicas, pero su largo tiempo de trabajo ha levantado el interés de generar otras técnicas más eficaces como es el caso de la polimerización asistida por microondas. <sup>(11)</sup> Esta técnica tiene un tiempo mucho más corto de trabajo, pero las propiedades físicas están por debajo de las logradas por la técnica convencional; excepto que esta resina llega a tener menor cantidad de monómero residual por lo que llega ser menos tóxica para los tejidos bucales. <sup>(62)</sup>

Ahora bien, una buena alternativa es la polimerización asistida por ultrasonido ya que en recientes estudios la resina acrílica logra tener los beneficios de las dos técnicas ya antes mencionadas. <sup>(10)</sup>

¿La resina acrílica de PMMA marca Opti-Cryl® presenta mejores propiedades al ser polimerizada con ultrasonido que con la técnica convencional de baño de agua?



## 2.2 JUSTIFICACIÓN

Esta investigación busca demostrar la eficiencia que puede llegar a tener una resina acrílica termopolimerizada con la asistencia de ultrasonido, ya que se ha demostrado anteriormente que esta resina acrílica asistida con ultrasonido logra tener unas propiedades físicas muy parecidas e incluso, mejores a la resina obtenida por medio de baño de agua que ha sido el estándar de oro por mucho tiempo.

Estas investigaciones fueron realizadas con tinas ultrasónicas de alta gama en las que se pueden modificar variables como la frecuencia, temperatura y potencia; en esta investigación se usará una tina convencional que un odontólogo o técnico dental utiliza para el lavado de instrumental, los beneficios que podrían obtener de ésta serán de gran utilidad.

## 2.3 HIPÓTESIS

La utilización del ultrasonido es una buena alternativa, ya que la resina acrílica termopolimerizada por este método llegara a igualar o mejorar un 10% las propiedades físicas comparadas con las resinas acrílicas termopolimerizadas con la técnica de baño de agua convencional en base a la norma ISO 1567:1999.



## 2.4 OBJETIVOS

### 2.4.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar las propiedades físicas de la resina acrílica procesada por la técnica de ultrasonido convencional con base a la norma ISO 1567:1999.

### 2.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obtener las muestras de resina acrílica Opti-Cryl® procesadas con una tina ultrasónica una frecuencia de 42 kHz.
- Determinar la solubilidad y sorción de agua de las muestras de resina acrílica termopolimerizada con la técnica con ultrasonido mediante las pruebas determinadas por la norma ISO 1567:1999.
- Determinar la porosidad de las muestras a través de pruebas que son determinadas por la norma ISO 1567:1999.

Determinar el módulo de Young a través de pruebas determinadas por la norma ISO 1567:1999.



# CAPÍTULO 3

## METODOLOGÍA



## 3. METODOLOGÍA

### 3.1 DISEÑO DE ESTUDIO

- Experimental, comparativo y prospectivo.

### 3.2 UNIVERSO DE ESTUDIO

- Tamaño de muestra con un número de 20 muestras por prueba a realizar.

### 3.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN, EXCLUSIÓN Y ELIMINACIÓN

#### 3.3.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Todas aquellas muestras que cumplan los parámetros de la norma ISO 1567:1999 (Figura 5a) las cuales son:
  - Discos de 5 cm de diámetro por 0.5 mm de espesor con un margen de error de  $0.2 \pm$  mm para las pruebas de sorción, solubilidad y porosidad.
  - Rectángulos de 6.5 cm de largo por 1 cm de ancho por 5 mm de espesor con un margen de error de  $0.2 \pm$  mm para las pruebas de flexión.

### 3.3.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Muestras que no cumplan con los parámetros de la norma ISO 1567:1999 ya mencionados en los criterios de inclusión.
- Muestras que no concluyan el ciclo de polimerizado determinado.
- Muestras que tengan irregularidades en su estructura de gran tamaño.

### 3.3.2 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

- Muestras que cumplen con los parámetros de la norma 1567:1999 y se fracturen durante el ciclo de las pruebas de sorción, solubilidad y porosidad o antes de las pruebas de resistencia a la flexión y módulo de Young.
- Muestras contaminadas durante las pruebas físicas.

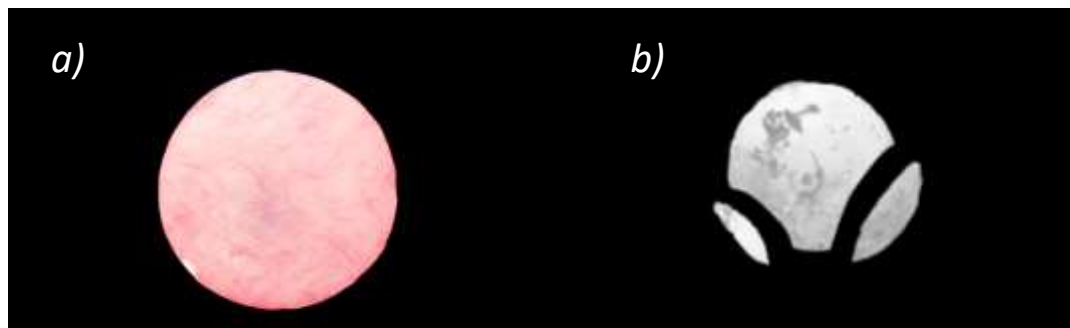


Figura 5. Criterios de inclusión, exclusión y eliminación; a) muestra la cual entra en un criterio de inclusión, b) muestra fracturada la cual es eliminada del estudio. Fuente propia



### 3.4 VARIABLES DE ESTUDIO

Tabla1. Variables dependientes e independientes

Variables dependientes	Definición conceptual	Definición operacional	Naturaleza y escala	Unidad de medida
<b>Sorción</b>	La sorción es un proceso por el cual átomos, iones o moléculas de gases, líquidos o sólidos disueltos son atrapados o retenidos en una superficie. <sup>(61)</sup>	La porción se muestra al colocar las muestras en un desecador $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y pesándolas cada 24 h hasta que tuvo un peso constante posteriormente se humecta la muestra en agua a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 7 días $\pm 2$ h. Se vuelve a colocar dicha muestra en el desecador con las mismas condiciones hasta obtener una masa constante. El valor final se calcula de acuerdo a las ecuaciones. $wsp = \frac{m2 - m3}{V}$	De intervalo, cuantitativa	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
<b>Solubilidad</b>	La solubilidad es la capacidad de una sustancia de disolverse en otra llamada solvente. <sup>(61)</sup>	Una vez obtenida la sorción se calcula el valor final para solubilidad de acuerdo a las ecuaciones. $Wsl = \frac{m1 - m3}{v}$	Cuantitativa de razón	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
<b>Porosidad</b>	Propiedad de los sólidos que se presenta en su estructura en presencia de vacíos. <sup>(53)</sup>	La porosidad se observa colocando las muestras en un desecador a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y pesándolas cada 24 h hasta que tuvo un peso contante. El valor final se calcula de acuerdo a las ecuaciones $Wa = (dr - da) (Vsp - Vip)$ una vez obtenido el volumen de porosidad interna se obtiene el %P interno.	Cuantitativa de razón	%
<b>Flexión</b>	Deformación consistente en la curvatura experimentada por una barra con un extremo fijo, a lo que se aplica una fuerza. <sup>(47)</sup>	Se coloca una tira de acrílico en los soportes de montaje del dispositivo universal de pruebas de flexión en el cual se va agregando fuerza provocando su flexión y posteriormente su ruptura.	Cuantitativa de razón	MPa
Variables independientes	Definición conceptual	Definición operacional	Naturaleza y escala	Unidad de medida
<b>Técnica de termo polimerización</b>	Activación del proceso de polimerización debido a un aumento en la temperatura del material o una fuente de calor. <sup>(43)</sup>	Se realiza la termo polimerización del PMMA mediante un proceso convencional, utilizando ultrasonido a una frecuencia de 42 kHz durante hora y media para lograr la polimerización. Se utiliza como grupo control el grupo del trabajo de Manuel Gutiérrez (BSS) el cual tiene como condiciones de polimerizado de la resina acrílica mediante una técnica convencional de baño de agua, donde la resina es sumergida en agua a una temperatura de $70^\circ\text{C}$ durante 90 minutos, después se mantuvo en agua a $100^\circ\text{C}$ por 30 minutos, posterior a eso se retira la mufla del agua y se deja a temperatura ambiente durante 30 minutos y finalmente se vuelve a sumergir en agua a temperatura ambiente por otros 15 minutos. <sup>(10)</sup>	Cualitativa	Nominal dicotómica

### 3.5 MÉTODO



## **3.5.1 CONFORMACIÓN DE MUESTRAS**

### **3.5.1.1 MATERIALES PARA LA CONFORMACIÓN DE MUESTRAS**

Los materiales que se utilizaron fueron: (Figura 8)

- Polímero de PMMA y monómero MMA marca Opti-Cryl® (Elaborado en Antioquia, Colombia).
- Mufla para el procesado con técnica de baño de agua convencional.
- Equipo Ultrasónico (ProSonic 1000, modelo MT-5510, capacidad 9.5 L, dimensiones 290x240x150, frecuencia 42 kHz, consumo de potencia 185 W, potencia RF 185 W, elaborado en Danbury, Estados Unidos).
- Vibrador (Atlas 78-1).
- Prensa Hidráulica (Essence Dental Maxx, 3 toneladas, elaborada en Araraquara, Brasil).
- Yeso tipo IV Whip Mix (Elaborado en Kentucky, Estados Unidos).
- Vaselina (Elaborada en Morelia, México).
- Espátula y taza para yeso.
- Mango y hoja de bisturí.
- Pinceles de pelo de camello.
- Recipiente vítreo.
- Separador Yeso acrílico (Elaborado en Ciudad de México, México).
- Lamina de polietileno.
- Micromotor y fresones para acrílico.

### 3.5.1.2 DISEÑO DE MUESTRAS

#### *Sorción y solubilidad*

Se conforman discos de 50 mm de diámetro y 0.5 mm de espesor con una tolerancia de  $0.2 \pm$  mm de acuerdo a la norma ISO 1567. (Figura 6a.)

#### *Resistencia a la flexión*

Se conforman barras de 6.5 cm de largo y 1cm de ancho con un grosor de 5 mm con una tolerancia de igual manera de  $0.2 \pm$  mm. (Figura 6b.)

Todas estas medidas fueron tomadas con un vernier electrónico Caliper®.

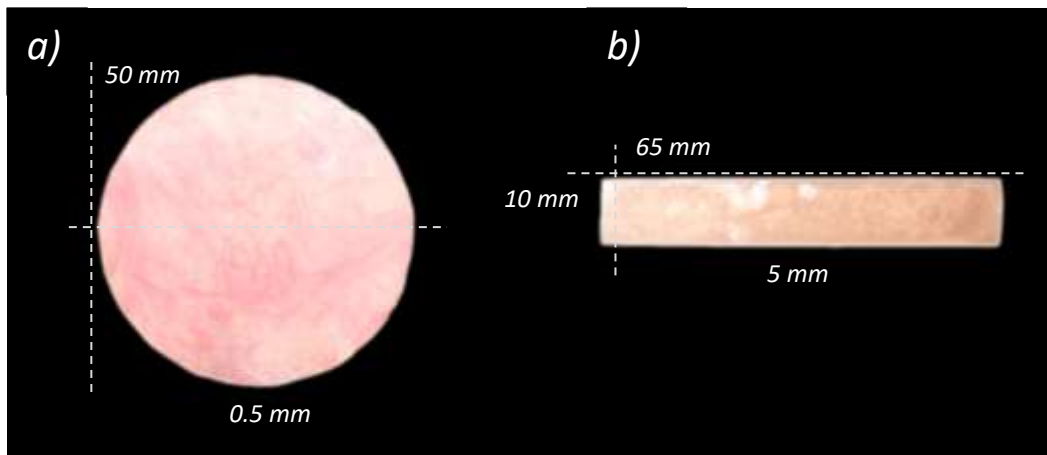


Figura 6. Diseño de muestra a) diámetro 50 mm, grosor 0.5 mm b) largo 65 mm, ancho 10 mm, grosor 5 mm. Fuente propia

### 3.5.1.3 ENMUFLADO

1. Aislar con vaselina la mufla para evitar la adherencia del yeso. (Figura 7a.)
2. Verter el yeso tipo IV ya mezclado con una relación en la mitad inferior de la mufla y posteriormente colocar los moldes de las muestras. (Figura 7b.)
3. Cuando el yeso ya este fraguado, se aísla con vaselina ahora la parte superior de la mufla, mientras que en el yeso ya fraguado se pone separador yeso acrílico. Se cierra la mufla y se coloca el yeso por el orificio de la mufla mientras se coloca en el vibrador para evitar la creación de burbujas internas. (Figura 7c.)
4. Esperar 40 min aproximadamente para que el yeso esté completamente fraguado; abrir la mufla y retirar los moldes de muestra, para obtener el negativo de las muestras. (Figura 7d.)

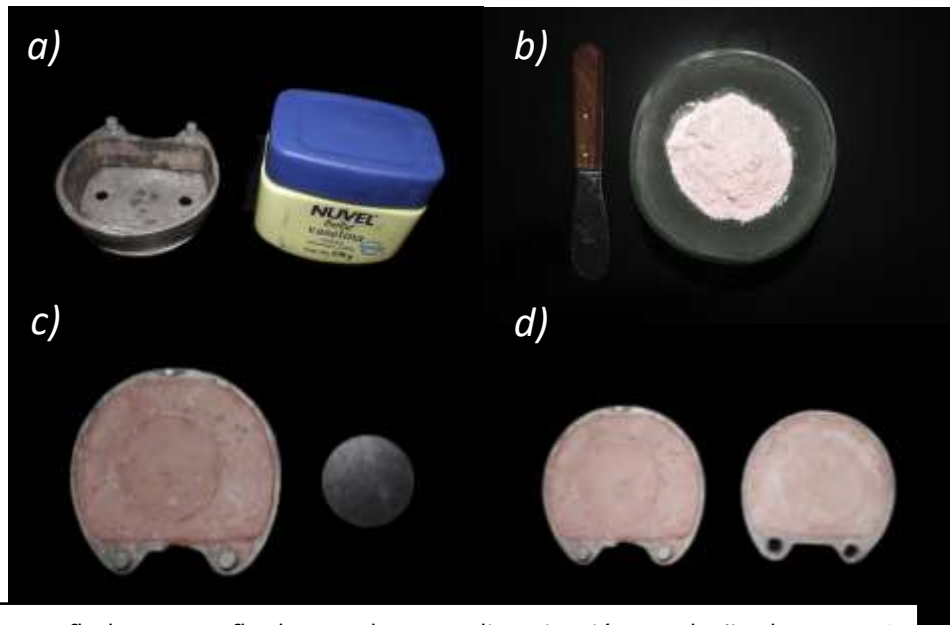


Figura 7. Proceso de enmuflado con mufla de metal para polimerización con baño de agua; a) aislado con vaselina, b) mezclado de yeso, c) colocación muestra en yeso, d) resultado del enmuflado. Fuente propia

### 3.5.1.4 PREPARACIÓN DE MEZCLA

1. La porción para la realización de muestras de polímero y monómero fueron de 3:1.
2. Verter el monómero en un recipiente vítreo, posteriormente colocarlo en un vibrador para maximizar sus propiedades y enseguida ir colocando poco a poco la porción de polímero.
3. Cerrar el recipiente esperar de unos 5 a 7 min hasta que el acrílico se encuentra en una etapa elástica, en ese momento colocarlo en la mufla.

Figura 8. Material necesario para la preparación de mezcla de la resina acrílica. Fuente propia





### 3.5.1.5 EMPAQUETADO

1. Ya colocado el acrílico en la mufla colocar encima una lámina de polietileno húmeda y cerrar la mufla. (Figura 9a.)
2. Llevar la mufla a la prensa hidráulica y prensar la mufla hasta que se sienta ligera resistencia. (Figura 9b.)
3. Una vez prensado abrir la mufla, retirar la lámina de polietileno y retirar la mayor cantidad de excedentes, sin dejar que el acrílico se deshidrate.
4. Volver a cerrar la mufla esta vez sin colocar la lámina y repetir el proceso de prensado.

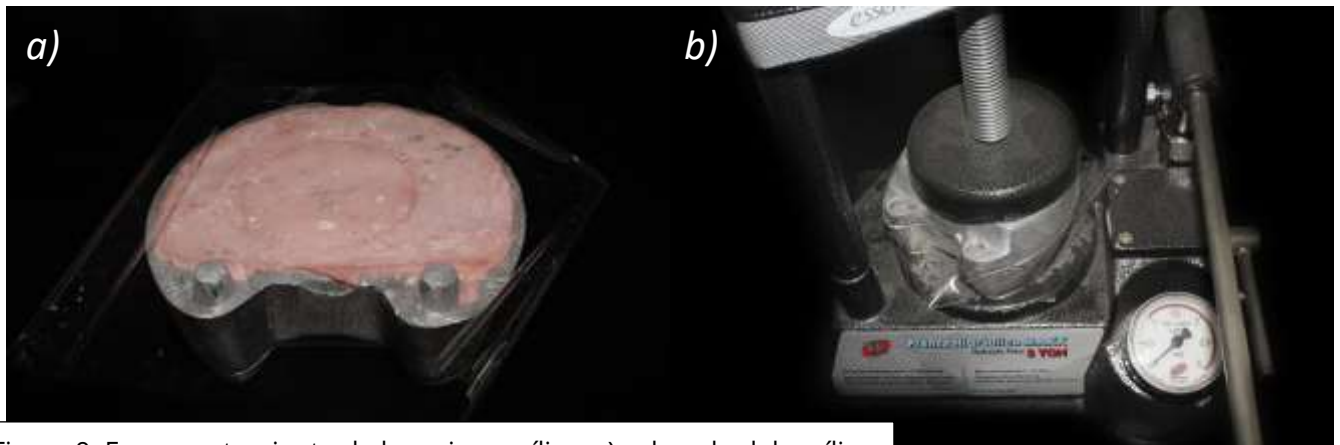


Figura 9. Empaquetamiento de la resina acrílica; a) colocado del acrílico con lamina de polietileno, b) prensado de la mufla. Fuente propia

### 3.5.1.6 POLIMERIZACIÓN ASISTIDA CON ULTRASONIDO

1. Se sumerge la mufla en la tina ultrasónica y se le configura una duración de 1:30 h de funcionamiento a la tina ultrasónica, la temperatura del agua llegó a alcanzar los 60 °C. (Figura 7a.)

2. Se retira la mufla de la tina y se deja en temperatura ambiente por 30 min.

3. Colocar la mufla en agua temperada durante 15 min.

### 3.5.1.7 RETIRO DE MUESTRAS, RECORTE Y PULIDO

1. Pasados los 15 minutos sacar la mufla del agua, secar y abrir la mufla.

2. Retirar cuidadosamente las muestras de acrílico, con fresones para acrílico, eliminar excedentes y pulir la superficie de cada muestra. (Figura 10b.)

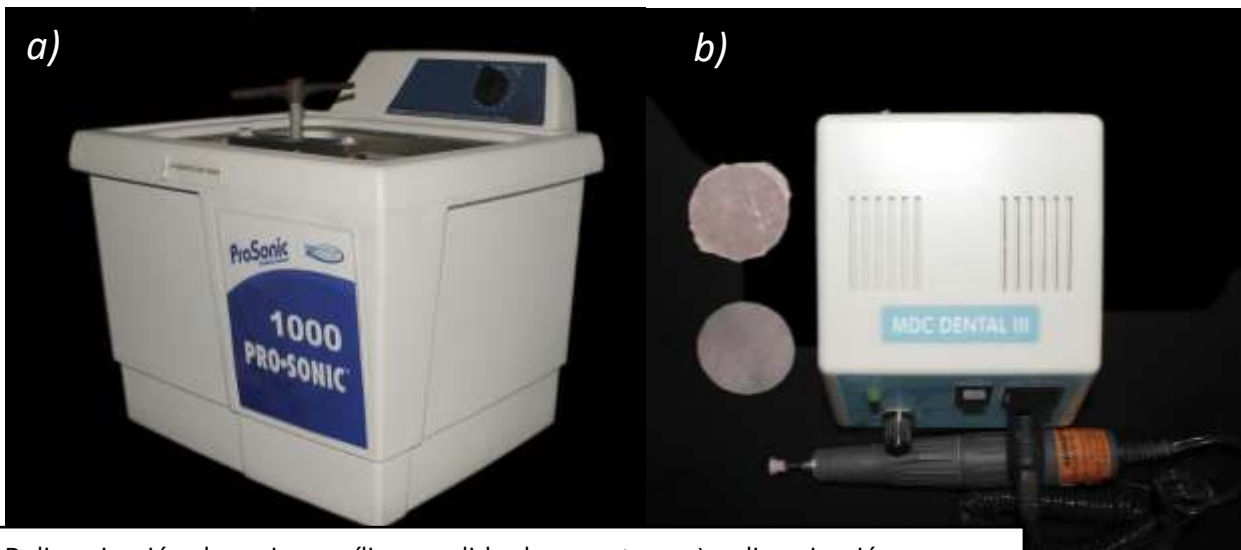


Figura 10. Polimerización de resina acrílica y pulido de muestras; a) polimerización con asistencia de una tina ultrasónica convencional, b) recorte y pulido de muestras con micromotor. Fuente propia

## 3.5.2 PRUEBA DE SORCIÓN, SOLUBILIDAD Y POROSIDAD

### 3.5.2.1 MATERIALES

- Horno (Figura 11)
- Desecadores
- Micrómetro exacto para 0.01mm
- Calibrador exacto para 0.01mm
- Rejilla de metal para colocar las muestras en desecador
- Toalla
- Agua bidestilada
- Bomba de vacío
- Pinzas
- Balanza analítica



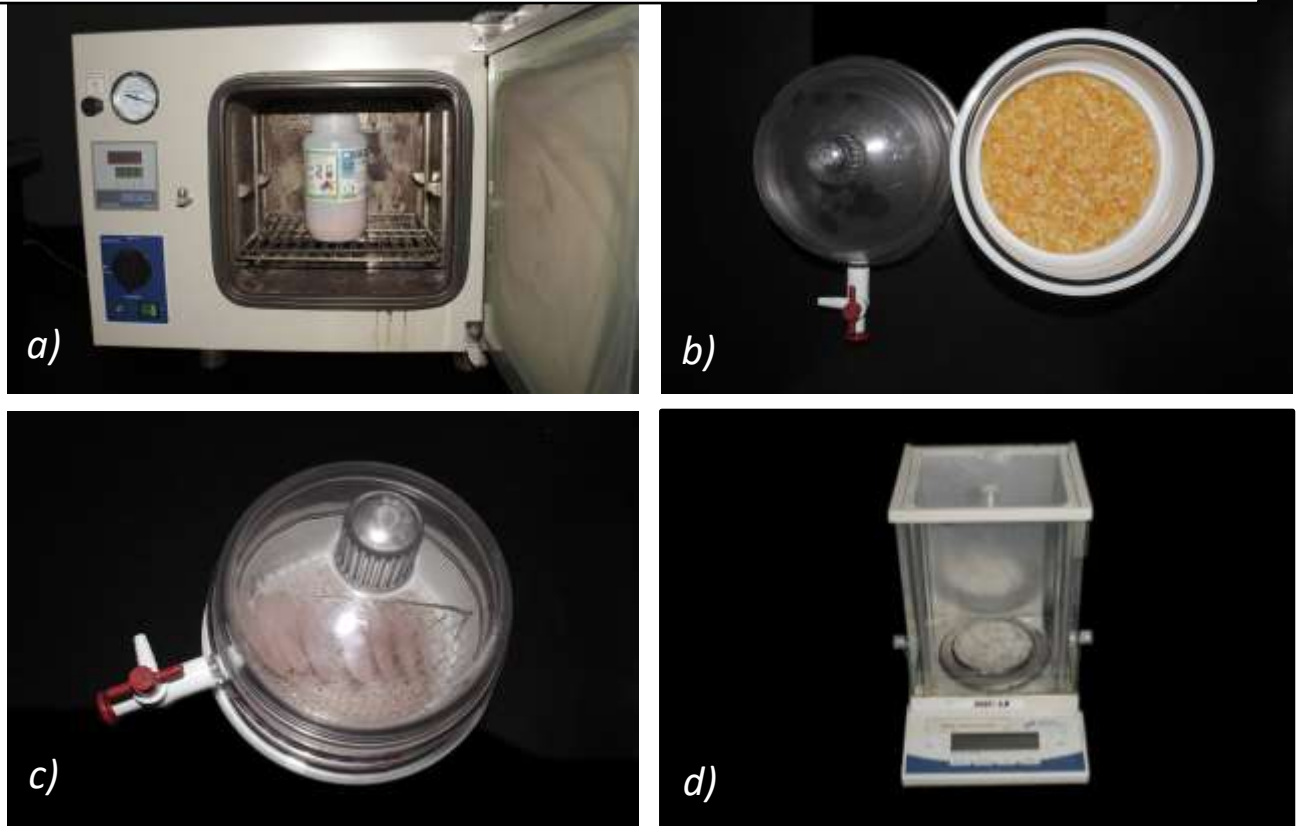
Figura 11. Horno utilizado en esta investigación.  
Fuente propia



### 3.5.2.2 ACONDICIONAMIENTO DE MUESTRAS

1. Colocar las muestras en la rejilla de metal dentro del desecador, este desecador debe contener sílice previamente secado. (Figura 12a.)
2. Colocar el desecador en un horno a  $37\pm 1$  °C, después de 60min las muestras estarán listas para ser pesadas.
3. Llevar las muestras al segundo desecador igualmente con sílice recién secado, e ingresarlo al horno a una temperatura de  $23\pm 2$  °C. Después de 60min las muestras estarán listas para ser pesadas nuevamente.
4. Las muestras deben ser pesadas en una balanza analítica de precisión de 0.02mg. Después de pesar cada muestra volver a colocar sílice recién secado y nuevamente colocar en el horno. (Figura 12d.)
5. Repetir estos pasos constantemente hasta obtener una masa constante ( $m_1$ ), la cual será llamada "masa condicionada" esta será alcanzada hasta que la pérdida de masa entre cada ciclo no sea mayor de 0.2mg. En este punto calculamos el volumen ( $v$ ) de las muestras. El espesor se toma con una medida en el centro y 4 alrededor del disco.

Figura 12. Acondicionamiento de las muestras; a) acondicionamiento de sílice, b) colocación de sílice en el desecador, c) muestras ya colocadas en el desecador, d) balanza utilizada para pesar las muestras de resina acrílica. Fuente propia



### 3.5.2.3 PRUEBA DE POROSIDAD

Para acondicionar las muestras para la prueba de porosidad repetir los pasos anteriormente mencionados hasta el punto 3.5.2.2, o reportar los datos de los grupos de sorción y solubilidad.

### 3.5.2.4 HUMECTACIÓN DE MUESTRAS

1. Sumergir las muestras que ya pasaron por el proceso de secado en agua bidestilada a una temperatura de  $37 \pm 1$  °C durante 7 días. (Figura 13.)
2. Sacar las muestras del agua y quitarles la humedad con una toalla, secar durante 15 segundos con aire y posteriormente pesar las muestras en un tiempo de  $60 \pm 10$  segundos.
3. Registrar esta masa como ( $m_2$ ).

### 3.5.2.5 REACONDICIONAMIENTO DE MUESTRAS

1. Una vez obtenido  $m_2$ , repetimos el proceso de secado una vez más.
2. Registramos esta masa como " $m_3$ " que es de "reacondicionamiento".



Figura 13. Humectación de muestras de resina acrílica. Fuente propia



### 3.5.3 CÁLCULO Y EXPRESIÓN DE RESULTADOS PARA PRUEBA DE SORCIÓN, SOLUBILIDAD Y POROSIDAD

#### 3.5.3.1 SORCIÓN DE AGUA

El valor de sorción de agua (*wsp*) se calcula expresando en microgramos por milímetro cúbico ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) con la siguiente ecuación:

$$wsp = \frac{m2 - m3}{V}$$

Donde:

- *wsp* sorción de agua
- *m2* masa de la muestra después de ser sumergida en agua en microgramos.
- *m3* masa de la muestra reacondicionada.
- *V* volumen de la muestra en milímetros cúbicos.



### 3.5.3.2 SOLUBILIDAD DE AGUA

Se debe calcular la solubilidad de la materia por unidad de volumen (*Wsl*) en cada muestra, se expresa en microgramos por milímetro cúbico ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) con la siguiente ecuación:

$$Wsl = \frac{m1 - m3}{V}$$

Donde:

- *Wsl* solubilidad de agua.
- *m1* masa de la muestra acondicionada en microgramos.
- *m3* masa de la muestra reacondicionada.
- *V* volumen de la muestra en milímetros cúbicos.

\*Nota: se sugiere redondear los valores más cercanos a microgramos por milímetro cúbico.





### **3.5.3.3 PASA/FALLA PRUEBA DE SORCIÓN DE AGUA**

- Si al menos cuatro de los resultados de sorción de agua cumple los requerimientos establecidos en el punto 5.2.11 del manual ISO 1567:1999 el material es aprobado.
- Si al menos tres de los resultados de sorción de agua no cumple con los requerimientos establecido en el punto 5.2.11 del manual ISO 1567:1999 el material se considera que ha fracasado.
- Si solamente tres resultados de sorción de agua cumplen con los requerimientos en el punto 5.2.11 en el manual ISO 1567:1999 preparar y probar una serie de seis muestras adicionales. Si al menos cinco de los resultados de sorción de agua de esta segunda prueba cumplen con los requerimientos establecidos en el punto 5.2.11 en el manual ISO 1567:1999 el material se considera que ha aprobado.

### **3.5.3.4 PASA/FALLA PRUEBA DE SOLUBILIDAD DE AGUA**

- Si al menos cuatro resultados de solubilidad de agua cumplen con los requerimientos en el punto 5.2.12 en el manual ISO 1567:1999 el material es aprobado.
- Si al menos dos de los resultados de solubilidad de agua no cumplen con los requerimientos en el punto 5.2.12 en el manual ISO 1567:1999 el material se considera que ha fracasado.
- Si al menos tres de los resultados cumplen con los requerimientos establecidos en el punto 5.2.11 en el manual ISO 1567:1999 preparar y probar una serie de seis muestras adicionales. Si al menos cinco de los resultados de solubilidad en agua de esta segunda prueba cumplen con los requerimientos establecidos en el punto 5.2.11 del manual ISO 1567:1999 el material se considera que ha aprobado.



### 3.5.3.5 POROSIDAD

Se debe calcular la masa interna de las muestras la cual se logra obtener con la ecuación siguiente:

$$W_a = (d_r - d_a) (V_{sp} - V_{ip})$$

Donde:

- $W_a$  es el peso de la muestra en gramos.
- $d_r$  es la densidad de la resina acrílica (1.198 g / cm<sup>3</sup>).
- $d_a$  es la densidad del aire local el cual es a 21 °C y 585 mmHg (0.00123 g / cm<sup>3</sup>).
- $V_{sp}$  es el volumen de muestras en cm<sup>3</sup>.
- $V_{ip}$  es el volumen de porosidad interna en cm<sup>3</sup>.

Cuando ya se tiene la masa interna de cada muestra, se aplica la siguiente ecuación para obtener la porosidad.

$$\%P = (100)(V_{ip}/V_{sp})$$



## **3.5.4 PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO DE YOUNG**

### **3.5.4.1 MATERIALES**

- Agua bidestilada
- Envase de vidrio o plástico
- Máquina de flexión universal (Shimatsum AGS-X-10kN)
- Pinzas

### **3.5.4.2 HUMECTACIÓN DE MUESTRAS**

Las muestras se colocaron en un envase de vidrio con agua bidestilada durante una semana. Esto realiza antes de las pruebas para tener una humectación simulando a la de la cavidad oral.

### **3.5.4.3 COLOCACIÓN DE MUESTRAS**

Posterior a la humectación, se retiran las muestras del agua y se colocan de forma horizontal en máquina de flexión universal (Shimatsum AGS-X-10kN), donde se aplicó la fuerza de manera uniforme empezando desde 0 (N), usando una velocidad constante de  $(5 \pm 1)$  mm/min hasta que la muestra se fracture (Figura 14). Todo esto de acuerdo a la norma ISO-1567:1999.

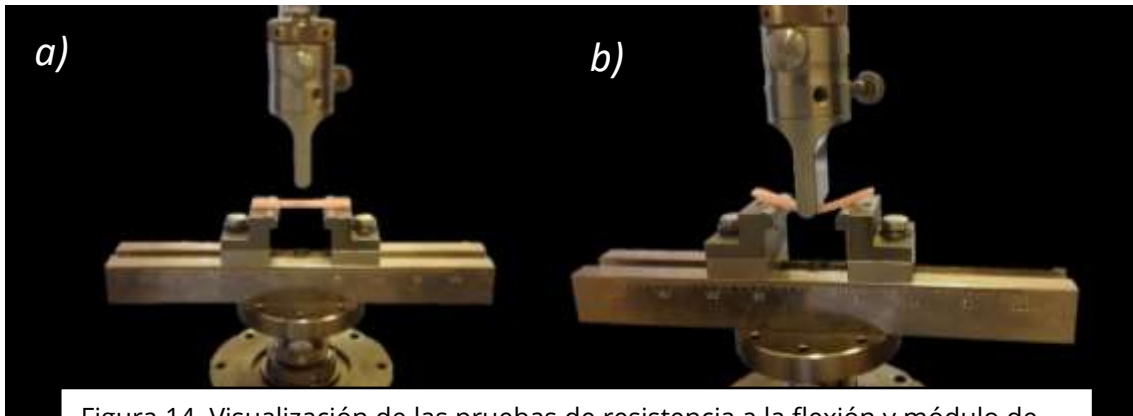


Figura 14. Visualización de las pruebas de resistencia a la flexión y módulo de Young; a) colocación de muestra en la máquina de flexión universal, b) momento previo a la fractura de la muestra. Fuente propia

### 3.5.5 CÁLCULO Y EXPRESIÓN DE RESULTADOS PARA PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO DE YOUNG

#### 3.5.5.1 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Para calcular la fuerza de flexión,  $\sigma$ , en (MPa) se utilizó la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Donde:

- $F$  carga máxima, en newtons, ejercida por la muestra.

- $l$  es la distancia en milímetros entre los soportes, fiel a  $\pm 0.01$ mm.

- $b$  es la anchura en milímetros de la muestra después de ser sumergida en agua.

- $h$  es la altura en milímetros de la muestra después de ser sumergida en agua.



### 3.5.5.2 MÓDULO DE YOUNG

Para calcular el módulo de Young,  $E$ , en (MPa), se utilizó la siguiente ecuación:

$$E = \frac{F_1 l^3}{4bh^3d}$$

Donde:

- $F_1$  es la carga, en newtons, en un punto conveniente en una porción en línea recta del trazo.

\*Nota: Para más precisión, la línea recta debe ser más larga.

- $d$  es la deflexión, en milímetros, de la carga  $F_1$ .

- $l, b, h$  están definidos en la ecuación de resistencia a la flexión.

### 3.5.5.3 PASA/FALLA PRUEBA DE FUERZA DE FLEXIÓN

- Si al menos cuatro de los resultados de cinco especímenes no son inferiores a 65 MPa para polímeros Tipo 1, Tipo 3, Tipo 4 y Tipo 5 y no menos de 60 MPa para los polímeros tipo 2, se considera que el material ha cumplido con requisitos de 5.2.7.
- Si al menos tres de los resultados son inferiores a 65 MPa para los polímeros tipo 1, tipo 3, tipo 4 y tipo 5 y menos de 60 MPa para polímeros tipo 2, se considera que el material ha fallado por completo.



- Si dos de los resultados son inferiores a 65 MPa para los polímeros Tipo 1, Tipo 3, Tipo 4 y Tipo 5 y 60 MPa para Tipo 2, repita toda la prueba, pero en esta ocasión prepare seis tiras de muestras.
- Si al menos cinco de los resultados no son inferiores a 65 MPa para los polímeros tipo 1, tipo 3, tipo 4 y tipo 5 y no menos de 60 MPa para polímeros Tipo 2 en la segunda ocasión, se considera que el material ha cumplido con requisitos de 5.2.7.

#### **3.5.5.4 PASA/FALLA PRUEBA DE MÓDULO DE YOUNG**

- Si al menos cuatro de los resultados superaron los requisitos de 5.2.7 en la primera ocasión, calcule el módulo de flexión de acuerdo con 8.5.3.5.2 para cada una de las cinco muestras.
- Si se probó una segunda serie, calcule el módulo de flexión para cinco de las seis muestras de esta serie solamente.
- Si al menos cuatro de los resultados no son inferiores a 2 000 MPa para los polímeros tipo 1, tipo 3, tipo 4 y tipo 5 y no menos de 1 500 MPa para polímeros de Tipo 2, se considera que el material cumple con los requisitos de 5.2.8.
- Si al menos tres de los resultados son inferiores a 2 000 MPa para los polímeros tipo 1, tipo 3, tipo 4 y tipo 5 y menos de 1 500 MPa para polímeros tipo 2, se considera que el material ha fallado por completo.



- Si dos de los resultados son inferiores a 2 000 MPa para los polímeros tipo 1, tipo 3, tipo 4 y tipo 5 y menos de 1 500 MPa para polímeros tipo 2, repita toda la prueba, pero en esta ocasión prepare seis tiras de muestras. En esta serie, al menos cinco resultados para la resistencia a la flexión y el módulo de flexión deberán cumplir con los requisitos de 5.2.7 y 5.2.8.

### **3.5.6 INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS**

Se reportó el número de todas muestras evaluadas para la prueba de sorción de agua y solubilidad de agua, como también para las pruebas de fuerza de flexión y módulo de Young, y se hizo una comparación con el número de muestras que cumplen con el punto 5.2.11, 5.2.12, 5.2.7 y 5.2.8 del manual ISO 1567:1999 y se determinó si el material cumplió con los requisitos en cada una de las pruebas.

#### **3.5.6.1 PUNTO 5.2.11 DEL MANUAL ISO 1567:1999 SORCIÓN**

Cuando el polímero procesado se prueba de acuerdo con el punto 8.8, el aumento de la masa volumétrica (sorción de agua) no debe exceder a  $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para polímero Tipo 1, Tipo 2, Tipo 3, Tipo 4 o Tipo 5. (Ver tabla 2)



### **3.5.6.2 PUNTO 5.2.12 DEL MANUAL ISO 1567:1999 SOLUBILIDAD**

Cuando el polímero procesado se prueba de acuerdo con el punto 8.8, la pérdida en masa volumétrica (Materia soluble) no excederá a  $1.6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para polímero Tipo 1, Tipo3, Tipo 4, o Tipo 5 y no debe exceder  $8.0 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para Tipo 2. (Ver tabla 2)

### **3.5.6.3 PUNTO 5.2.7 DEL MANUAL ISO 1567:1999 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN**

Cuando se determina de acuerdo con 8.5.3.5, la resistencia a la flexión no debe ser menor a 65 MPa para polímeros Tipo 1, Tipo 3, polímeros tipo 4 y tipo 5 y no menos de 60 MPa para polímeros tipo 2 cuando se prueban en agua a  $(37 \pm 1)^\circ \text{C}$ . (Ver tabla 2)

### **3.5.6.4 PUNTO 5.2.8 DEL MANUAL ISO 1567:1999 MÓDULO DE YOUNG**

Cuando se determina de acuerdo con 8.5.3.5, el módulo de flexión del polímero procesado debe ser al menos 2 000 MPa para los polímeros tipo 1, tipo 3, tipo 4 y tipo 5 y al menos 1 500 MPa para los polímeros tipo 2 cuando es probado en agua a  $(37 \pm 1)^\circ \text{C}$ . (Ver tabla 2)





Tabla 2. Resumen de los límites para los requisitos descritos en 5.2.7, 5.2.8, 5.2.10, 5.2.11 y 5.2.12 de la norma ISO 1567:1999.

Requerimientos	Fuerza flexible [MPa] min.	Módulo de flexión [MPa] min.	Metil metacrilato monómero residual Porcentaje de fracción de masa Max.	Sorción [ $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ] Max.	Solubilidad [ $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ] Max.
Tipo 1, 3, 4, 5	65	2000	2.2	32	1.6
Tipo 2	60	1500	4.5	32	8.0

### 3.5.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se calculó promedio y desviación estándar. A los datos obtenidos en las diferentes pruebas a las que se sometió la resina acrílica se les aplicó una prueba de Shapiro-Wilk con valor alfa de ( $p < 0.05$ ) para saber si su distribución era normal.

Dependiendo del resultado, posteriormente se realizó un análisis de T-Student con un valor de ( $p > 0.05$ ) si la distribución fue normal, o un análisis de U Mann-Whitney con un valor ( $p \leq 0.05$ ) si la distribución fue no normal. Los datos fueron representados con gráficos de columnas agrupadas.

# **CAPÍTULO 4**

## **RESULTADOS DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN**



## 4. RESULTADOS

### 4.1.1 SORCIÓN Y SOLUBILIDAD

En los datos de sorción y solubilidad se utilizó la “Estadística Descriptiva o Análisis Exploratorio de Datos” para presentar la medida de tendencia central de promedio y la principal medida de dispersión de desviación estándar. El grupo “ultrasonido” es el resultado del promedio de 10 muestras seleccionadas que cumplieron los criterios de inclusión, y el grupo “control” fue el grupo que tuvo mejores resultados en la investigación de José Manuel Gutiérrez<sup>(11)</sup> ya antes mencionada, el cual constó en polimerizar la resina mediante el método convencional por baño de agua, la cual fue sumergida en agua a una temperatura de 70 °C durante 90 minutos, posteriormente se mantuvo en agua a 100°C por 30 minutos, luego se sacó del agua la mufla y se dejó en temperatura ambiente durante 30 minutos y por último se colocó la mufla nuevamente en agua a temperatura ambiente durante 15 minutos.

En la tabla 3. se puede observar que las muestras polimerizadas con ultrasonido tienen menor promedio de sorción que el grupo control lo que demuestra su sorción de agua es mejor.

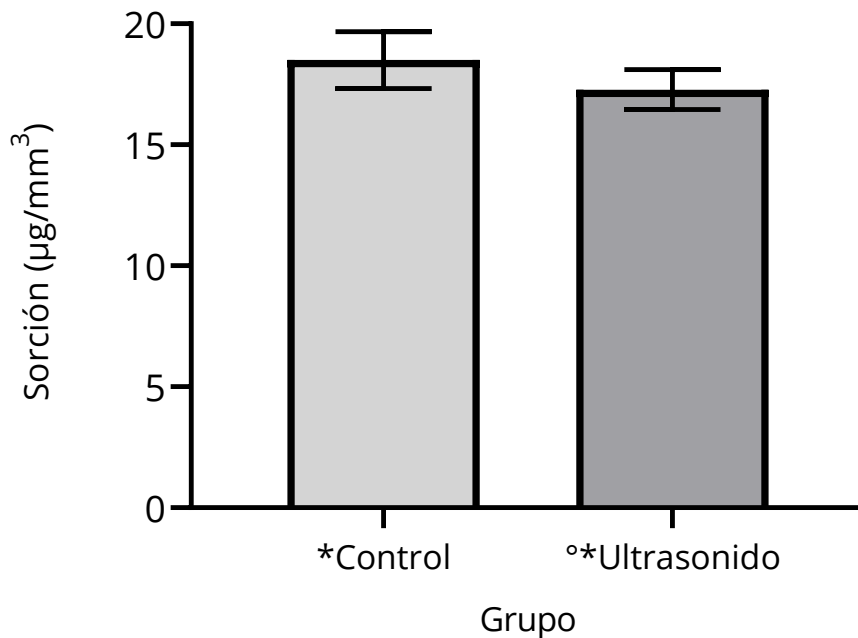
Tabla 3. Estadística descriptiva para la evolución de sorción de agua. Fuente propia

Grupo	Máximo – Mínimo ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	Promedio ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	Desviación Estándar ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )
Control	20 - 16	18.5	1.17
Ultrasonido	18.16 - 15.79	17.28	0.82



° Shapiro-Wilk ( $\alpha < 0.05$ )

\*Mann Whitney ( $p < 0.05$ )



Gráfica 1. Representación gráfica del promedio (n=10) y desviación estándar del grupo ultrasonido y grupo control de los valores de sorción de agua. Fuente propia

En la gráfica 1 se observa que el grupo ultrasonido tiene una distribución normal gracias a la prueba de Shapiro-Wilk, además que entre los dos grupos existe una heterogeneidad comprobado con la prueba de U Mann Whitney.

En la tabla 4. se puede apreciar que las muestras polimerizadas con ultrasonido presentan una solubilidad promedio de  $0.55 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ , valor mayor del  $0.34 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  del grupo control.

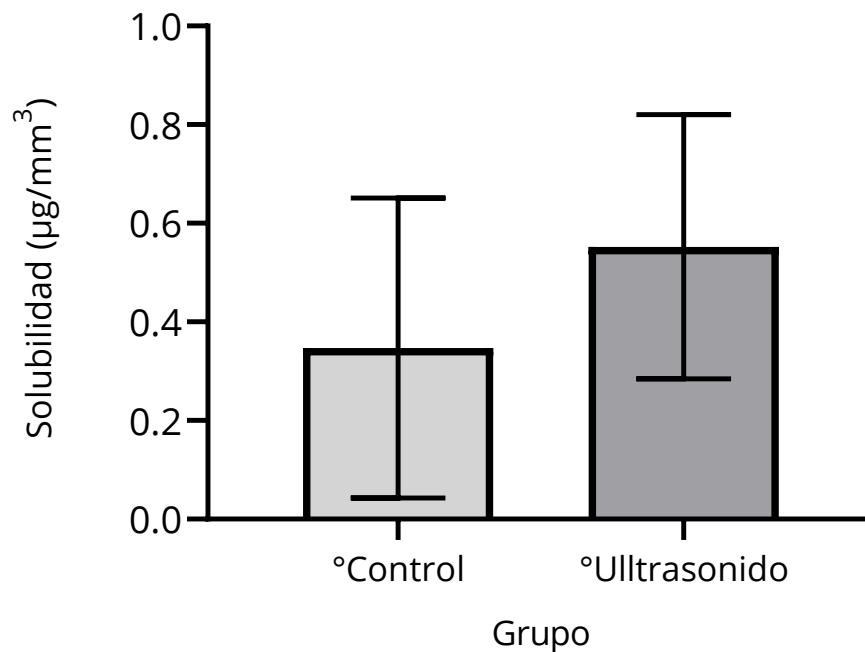


Tabla 4. Estadística descriptiva para la evolución de solubilidad de agua. Fuente propia

Grupo	Máximo - Mínimo ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	Promedio ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	Desviación Estándar ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )
Control	1.0 - 0	0.34	0.30
Ultrasonido	0.99 - 0.05	0.55	0.26

° Shapiro-Wilk ( $\alpha < 0.05$ )

\*T-Student ( $p > 0.05$ )



Gráfica 2. Representación gráfica del promedio ( $n=9$ ) y desviación estándar del grupo ultrasonido y grupo control de los valores de solubilidad de agua. Fuente propia

En la gráfica 2 muestra que tanto el grupo ultrasonido como el grupo control tienen una distribución normal según la prueba de Shapiro-Wilk, además que entre los dos grupos no existe una heterogeneidad comprobado con una prueba de T-Student.



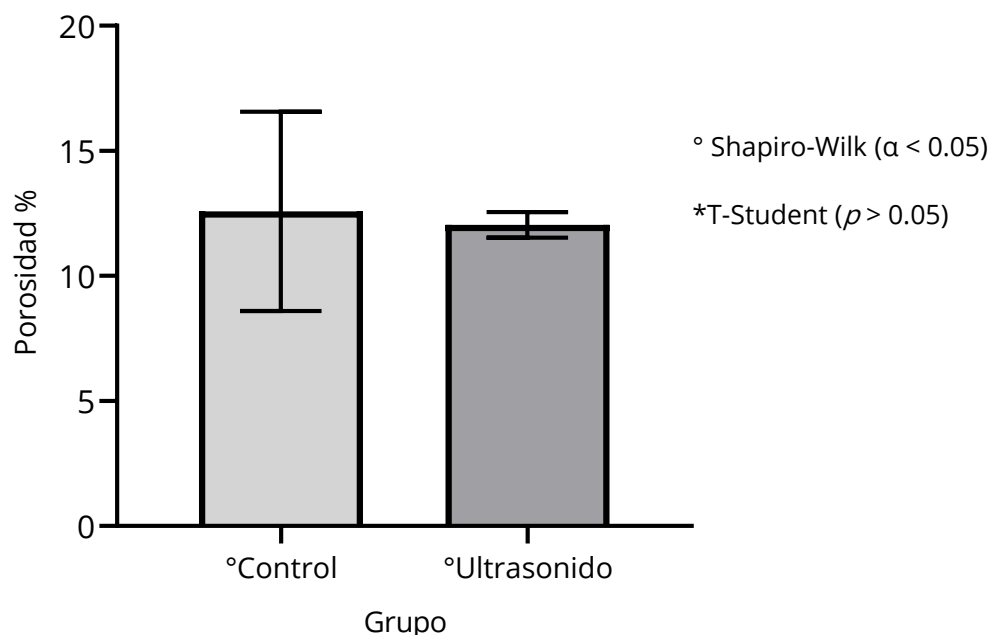
## 4.1.2 POROSIDAD

Para presentar la porosidad se utilizó una tabla estadística descriptiva para presentar la principal medida de dispersión de desviación estándar.

En la tabla 7 se puede apreciar que tiene un porcentaje de porosidad menor en comparación al grupo control, de igual manera el grupo polimerizado con ultrasonido presenta una menor desviación estándar. Los grupos nuevamente resultaron con una distribución normal utilizando la prueba de Shapiro-Wilk, mientras que los grupos no muestran una igualdad de distribución entre sí al realizarles la prueba T-Student.

Tabla 5. Estadística descriptiva para la evolución de porosidad. Fuente propia

Grupo	Máximo -Mínimo %	Promedio %	Desviación Estándar %
Control	17.7 - 6.2	15.4	3.09
Ultrasonido	12.86 - 11.09	12.04	0.51



Gráfica 3. Representación gráfica del promedio (n=10) y desviación estándar del grupo ultrasonido y grupo control de los valores de porosidad. Fuente propia

### 4.1.3 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO DE YOUNG

Cada muestra de acrílico fue graficada con los parámetros de fuerza máxima, fuerza de rotura, fuerza y módulo elástico.

En la figura 15, se puede observar cómo fueron graficadas las pruebas mecánicas por el Instituto Superior Tecnológico de Irapuato, la muestra representada fue seleccionada por ser una de las más cercanas al promedio de cada parámetro representado.

Palabra llave		Nombre de producto	
Nombre de archivo de ensayo	Prueba 6.xtas	Nombre de metodo de ensayo	Flexion_5.xmas
Fecha de informe	14/08/2011	Fecha de ensayo	14/08/2011
Modo de Ensayo	Sencillo	Tipo de ensayo	Flexión 3 ptos.
Velocidad	5mm/min	Forma	Plana
Nº de partidas:	1	Nº de muestras:	1

Nombre	Max. Fuerza	Rotura Fuerza	LE1 Fuerza	M.Elastico
Parametros	Calc. at Entire Areas	Sensibilidad 10	0.2 %	Fuerza 10 – 20 N
Unidad	N	N	N	N/mm2
1_1	73.2851	69.1493	52.5077	1188.49

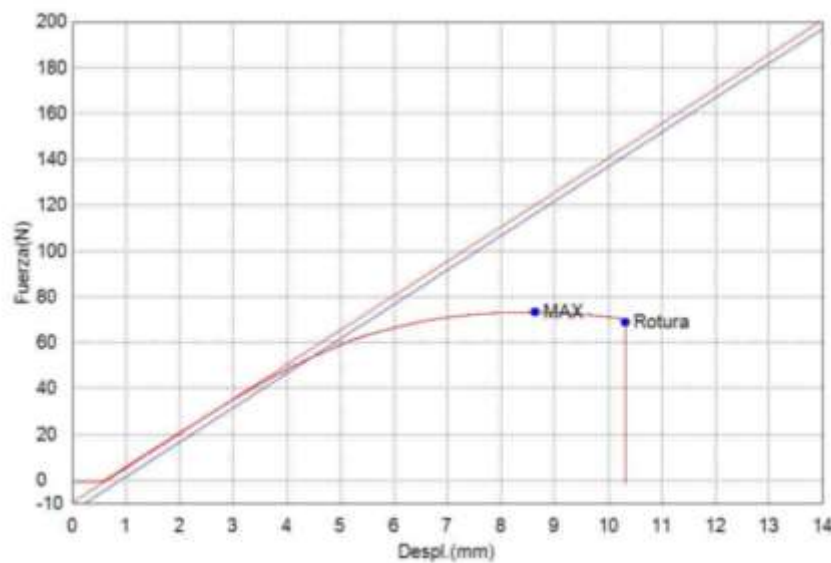


Figura 15. Gráfica representativa de las pruebas de flexión con sus respectivos parámetros.



Nuevamente se utilizó la “Estadística Descriptiva o Análisis Exploratorio de Datos” para presentar la medida de tendencia central de promedio y la principal medida de dispersión de desviación estándar. El grupo “control” es el grupo polimerizado mediante baño de agua del capítulo del libro anteriormente mencionado de Arenas Arroccenas y su grupo de trabajo. <sup>(10)</sup>

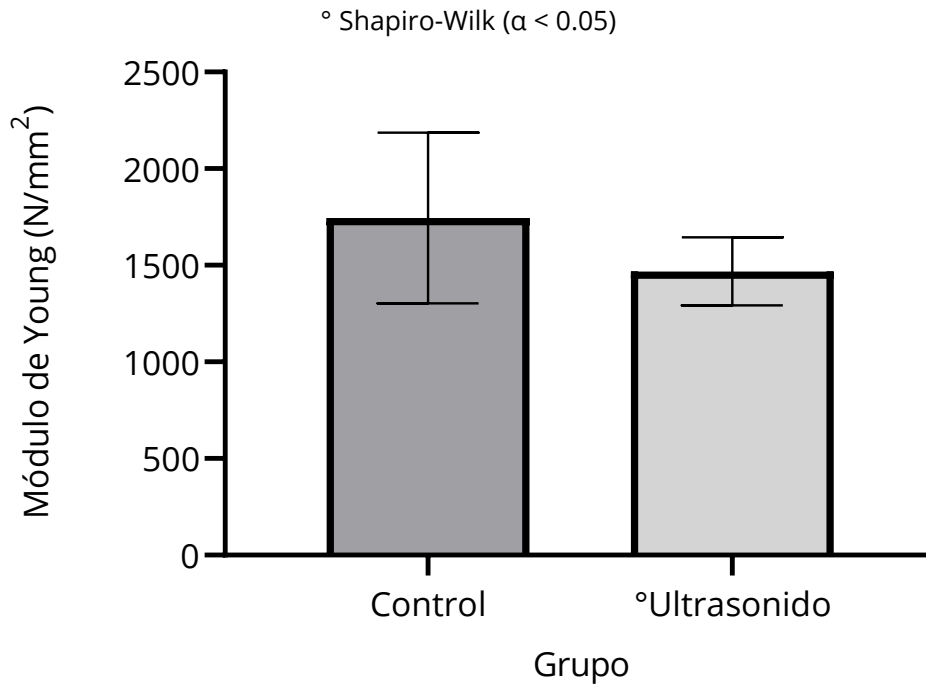
De las 10 muestras obtenidas se promedió su resultado que obtuvieron en la prueba de módulo de elasticidad para ser comparado con el grupo control (tabla 6), donde se muestra que el acrílico polimerizado con ultrasonido tiene valores por debajo a un acrílico polimerizado convencionalmente con baño de agua, los cuales atribuimos al grado de temperatura de 60°C en la que fue polimerizada la resina acrílica asistida con ultrasonido.

En la tabla 7 se realizó un promedio de los valores de resistencia a la flexión de las muestras y fueron comparadas con un grupo control, teniendo la resina acrílica polimerizada con ultrasonido buenos resultados, ya que tuvieron mejor resultado a los del grupo control, superando así los requisitos mínimos de la norma ISO: 1567.

Tabla 6. Valores promedio y desviación estándar del módulo Young del grupo ultrasonido y grupo control. Fuente propia

	Módulo de Young (N/mm <sup>2</sup> )	Desviación Estándar
Grupo Control	1744.40	441.85
Grupo Ultrasonido	1468.43	166.62





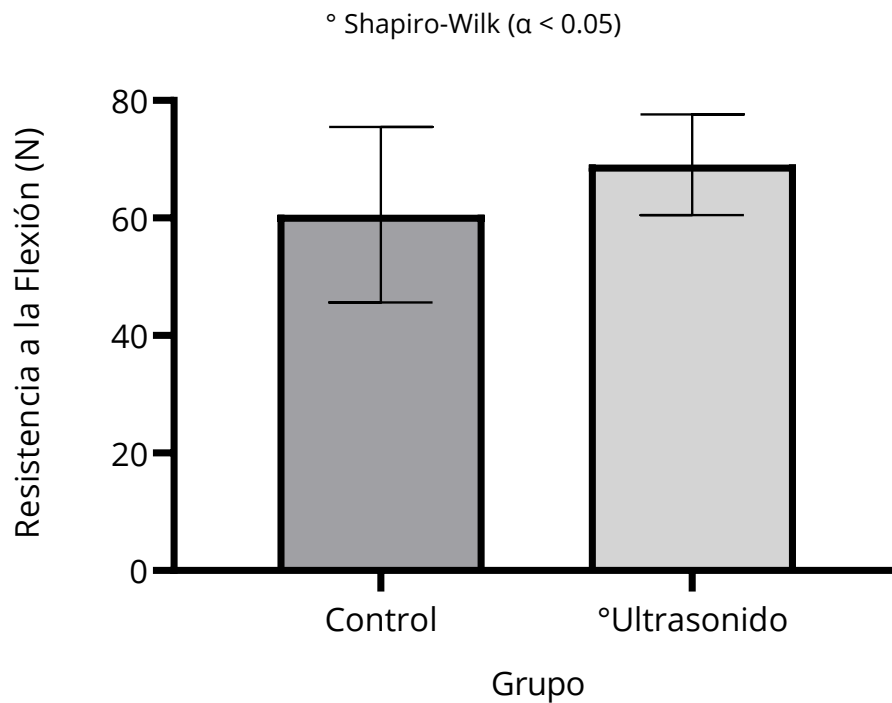
Gráfica 5. Representación gráfica de los valores promedio ( $n=10$ ) y desviación estándar del módulo de Young del grupo ultrasonido y grupo control. Fuente propia

En este caso solo se logró realizar la prueba de Shapiro-Wilk en los grupos de esta investigación, debido a que no se contaba con los datos individuales de cada muestra como fue en el caso del trabajo de Manuel Gutiérrez, aun así, se pudo demostrar con dicha prueba que en ambas pruebas físicas los grupos presentan una distribución normal.



Tabla 7. Valores promedio y desviación estándar de la resistencia a la flexión del grupo ultrasonido y grupo control. Fuente propia

	Resistencia a la flexión (N)	Desviación Estándar
Grupo Control	60.57	14.91
Grupo Ultrasonido	69.07	8.12



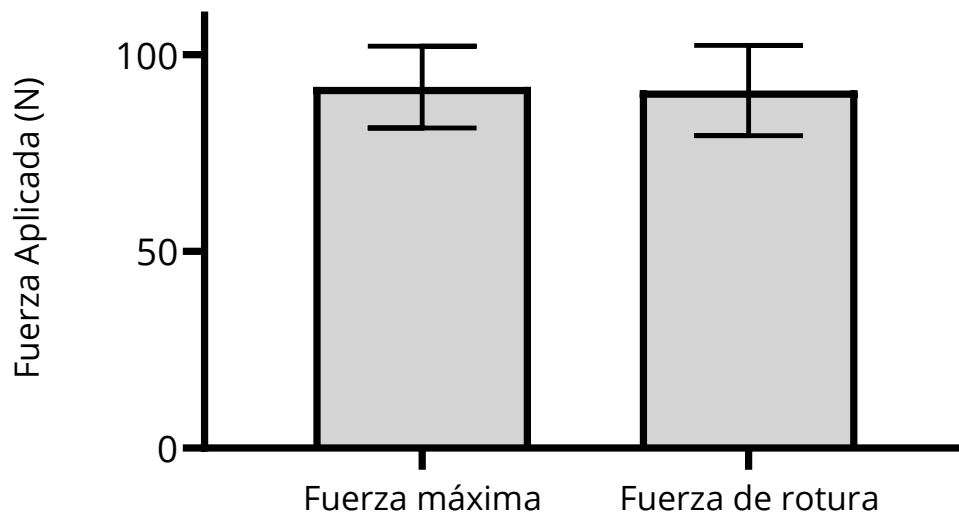
Gráfica 6. Representación gráfica de los valores promedio (n=10) y desviación estándar de la resistencia a la flexión del grupo ultrasonido y grupo control. Fuente propia



### 4.1.3.1 COMPARACIÓN ENTRE MÁXIMA FUERZA Y FUERZA DE ROTURA

Se realizó la gráfica 7 en donde se comparó la máxima fuerza con la fuerza de rotura y la fuerza con el módulo elástico. Se puede observar que la mayoría de las muestras resistieron una fuerza de entre 70 y 90 N, donde la muestra n5 fue la que menos fuerza resistió 69.15 N y la muestra n1 resistió 105.79 N al momento de fracturarse siendo la muestra que soportó más fuerza.

Se realizó un promedio tomando los datos de las 10 muestras de la fuerza de rotura y fuerza máxima, dando como resultado que la fuerza promedio de rotura fue de 90.9 N y el promedio de fuerza máxima de las muestras fue de 91.77 N.



Gráfica 7. Representación gráfica del promedio (n=10) y desviación estándar de la fuerza máxima y la fuerza de rotura. Fuente propia



## 4.2 DISCUSIÓN

Se analizaron muestras de resina acrílica de marca Opti-Cryil®, aplicando las pruebas de sorción, solubilidad, resistencia a la flexión, módulo de elasticidad o de Young y porosidad, utilizando el material y equipo necesario respecto a la norma ISO 1567:1999.

### 4.2.1 SORCIÓN Y SOLUBILIDAD

Bajo la norma ISO 1567:1999 se efectuaron las pruebas de sorción y solubilidad cumpliendo todos los requerimientos que esta norma dicta.

Manuel Gutiérrez <sup>(12)</sup> en su trabajo de tesis “Evaluación de propiedades físicas de una resina acrílica para bases de dentadura polimerizada con las técnicas convencional, microondas y ultrasonido” polimerizó varios grupos de resina acrílica marca Opti-Cryil® con las técnicas de baño de agua, microondas y ultrasonido, variando la temperatura y la frecuencia en la técnica de ultrasonido. En su estudio los mejores resultados fueron el acrílico polimerizado con técnica de agua, considerado en la presente investigación el grupo control teniendo 19.34  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  y 0.53  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  y un grupo polimerizado con técnica asistida con ultrasonido con una frecuencia de 37 kHz.



Pfeiffer <sup>(55)</sup> en su estudio “monómero residual del metil-metacrilato, sorción de agua y solubilidad de agua de materiales hipoalergénicos de bases de dentaduras” de igual manera polimerizó resina acrílica termopolimerizable, pero de la marca Sinomer®, reportando una sorción de 26.38  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  y una solubilidad 0.84  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ .

Lassila <sup>(56)</sup> demostró en su estudio “Polímero de base de dentadura Allident Sinomer® propiedades mecánicas, sorción de agua y liberación de compuestos residuales” que aplicando la técnica de baño convencional de agua con la condición de hervir el agua durante 40 minutos y aplicando las pruebas indicadas por la norma ISO 1567:1999 resultó que la resina acrílica polimerizable tuvo una sorción de 26.4  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  y una solubilidad de 1.52  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ .

En el presente estudio la resina acrílica Opti-Cryil® polimerizada con ultrasonido a una frecuencia de 42 kHz resultó con muy buenas propiedades en comparación de los anteriores estudios de Manuel Gutiérrez y Concepción Arenas resultando con un promedio de 17.28  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  en sorción de agua y 0.55  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  en solubilidad de agua.



## 4.2.2 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO DE YOUNG

Las propiedades mecánicas son propiedades de gran importancia y un factor determinante para el éxito del material, ya que las fracturas en las bases de dentadura ocurren frecuentemente por la interacción de las fuerzas de impacto y fatiga a la flexión, estas fuerzas lo que provocan es que a repetidos esfuerzos por muy mínimo que sean pueden llegar a provocar la fractura del material. <sup>(57)</sup>

En el capítulo de libro de Arenas Arrocenas <sup>(10)</sup> "Nuevas tendencias para el procesamiento de poli (metil metacrilato) biomaterial para prostodoncia total", se realizaron pruebas físicas a varios grupos de resina acrílica Opti-Cryl® polimerizada con asistencia de un ultrasonido a diferentes frecuencias, la frecuencia con mejores resultados fue a 80 kHz a una potencia del 100%, dando unos valores en el módulo de Young de  $1828.08 \pm 363.67$  MPa y en la resistencia a la flexión de  $62.14 \pm 12.92$  MPa, logrando así tener unos valores aprobatorios en base a la norma ISO:1999.

En la resistencia a la flexión, la resina acrílica de este estudio obtuvo valores por encima del trabajo de Arenas Arrocena, ya que tiene una resistencia a la flexión de  $69.07 \pm 8.12$  MPa donde el grupo control reporta  $60.57 \pm 14.21$  MPa, en esta propiedad logra aprobar el requisito mínimo de la norma ISO 1567:1999 el cual es 65 MPa. En el módulo de elasticidad se reportó un promedio de  $1468.43 \pm 166.62$  MPa en la resina acrílica del presente estudio y un promedio de  $1744.40 \pm 441.85$  MPa en el grupo control, desafortunadamente la norma ISO 1567:1999 exige que la resina termopolimerizable debe tener un módulo de elasticidad mínimo de 2000 MPa; indicativo de que esta resina es más frágil y puede llegar a fracturarse con mayor facilidad.



## 4.2.3 COMPLEMENTOS DE LA INVESTIGACIÓN

### 4.2.3.1 MONÓMERO RESIDUAL

Esta propiedad no pudo ser realizada en este estudio debido a la limitación del equipo y materiales necesario que pide la norma ISO 1567:1999, pero en la busca de información relacionada a esta propiedad se encontraron resultados muy interesantes.

Taskid <sup>(58)</sup> en su estudio “tinas ultrasónicas reducen el monómero residual en resinas acrílicas” el cual se basó en la norma ISO 20795-1:203 reporta que sumergió resina acrílica termopolimerizable Meliodent Heraeus® en una tina ultrasónica con agua a 50°C durante 1 hora; en esta investigación concluye que el mejor resultado para conseguir menor monómero residual en una resina termopolimerizable se requiere como mínimo un tratamiento ultrasónico de 40 kHz a 50°C es de 5 a 10 minutos aproximadamente. Este resultado con un porcentaje de  $1.59 \pm 0.10\%$  mg de los 2.2% mg que la norma ISO pide como requisito.

Taskid <sup>(59)</sup> nuevamente con otra investigación “El efecto de varias frecuencias en tinas ultrasónicas para reducir el monómero residual de la resina acrílica” basado en la norma ISO 20795-1:203 encontró que a frecuencias arriba de 80kHz, la cantidad de monómero residual en el acrílico era mayor, explica que esto se puede deber que las frecuencias debajo de 60 kHz causan fuerzas de alto impacto que extraen más monómero residual, mientras que a altas frecuencias no ocurre. En este trabajo comparó las frecuencias de 40kHz, 80kHz y 120kHz concluyendo que la frecuencia que extrae más monómero y sustancias residuales es a 40kHz.



El monómero residual es una propiedad muy importante en la resina acrílica ya que este monómero es tóxico para los tejidos y suele llegar a irritarlos, ahora bien, en esta investigación se usó una frecuencia de 42kHz de una tina ultrasónica convencional, lo que indica que la resina acrílica procesada en esta investigación podría llegar a tener el porcentaje de monómero residual requerido por la norma ISO 1567:1999.

#### **4.2.3.2 POROSIDAD**

De acuerdo a la norma ISO 1567:1999 se realiza una inspección solo visual, en la cual no debería ser visible ningún poro de gran tamaño. En las muestras de este estudio no lograron verse dichas porosidades lo cual indica que cumple el requisito de la norma.

Comparando los resultados obtenidos en este estudio la porosidad es menor en comparación a las muestras obtenidas con la técnica de baño de agua del trabajo de tesis de José Manuel, <sup>(5)</sup> teniendo una porosidad de 12.04% y 15.4% respectivamente, indicando que a una frecuencia de 42 kHz se obtiene menor cantidad de porosidad del material.





## 4.3 CONCLUSIONES

En las pruebas de sorción de agua, solubilidad y porosidad resultó ser la hipótesis rechazada, donde la resina acrílica Opti-Cryl® termopolimerizada con asistencia de ultrasonido obtuvo buenas propiedades, pero aun así no superó la solubilidad de agua de la resina polimerizada con la técnica de baño convencional.

En las pruebas de resistencia a la flexión y módulo de Young tenemos que la hipótesis también fue rechazada, ya que, aunque la resina acrílica Opti-Cryl® termopolimerizada con asistencia ultrasónica obtuvo mejores valores de resistencia de flexión al grupo control, presentó unos resultados inferiores al mínimo requerido por la norma ISO 1567:1999 en el módulo de elasticidad.

El producto obtenido en el presente estudio logró superar mis expectativas, logrando tener en la mayoría de las propiedades físicas una resina acrílica muy similar a la polimerizada con baño de agua, dejando así una alternativa viable para su uso y si se logra en un futuro mejorar el módulo de Young y comprobar el monómero residual, podría ser la técnica de polimerización asistida con un ultrasonido convencional la mejor técnica sin duda en la actualidad en cuanto se trate de polimerizar resina acrílica termopolimerizable.



## REFERENCIAS

1. Powers JM, Skaguchi RL. Restorative dental materials. CV Mosby, St. Louis, 2006.
2. Shillingburg HT, Hobo S, Whittset LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Co Inc, Illinois. 1997
3. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. 1982; 9-115.
4. Berger JC. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. Prosthodont 2006; 15: 180-6.
5. Waltimo T, Johanna T. Adherence of candida albicans on the surface of the polymethyl methacrylate-E fiberglass domain used in dentures. Int Prosthodont 1999; 12:83-86.
6. Winkler S. Essentials Of Complete Denture Prosthodontics. Littleton Massachusetts. 1999.
7. Kanie T, Kadosawa A, Arikawa H, Fijii K, Ban S. Flexural properties of ethyl or methyl methacrylate-UDMA blend polymers. J Dent Mater 2010; 14:575-81.
8. Ensminger D, Bond LJ. Ultrasonics: Fundamentals, Technologies, and Applications. Florida: CRC Press. 2011.
9. Hesson JR. Basics of ultrasonic cleaning. <[www.hesson.com/fundamentals-of-ultrasonic-cleaning.html](http://www.hesson.com/fundamentals-of-ultrasonic-cleaning.html)>.



10. Arenas MC, Argueta L, Acosta L, García R, Arenas O, Camacho B, Rodriguez P, Fuente J. New Trends for the Processing of Poly(Methyl Methacrylate) Biomaterial for Dental Prosthodontics. Boreddy S.R. Reddy. Acrylic polymers In healthcare. INTECH. 2017; 48-52.
11. Gutiérrez M. Tesis licenciatura, Escuela Nacional de Estudios Superiores. Evaluación de propiedades físicas de una resina acrílica para bases de dentadura polimerizada con las técnicas convencional, microondas y ultrasonido, 2018.
12. Skinner R. The Science of Dental Materials, Synthetic Resins Chemistry. Ed Interamericana. 1985; 160-212.
13. Carrasquero L. Fundamentos de polímeros. IV Escuela Venezolana para la enseñanza de la química. 2004; 03-20.
14. Pine S. Organic Chemistry. 2° ed. McGraw-Hill. 1988; 982-989.
15. Soutif JC, Brosse JC. Polymers. Hüthig & Wepf Verlag. 12. 1990; 3.
16. Vallittu, PK. Interpenetrating polymer networks (IPNs) in dental polymers and composites. J Adhes. Sci. Technol. 23. 2009; 961-972
17. Osawa DJV. Prostodoncia Total 5° ed. México UNAM, Facultad de Odontología. 1984; 40-52.
18. Guzmán A. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico. 3° ed. Columbia. Cat Editores. 1990; 170-180.



19. Craig G. Dental materials restorative dentistry, polymers and polymerization. Ed. The C.V. Mosby Company. 1989; 123-140.
20. Morrison R, Boyd R. Organic Chemistry. Pearson Education. 2000; 330-332.
21. Vega J. Polímeros Acrílicos en Odontología, Materiales Dentales en Odontología. 1° ed. Ediciones Avances Medico Dentales. 1996; 90-273.
22. Noort R. Introduction to dental materials. 2° ed Mosby. 2002; 31-41.
23. Barceló S, Palma J. Materiales Dentales. Conocimientos Básicos aplicados. 3°ed Editorial Trillas. 2008; 15-232.
24. Seymour R. Introduction to the chemistry of polymers. 2° Reimpresión Editorial Reverté. 2002; 191-207.
25. Macchi RL. Dental Materials. 4° ed Editorial Médica americana. 2007; 354.
26. Bustamante J, Zapata J. Tejidos Biológicos para uso Cardiovascular. 1° ed. Gaceta Cardiovascular. 1998; 5.
27. Anusavice, K, Shen, C. and Rawls, H.R. Dental Ceramics. 1°ed Phillips' Science of Dental Materials. 418-473.
28. Hollinge JO. Introduction to biomaterials. 2°ed. Boca Raton. 2012.
29. Bikramjit, B, Dhirendra, S, Katti, AK, Advanced biomaterials: Fundamentals, processing and application. 1° ed Jhon Wiley and Son., 2009.



30. Kumbar S G, Laurencin C, Deng M. Biomedical and Natural Synthetic Polymers. 1° ed. Burlington. 2014.
31. Hesten-Pettersen A, Jacibsen N. Percived side effects of biomaterials in prosthetic dentistry. Prosthet Dent. 1991; 32-43.
32. Zarg GA, Bolender ZL, Hickey JC, Carlsson GE. Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients. Nueva Editorial Interamericana. 1994.
33. Sharry J. Total Prosthodontics. 2° ed. Editorail Toray. 1982; 323-333.
34. Anusavince KJ., Phillips RW. Ciencia de los Materiales Dentales. Elsevier. 2001.
35. Cowie JM, Arrigui V. Polímeros: Química y física de los materiales modernos. 3°ed. Editorial Press. 1993; 12-32.
36. Ruffino AR. Efects of Steel Strengtheners on fracture resistance of the acrylic resin complete denture base. J Prosthet Dent. 1987; 20-815.
37. Float F, Almeida-Costa M, Cury A, Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. J Prosthe Dent. 2006; 73-367.
38. Winkler S. Total Prosthodontics. 3°ed. México. Editorial Limusa. 1993; 46-437.
39. Barceló SH, Palma CJM. Materiales Dentales: Conocimientos Básicos Aplicados. 2° ed. Editorial Trillas. 2004; 32-232.
40. Bernand GN., Smith PS. Clinical Use of Dental Materials. 2° ed. Editorial Masson. 1996; 231-235.



41. Barceló SH. Materiales Dentales: Conocimientos Básicos Aplicados. 3° ed. Editorial Trillas. 2005; 54-149.
42. Koeck B. Total prosthesis. Elsevier Masson. 2007
43. Cova JL. Biomateriales Dentales. 4° ed Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana. 2004; 313-325.
44. Combe EC. Materiales Poliméricos para Bases de Prótesis. 18° ed Materiales Dental Editar Labor. 1990; 245-256.
45. Machado C, Rizzatti-Barbosa CM, Gabriotti MN, Joia FAA. Influencia del pulido mecánico y químico en la solubilidad de las resinas acrílicas polimerizadas con microondas y baño de agua convencional. Dent Mater. 2004; 20, 565-569.
46. Cuevas C. Uso en odontología de resinas polimerizadas por aperturas de anillos. 2009.
47. Vaca MJ. Sorción y solubilidad de materiales formulados con resina. Avances en la odontoestomatología. 2003; 19, 283-289.
48. Serrano L. Barceló F. Santos A. Deflexión transversa de materiales alternativos a base de polímeros para la fabricación de base de dentadura. Rev. Odontológica Mexicana 2013; 17: 146-151.
49. Carrasquero L. Fundamento de polímeros IV. Escuela Venezolana para la enseñanza de la química. 2004.
50. Aldabe S. Química 1° ed. Buenos Aires: Colihue 2004; 268



51. Torres C. Ultrasonografía. Revista de actualización clínica y médica. 2013(37): 1825-1828.
52. Martinez JA, Vitola J, Sandoval S. Fundamentos teórico prácticos del ultrasonido. Tecnura. 2007; 10(20), 4-18.
53. Pero AC, Barbosa DB, Marra J, Ruvolo-Filho AC, Compagnoni MA. Influencia del método de polimerización por microondas polimerización y el espesor sobre la porosidad de la resina acrílica. J Prosthodont. 2008;17(2):125-129.
54. Compagnoni MA, Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC. El efecto de ciclos de polimerización en la porosidad de la resina para base de dentaduras procesada por microondas. J Prosthet Dent. 2004;91(3):281-285.
55. Pfeiffer P, Rosenbauer E. Residual monomer of methyl methacrylate, water sorption and water solubility of hypoallergenic materials of denture bases. J Prosthet Dent. 2004;92(1):72-78.
56. Lassila LVJ, Vallittu PK. Mechanical properties of Alldent Sinomer® denture base polymer: sorption of water and release of residual components. J Oral Rehabil. 2001;28(7):607-613.
57. Jagger D, Harrison A, Jandt K. The reinforcement of dentures. 1999; (26) 3, 185-194.
58. Taskid C, Chairat W, Nonthida L. Ultrasonic cleaning reduces the residual
59. Taskid C, Chairat W. The effect of various frequencies of ultrasonic cleaner in reducing residual monomer in acrylic resin. Ultrasonics. 2015; (63) 163-167.
60. <https://images.freeimages.com/images/large-previews/3a8/crystals-1171096.jpg>



61. Ferrari, L, Kaufmann J, Winnefeld, F, Plank, J. Interaction of cement model systems with superplasticizers investigated by atomic force microscopy, zeta potential and adsorption measurements . *Journal of Colloid and Interface Science*. 2010; 347 (1): 15-24.
62. Elif BT, Bilgne GR, Erkan S, Gulumser E, Korayn G. Influence of Acrylic Resin Polymerization Methods on Residual Monomer Release. *Journal of contemporary dental practice*. 2018; 259-263.