



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES
UNIDAD LEÓN**

EVALUACIÓN DE PROPIEDADES FÍSICAS DE UNA
RESINA ACRÍLICA PARA BASES DE DENTADURA
POLIMERIZADA CON LAS TÉCNICAS
CONVENCIONAL, MICROONDAS Y ULTRASONIDO

TESIS DE INVESTIGACIÓN

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

LICENCIADO EN ODONTOLOGÍA

P R E S E N T A:

JOSÉ MANUEL GUTIÉRREZ MARTÍNEZ

TUTORA: DRA. LAURA SUSANA ACOSTA TORRES
ASESORA: DRA. MA. CONCEPCIÓN ARENAS ARROCENA
ASESORA: DRA. LILIANA ARGUETA FIGUEROA

LEÓN, GTO. MÉXICO 2018





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

“Para investigar la verdad es preciso dudar, en cuanto sea posible de todas las cosas.”

René Descartes

Dedicado a mi familia que con perseverancia y esfuerzo hicieron posible realizar un logro más en mi vida.

José Manuel Gutiérrez Martínez

DEDICATORIAS

A Dios, por demostrarme que con fe y esmero se puede lograr la meta aprendiendo de mis errores y valorando las virtudes.

Me gustaría expresar mi humilde agradecimiento a Carlota Silvia Martínez Romero mi madre, que me enseñó el amor incondicional y me demostró su confianza absoluta; a Manuel Gutiérrez Rodríguez mi padre que con valores como la responsabilidad y respeto fue mi guía para lograr mis objetivos; a Martín y Adriana mis hermanos por compartir una vida juntos y ser incondicionales en todo momento; a Margarita Romero Fragoso mi abuela quien nos crió con amor y merece mi absoluto respeto; a Guillermo Martínez mi tío por su apoyo y confianza en todo momento.

Deseo expresar mi más honda gratitud a mi familia por ser pilar y fuerza en mi vida, por enseñarme que las metas son alcanzables y que cada tropiezo no es una derrota sino el inicio de una lucha para llegar al éxito. Este triunfo también es de ustedes, los amo.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional Autónoma de México.

A la Escuela Nacional Preparatoria; Plantel 7 “Ezequiel A. Chávez” de la UNAM.

A la Escuela Nacional de Estudios Superiores; Unidad León de la UNAM.

A la Directora de la ENES; Unidad León la Dra. Laura Susana Acosta Torres, por la dirección de este proyecto compartiendo su conocimiento con esmero y dedicación, mi respeto y admiración.

A la Dra. Susana Suárez Paniagua mi tutora durante mi estancia en la Licenciatura quién con disciplina y empatía fue guía y pieza fundamental para mi formación académica, mi más profundo aprecio y afecto.

A las Dras. Ma. Concepción Arenas Arrocena y Liliana Argueta por su apoyo para que este proyecto fuera concretado.

A los docentes que con vocación realizaron un excelente trabajo incentivando la sed del conocimiento y superación.

A mis entrañables compañeros y amigos quienes han hecho de mi estancia días amenos creando añoranzas en mi memoria, gracias por tanto.

A mis pacientes que depositaron la confianza en mí poniendo su vida en mis manos, haciendo la más valiosa aportación en mi formación profesional.

Al proyecto de la DGAPA-PE20591 de la UNAM: Protocolo de la técnica asistida con ultrasonido para la enseñanza del procesamiento de Biomateriales dentales.

ÍNDICE

RESUMEN	12
INTRODUCCIÓN	12
OBJETIVO	12
METODOLOGÍA	12
RESULTADOS	12
CONCLUSIONES	13
PALABRAS CLAVE	13
INTRODUCCIÓN	14
CAPÍTULO 1	16
<hr/>	
1. MARCO TEÓRICO	17
1.1. BIOMATERIALES	17
1.2. MATERIALES UTILIZADOS PARA BASE DE DENTADURA	18
1.3. PRÓTESIS TOTALES	19
1.4. POLÍMERO	20
1.4.1. ESTRUCTURA DE LOS POLÍMEROS	22
1.4.2. TIPOS DE POLÍMEROS	22
1.5. POLIMERIZACIÓN	23
1.5.1. ETAPAS PRINCIPALES EN RELACIÓN A LA CADENA POLIMÉRICA	23
1.5.2. CLASIFICACIÓN DE LAS REACCIONES DE POLIMERIZACIÓN	23
1.5.3. SÍNTESIS DE POLÍMEROS	23
1.5.3.1. POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN	24
1.5.3.2. POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN	24
1.5.4. MÉTODO PARA LA OBTENCIÓN DE UN POLÍMERO	24
1.5.5. INHIBICIÓN DE LA POLIMERIZACIÓN	25
1.6. RESINAS ACRÍLICAS	26
1.6.1. MARCO HISTÓRICO	26
1.6.2. USO EN ODONTOLÓGIA	27
1.6.3. CLASIFICACIÓN	27
1.6.3.1. RESINAS ACRÍLICAS TERMOPLIMERIZABLES	27
1.6.3.1.1. MONÓMERO DE METACRILATO DE METILO	28
1.6.3.1.2. VENTAJAS (RESINA ACRÍLICA TERMOPLIMERIZABLE)	28
1.6.3.1.3. DESVENTAJAS (RESINA ACRÍLICA TERMOPLIMERIZABLE)	28
1.6.3.2. RESINAS ACRÍLICAS AUTOPOLIMERIZABLE	29
1.6.3.2.1. VENTAJAS (RESINAS ACRÍLICAS AUTOPOLIMERIZABLES)	29

1.6.3.2.2. DEVENTAJAS (RESINAS ACRÍLICAS AUTOPOLIMERIZABLE)	29
1.6.3.3. RESINAS ACRÍLICAS FOTOPOLIMERIZABLES	30
1.7. COMPONENTES DE LAS RESINAS ACRÍLICAS	31
1.8. ELEMENTOS DE LAS RESINAS ACRÍLICAS	32
1.9. PROPIEDADES DE LAS RESINAS ACRÍLICAS	33
1.9.1. PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS DE LAS RESINAS ACRÍLICAS	33
1.9.2. PROPIEDADES BIOLÓGICAS	33
1.9.3. BIOCOMPATIBILIDAD	33
1.9.4. PROPIEDADES MECÁNICAS	34
1.9.5. PROPIEDADES FÍSICAS	34
1.10. TÉCNICAS DE POLIMERIZACIÓN UTILIZADAS EN LA PRESENTE INVESTIGACIÓN	35
1.10.1. TÉCNICA DE POLIMERIZACIÓN CONVENCIONAL “BAÑO DE AGUA”	35
1.10.2. TÉCNICA DE POLIMERIZACIÓN MICROONDAS	35
1.10.3. TÉCNICA DE POLIMERIZACIÓN ULTRASONIDO “BAÑO DE AGUA”	35
1.10.4. ULTRASONIDO	36
1.10.4.1. PRINCIPIO FÍSICO DEL ULTRASONIDO	36
1.11. PROPIEDADES FÍSICAS EVALUADAS EN ESTE PROYECTO	37
1.11.1. NORMA ISO	37
1.11.2. SORCIÓN DE AGUA	37
1.11.3. SOLUBILIDAD DE AGUA	37
1.11.4. POROSIDAD	37

CAPÍTULO 2 **38**

2.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	39
2.2. JUSTIFICACIÓN	40
2.3. HIPÓTESIS	41
2.3.1. HIPÓTESIS	41
2.3.2. HIPÓTESIS NULA	41
2.4. OBJETIVO DE INVESTIGACIÓN	42
2.4.1. OBJETIVO GENERAL	42
2.4.2. OBJETIVO ESPECIFICO	42

CAPÍTULO 3 **43**

3. METODOLOGÍA	44
3.1. DISEÑO DEL ESTUDIO	44
3.2. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES	44
3.3. UNIVERSO DE ESTUDIO	46
3.4. CRITERIOS DE INCLUSIÓN, EXCLUSIÓN Y ELIMINACIÓN	46
INCLUSIÓN	46

3.4.1. EXCLUSIÓN	46
3.4.2. ELIMINACIÓN	46
3.5. MÉTODO	47
3.5.1. RESINA ACRÍLICA POLIMERIZABLE	47
3.5.1.1 MATERIALES	47
3.5.1.2. DISEÑO Y CONFECCIÓN DE MUESTRAS	48
3.5.1.2.1. DISEÑO DE LA MUESTRA DE ACUERDO A LA NORMA ISO-1567	48
3.5.1.2. CONFECCIÓN DE LA MUESTRA	49
3.5.1.2.1 ENMUFLADO	49
3.5.1.2.2. PREPARACIÓN DE LA MEZCLA	50
3.5.1.2.3. EMPAQUETADO	51
3.5.1.2.4. POLIMERIZACIÓN POR MICROONDAS	52
3.5.1.2.5. POLIMERIZACIÓN CONVENCIONAL “BAÑO DE AGUA”	52
3.5.1.2.6. POLIMERIZACIÓN POR ULTRASONIDO “BAÑO DE AGUA”	53
3.5.1.2.7. DESENMUFLADO	53
3.5.1.2.8. RECORTE Y PULIDO	54
3.5.2. PRUEBAS FÍSICAS REALIZADAS EN EL PROYECTO	55
3.5.2.1. PRUEBA DE SORCIÓN Y SOLUBILIDAD DE AGUA	55
3.5.2.1.1. MATERIALES	55
3.5.2.1.2. PREPARACIÓN DE LA MUESTRAS	56
3.5.2.1.2.1 ACONDICIONAMIENTO DE LA MUESTRAS	56
3.5.2.1.2.2. MUESTRAS HUMECTADAS	57
3.5.2.1.2.3. REACONDICIONAMIENTO DE LA MUESTRA	57
3.5.2.1.2.3. CÁLCULO Y EXPRESIÓN DE LOS RESULTADOS	58
3.5.2.1.2.3.1. SORCIÓN DE AGUA	58
3.5.2.1.2.3.2. SOLUBILIDAD DE AGUA	58
3.5.2.1.2.3.3. PASA/FALLA DETERMINACIÓN DE SORCIÓN DE AGUA	59
3.5.2.1.2.3.4. PASA/FALLA DETERMINACIÓN DE SOLUBILIDAD DE AGUA	59
3.5.2.1.2.3.5. INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS	60
3.5.2.2. PRUEBA DE POROSIDAD	61
CAPÍTULO 4	62
4.1. RESULTADOS	63
4.1.1. SORCIÓN Y SOLUBILIDAD	63
4.1.1.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA	63
4.1.1.2. PRUEBAS DE NORMALIDAD SHAPIRO-WILK	64
4.1.1.3. ESTADÍSTICO DE PRUEBA PARA SORCIÓN Y SOLUBILIDAD	65
4.1.1.3.1. KRUSKAL-WALLIS	65
4.1.1.3.2. U DE MANN-WHITEY	65
4.1.2. POROSIDAD	71

4.1.2.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA	71
4.1.2.2. PRUEBAS DE NORMALIDAD	71
4.1.2.2. ESTADÍSTICO DE PRUEBA PARA POROSIDAD	72
4.1.2.2.1. ANOVA	72
4.1.2.2.2. t DE STUDENT	72
4.2. DISCUSIÓN	75
4.2.1. SORCIÓN Y SOLUBILIDAD	75
4.2.2. POROSIDAD	76
4.3. CONCLUSIÓN	77
BIBLIOGRAFÍA	78

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1. Prótesis confeccionada con vulcanita</i>	<i>15</i>
<i>Figura 2. Base de dentadura protésica de marfil.....</i>	<i>18</i>
<i>Figura 3. Estructura del polímero</i>	<i>20</i>
<i>Figura 4. a) Polímero lineal, b) Polímero ramificado, d) Polímero entrecruzado.....</i>	<i>22</i>
<i>Figura 5. Prótesis confeccionada con resina acrílica</i>	<i>26</i>
<i>Figura 6. Diseño de las muestras</i>	<i>48</i>
<i>Figura 7. Vernier electrónico.....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 8. Enmuflado</i>	<i>49</i>
<i>Figura 9. Preparación de mezcla</i>	<i>50</i>
<i>Figura 10. Empaquetado</i>	<i>51</i>
<i>Figura 11. Polimerización por microondas</i>	<i>52</i>
<i>Figura 12 Polimerización convencional "baño de agua"</i>	<i>52</i>
<i>Figura 13. Polimerización ultrasonido "baño de agua"</i>	<i>53</i>
<i>Figura 14. a) Desenmuflado y b) obtención de muestra.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 15. a) Recorte y b) pulido de muestra.....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 16. Condicionamiento de muestras</i>	<i>56</i>
<i>Figura 17. Muestras humectadas</i>	<i>57</i>
<i>Figura 18. Prueba de porosidad.....</i>	<i>61</i>

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1. Clasificación de los polímeros</i>	<i>21</i>
<i>Tabla 2. Componentes principales de la resina acrílica</i>	<i>31</i>
<i>Tabla 3. Elementos que conforman a las resinas acrílicas.....</i>	<i>32</i>
<i>Tabla 4. Variables dependientes.....</i>	<i>44</i>
<i>Tabla 5. Variables independientes.....</i>	<i>45</i>
<i>Tabla 6. Resumen de los requisitos descritos por la norma ISO 1567.....</i>	<i>60</i>
<i>Tabla 7. Estadística descriptiva sorción</i>	<i>63</i>
<i>Tabla 8. Estadística descriptiva solubilidad</i>	<i>63</i>
<i>Tabla 9. Pruebas de normalidad para los grupos sometidos a la prueba física de sorción</i>	<i>64</i>
<i>Tabla 10. Pruebas de normalidad para los grupos sometidos a la prueba física de solubilidad</i>	<i>64</i>
<i>Tabla 11. Estadístico de prueba Kruskal-Wallis.....</i>	<i>65</i>
<i>Tabla 12. Estadístico de prueba U De Mann-Whitey.....</i>	<i>66</i>
<i>Tabla 13. Representación gráfica del promedio en la prueba de sorción de los cinco grupos experimentales y del grupo control</i>	<i>68</i>
<i>Tabla 14. Representación gráfica del promedio en la prueba de solubilidad de los cinco grupos experimentales y del grupo control</i>	<i>70</i>
<i>Tabla 15. Estadística descriptiva porosidad</i>	<i>71</i>
<i>Tabla 16. Pruebas de normalidad para los grupos sometidos a la prueba física de Porosidad.....</i>	<i>71</i>
<i>Tabla 17. Análisis estadístico ANOVA de Una Vía</i>	<i>72</i>
<i>Tabla 18. Comparación de medias de porosidad (Prueba T de student)</i>	<i>72</i>
<i>Tabla 19. Representación gráfica del promedio en la prueba de sorosidad de los cinco grupos experimentales y del grupo control.....</i>	<i>74</i>

RESUMEN

INTRODUCCIÓN

El empleo más usual de polímeros en Odontología son las bases para dentadura. Actualmente se proponen diversas técnicas alternativas para la polimerización de resinas acrílicas con el fin de tener resultados óptimos ante las pruebas físicas y químicas realizadas al producto de las técnicas de polimerización.⁽¹⁾ En 1937, Walter Wright introduce el poli (metil metacrilato) (PMMA)⁽²⁾ como el material más utilizado para base de dentaduras y en el año de 1945, más del 90% de las dentaduras eran procesadas con este material por su fácil manipulación, biocompatibilidad, buena estética y bajo costo.^(1,3,4) Actualmente se han realizado mejoras en las propiedades físicas y químicas del poli (metil metacrilato); esto con el fin de tener un mejor desempeño del material, así como desarrollar un método más rápido y eficiente con la intención de tener un mejor tiempo de trabajo durante su manipulación y procesado.⁽⁵⁾

OBJETIVO

Comparar las propiedades físicas de la resina acrílica Opti-Cryl® de acuerdo con la norma ISO-1567 a través de los métodos de polimerización de baño de agua, microondas y ultrasonido.

METODOLOGÍA

En el presente estudio se utilizaron tres técnicas de polimerización (convencional, microondas y ultrasonido), a las cuales se realizaron pruebas físicas (sorción de agua, solubilidad y porosidad) con el fin de comparar los valores arrojados por estas pruebas.

RESULTADOS

En las pruebas físicas a la sorción y solubilidad no todos los grupos estudiados presentaron una distribución normal y a la prueba física de porosidad las muestras estudiadas presentaron una distribución normal.

CONCLUSIONES

Bajo las condiciones del presente estudio de investigación se encontró que la resina acrílica Opti-Cryl® polimerizada con la técnica de microondas, baño de agua convencional y baño de agua asistida con ultrasonido cumplen con los requerimientos establecidos por la ISO-1567. Cabe mencionar que la técnica con mejores características fue la **Técnica de baño de agua asistida con ultrasonido o Grupo 2** bajo las condiciones de polimerización establecidos para este grupo en la presente investigación

PALABRAS CLAVE

Poli (metil metacrilato), PMMA, sorción, solubilidad, porosidad

INTRODUCCIÓN

El empleo más usual de polímeros en Odontología son las bases para dentadura. Actualmente se proponen diversas técnicas alternativas para la polimerización de resinas acrílicas con el fin de tener resultados óptimos ante las pruebas físicas y químicas realizadas al producto de las técnicas de polimerización. Con el paso de los años se han tenido avances en el desarrollo de los materiales para base de dentadura. En 1853, fue construida la primera base de dentadura con vulcanita (Figura 1.) sin embargo el procesado era con una técnica extremadamente sensible y peligrosa. En la literatura se reporta que en el año de 1907, Leo Baekland descubrió una resina de fenol-formaldehído (Bakelita), un compuesto orgánico químicamente estable, resistente al calor, con poca resistencia a las pruebas mecánicas, color variable e inestabilidad dimensional.⁽¹⁾

Así mismo en 1937, Walter Wright introduce el poli (metil metacrilato) (PMMA)⁽²⁾ como el material más utilizado para base de dentaduras y en el año de 1945, más del 90% de las dentaduras eran procesadas con este material por su fácil manipulación, biocompatibilidad, buena estética y bajo costo.^(1,3,4)

En 1940, el poli (metil metacrilato) fue utilizado para restauraciones inlays, coronas, dentaduras parciales fijas.⁽¹⁾ Actualmente las resinas acrílicas son utilizadas en la odontología protésica para la confección de porta impresiones individuales, base de registro y reparación de dentaduras fracturadas.⁽⁶⁾

Hoy en día el procesado de las resinas acrílicas puede ser efectuado con diversas técnicas y métodos, haciendo hincapié en la importancia del seguimiento de las indicaciones que señalan cada casa comercial, así como de una adecuada manipulación del material, para obtener resultados óptimos; por otro lado las propiedades de las resinas acrílicas, como porosidad sorción y solubilidad, desempeñan un punto importante en el rendimiento clínico así como en la vida y calidad de las unidades protésicas realizadas con estas.^(7,8)

Actualmente se han realizado mejoras en las propiedades físicas y químicas del poli (metil metacrilato); esto con el fin de tener un mejor desempeño del material, así como desarrollar un método más rápido y eficiente con la intención de tener un mejor tiempo de trabajo durante su manipulación y procesado.⁽⁵⁾ Con el fin de determinar la condiciones óptimas en la técnica de polimerización asistida con ultrasonido; en el 2017 Arenas Arroccena MC et. al., realizaron un estudio en el que se empleó la técnica anterior para la elaboración de muestras de resina acrílica tomando a consideración la frecuencia y el tiempo de ultrasonido así también muestras control con técnica microondas y baño de agua. En el presente estudio determinaron que a una temperatura es de 80 °C, la frecuencia óptima es 80 KHz y la potencia al 100% durante 1 h, las propiedades de Flexión y el Módulo de Young fueron muy similares a las obtenidas por las otras técnicas (microondas y baño de agua), siendo una opción para el procesamiento de bases de dentaduras de resina acrílica.⁽⁹⁾

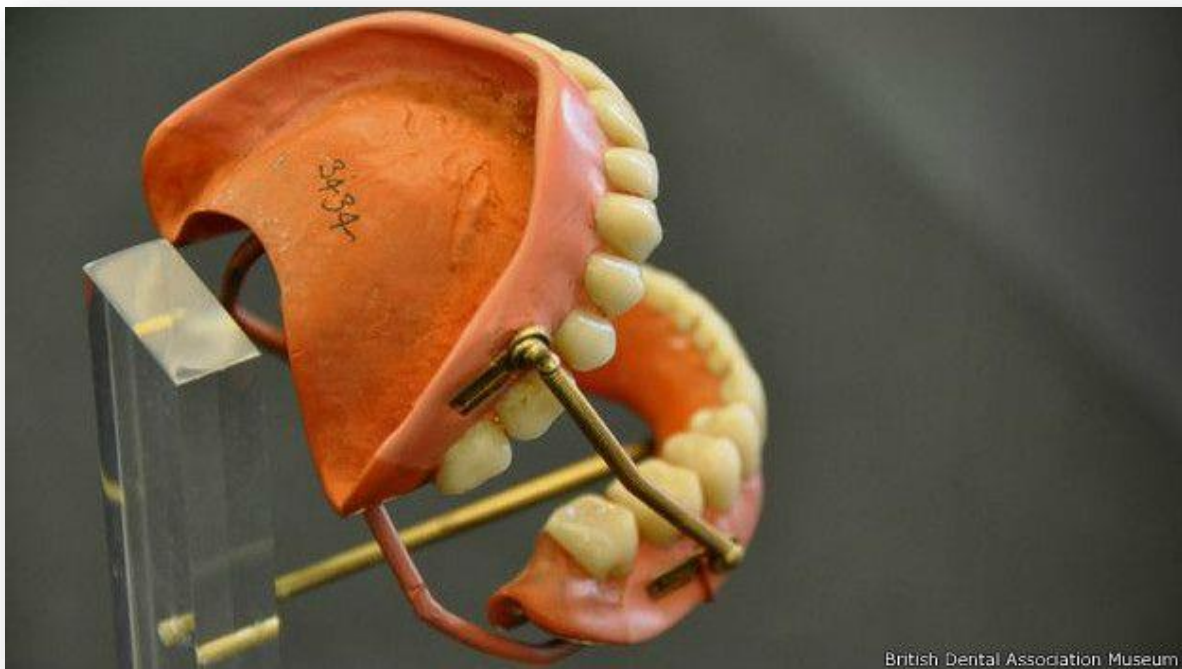


Figura 1. Prótesis confeccionada con vulcanita⁽¹⁵⁾

CAPÍTULO 1

1. MARCO TEÓRICO

1.1. BIOMATERIALES

Biomateriales es una ciencia en expansión, así como un término que se utiliza para definir a los materiales de uso protésico médico, aparatología extra corporales e instrumentos utilizados en las áreas de medicina, cirugía, odontología, medicina veterinaria, así como en el área de rehabilitación y cuidado de los pacientes. El Instituto Nacional de la Salud (NIH) define un biomaterial como cualquier sustancia no droga o material o combinación de estos, de origen natural o sintético, que puede ser utilizado como parte de un sistema que trata, aumenta o sustituye un órgano o sistema del cuerpo.^(10,11)

Dentro de los requerimientos de un biomaterial es la biocompatibilidad, la cual hace referencia a no provocar efectos que afecten a los sistemas biológicos, propiciando una respuesta óptima de parte del receptor.⁽¹²⁾

Las reacciones de los tejidos con un biomaterial se pueden clasificar de la siguiente forma:

- Biotolerantes: Estos se separan del tejido por una capa de tejido fibroso.
- Bioactivos: Ellos tienen propiedades de mantener enlaces químicos con el tejido, también conocido a este proceso como osteointegración.
- Bioinertes: Bajo ciertas condiciones es posible tener contacto directo con el tejido adyacente.

Sin reportarse reacciones químicas entre el tejido y el implante.⁽¹³⁾

1.2. MATERIALES UTILIZADOS PARA BASE DE DENTADURA

A lo largo de la historia los clínicos dentales han buscado materiales restaurativos ideales que muestren color similar al diente, que sean duraderos, y que presenten buena adhesión a la estructura dental como los utilizados para base de dentaduras por ejemplo: cuernos y ornamentas de animales “marfil” (Figura 2), nitrato de celulosa, nylon, policarbonato, vulcanita, bakelita y demás; siendo el poli (metil metacrilato) el más utilizado por sus propiedades y características.^(1,3,14)



Figura 2. Base de dentadura protésica de marfil¹⁵

1.3. PRÓTESIS TOTALES

Prótesis dental es un componente artificial que restaura o sustituye las piezas dentales para restablecer la función masticatoria y su estética.⁽¹⁶⁾ Diversos factores como caries y enfermedad periodontal se les adjudica la mayor incidencia en la ausencia dentaria sin embargo existen otras causas como traumatismos, tumoraciones, agenesia (ausencia de piezas dentarias las cuales no se formaron) e inclusión dentaria (falta de erupción de las piezas dentarias). La pérdida dentaria genera múltiples consecuencias que conlleva a la incapacitación de varias funciones por ejemplo el déficit de la eficacia del habla, función masticatoria con trastornos de articulación temporomandibular (ATM), la pérdida de los dientes genera problemas digestivos que requieren de una masticación adecuada por lo que es necesario la sustitución de los dientes ausentes.⁽¹⁷⁾

México presenta un alto rango de frecuencia de enfermedades de la cavidad oral que afectan a más del 90% de la población de acuerdo con el informe de la Organización Panamericana de la Salud, Oficina regional para las Américas de la Organización Mundial para la Salud (OPS/OMS). En población mexicana mayor de 60 años se calcula un estimado de 40% de desdentados cifra cada vez en decadencia gracia a la prevención. En el caso de la anodoncia se recurre a la prótesis total devolviendo parte de la capacidad masticatoria y mejora en la estética al paciente.⁽¹⁸⁾

1.4. POLÍMERO

La palabra polímero proviene del (Griego: Poly-“muchos”, mero-“Unidades” o “segmentos”) así mismo puede definirse como una sustancia constituida por unidades químicas repetidas que se mantienen unidas por enlaces químicos (Figura 3). El compuesto que se utiliza para la preparación de un polímero es el monómero que es una unidad más sencilla o bien unidad estructural suelta. Por otro lado las unidades repetitivas que constituyen un polímero son las unidades repetitivas constitucionales (CRU). La mayoría de los polímeros tiene un rango de masa molecular de 5,000 – 200,000.⁽¹⁹⁾

Un polímero, es un compuesto no metálico producido sintéticamente (comúnmente de compuestos orgánicos) los cuales pueden ser maleables con la aplicación de calor y presión y posteriormente endurecidos para su comercialización.⁽²⁰⁾ Los polímeros se pueden clasificar de distintas formas como se muestra en la Tabla 1.

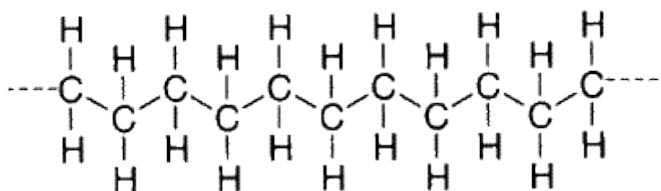


Figura 3. Estructura del polímero⁽¹⁶⁾

Tabla 1. Clasificación de los polímeros⁽¹⁶⁾

CLASIFICACIÓN DE LOS POLÍMEROS	Polímero Natural y Sintético	-Natural: Estos incluyen polisacáridos, proteínas, ácidos ribonucleicos -Sintético: Incluye los plásticos, fibras y elastómeros
	Polímero por Adición y Condensación	-Adición: Presenta monómeros insaturados, son polímeros de alta molecularidad obtenidos inmediatamente por ejemplo; Polímeros Vinílicos, polímeros acrílicos -Condensación: Presenta monómeros que contienen grupo funcional, generalmente pequeñas moléculas liberan hidróxido, por ejemplo; poliésteres, policarbonato
	Homopolímero y Heterocadena	-Homopolímeros: Ellos están compuestos por sólo un tipo de unidades manométricas -Heterocadena: Su cadena principal consiste entre enlaces de diferentes átomos
	Monodisperso y Polidisperso	-Monodisperso: Estos polímeros tienen las cadenas tienen el mismo peso molecular -Polidisperso: Polímeros constituidos por una mezcla de cadenas de distintos pesos moleculares
	Polímero Orgánico e Inorgánico	- Orgánico: Tiene una cadena de enlaces de carbono C-C -Inorgánico: Este no tiene átomos de carbono pero tiene Si-Si, Si-O, N-Px, ejemplo polisilanos, polisiloxanos, polifosfacenos
	Homopolímero y Co-polímero	-Homopolímero: Compuesto de sólo un tipo de unidades manométricas -Co-Polímero: Este presenta dos diferentes tipos de unidades
	Lineal, Ramificado, Entrecruzado	-Estructura de la cadena polimérica Ilustración 4
	Cargado y sin carga	-Carga: Tiene algún grupo funcional libre por ejemplo; ácido poliacrílico, poli etilimina; se basan en la naturaleza y el alcance de las fuerzas secundarias del enlace y se pueden clasificar como plásticos, elastómeros y fibras. También se pueden clasificar como amorfo o cristalino. La cristalinidad influye en la dureza, la rigidez y la elasticidad
	Termoplástico y Termoendurecido	-Termoplástico: Polímeros de revestimiento que pueden cambiar su forma con calor y presión -Termoendurecido: Estos pueden tomar forma con calor y presión
	Fibras, Plásticos y Elastómeros	-Fibras: Son sustancias macromoleculares con una longitud y diámetro aproximado de 100:1 -Plásticos: Son tilizados para un material que generalmente consta de polímero orgánico -Elastómeros: Elastómeros se encuentran en el polibutadieno, el poliisobutileno y los poliuretanos
	Cristalino y Amorfos	-Cristalino: Influye en la dureza, la rigidez y la elasticidad -Amorfos: La falta de regularidad en su estructura, tacticidad, o por la falta de conformación helicoidal no puede formar cristales, que requieren de un orden en las cadenas del polímero
	Polímeros Isotácticos, Sindiotácticos y atácticos	-Isotáctico: Los grupos se encuentran del mismo lado de la cadena -Sindiotáctico: El grupo funcional se encuentra solo en un lado de la cadena -Atáctico: En este los grupos se encuentran de manera aleatoria a lo largo de la cadena

1.4.1. ESTRUCTURA DE LOS POLÍMEROS

Polímero lineal; cada monómero forma un enlace en cada uno de sus extremos excepto en los enlaces terminales de ellos (Figura 4a), por otro lado un orden diferente de unidades de monómero conduce a un polímero ramificado los cuales son copolímeros que contienen algún monómero con tres o más puntos de unión a otras unidades de monómero mediante enlaces covalentes (Figura 4b). Se les nombra entrecruzamientos a los enlaces entre cadenas poliméricas (Figura 4c).⁽²¹⁾

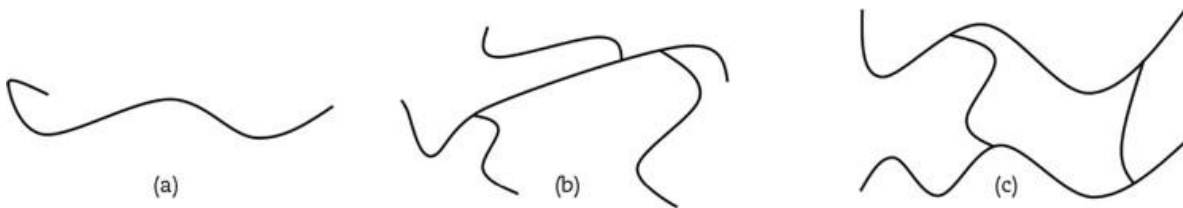


Figura 4. a) Polímero lineal, b) Polímero ramificado, d) Polímero entrecruzado²²

1.4.2. TIPOS DE POLÍMEROS

Elastómeros: Estos son polímeros blandos, elásticos y se pueden distorsionar.

Termoplásticos: Son polímeros que tiene forma maleable con el aumento de temperatura posteriormente solidifican y recuperan sus propiedades.

Termoestables: Se reblandecen o funden su forma y estructura con el aumento de temperatura para posteriormente solidificar sin recuperar sus propiedades de origen.⁽²¹⁾

1.5. POLIMERIZACIÓN

Unión química de las unidades monoméricas con el cual obtenemos moléculas de alto peso molecular. Existen dos métodos los cuales son: Polimerización por adición o también llamada cadena polimérica y polimerización por condensación. A mayor peso molecular del polímero mayor será su grado de polimerización.^(7,23)

1.5.1. ETAPAS PRINCIPALES EN RELACIÓN A LA CADENA POLIMÉRICA

-Iniciación: En esta etapa se hace mención a la inducción en la cual se activa al iniciador por medio de energía química, física o bien radio luminosa (ultravioleta o luz visible). En el cual se lleva a cabo la apertura de dobles o triples enlaces de cada molécula o unidad estructural.

-Propagación: También conocida como conformación de cadena, etapa en la que el cadena del monómero se trasforma en el polímero. Siendo este un proceso rápido con reacciones exotérmicas con un desprendimiento de calor.

-Terminación: Etapa en la que ya no se encuentran radicales libres. La presencia de impurezas del monómero, provoca inhibición de la polimerización, el monómero libre no permite que el proceso de polimerización se efectúe por la activación de otras cadenas.

-Transferencia de cadena: Activación de una cadena a otra ya terminada, generando nuevo crecimiento en dicha cadena, aumentando el peso molecular.⁽²⁴⁾

1.5.2. CLASIFICACIÓN DE LAS REACCIONES DE POLIMERIZACIÓN

-En cadena: En esta tipo de reacción depende de la reacción anterior (radicales libres)

-Por pasos: La reacción es independiente a la reacción anterior.⁽²⁵⁾

1.5.3. SÍNTESIS DE POLÍMEROS

La reacción de polimerización se puede efectuar mediante dos mecanismos, reacción de polimerización por: condensación y adición.⁽¹⁹⁾

1.5.3.1. POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN

Puede efectuarse a partir de cualquier reacción química en las que intervienen dos o más moléculas que produzcan una estructura simple, no macromoléculas. En compuesto reacciona con la formación de cadenas y productos secundarios como agua, alcoholes, ácidos halógenos o amoníaco, los cuales interfieren en el crecimiento de las cadenas. Con una formación de polímeros lenta, debido a que se da de manera escalonada, a medida de que las cadenas crecen estas se vuelven menos móviles y menos numerosas.^(19,24,26)

1.5.3.2. POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN

La obtención de polímero por adición es mediante la unión de moléculas sencillas sin pérdida de agua, uniéndose unas a otras por la ruptura de los dobles enlaces de las moléculas por ejemplo polímeros acrílicos y polímeros vinílicos.^(1,19,25)

1.5.4. MÉTODO PARA LA OBTENCIÓN DE UN POLÍMERO

Existen diversos procedimientos para la obtención de un polímero. La elección de este depende de diversos factores entre ellos el volumen de producción y el uso que se le dará al producto final.

Existen cuatro métodos diferentes:

-En solución: Dilución del monómero con disolventes en los cuales también se disuelve el polímero. El empleo de un disolvente adecuado evita problemas de la reacción exotérmica de polimerización, separándose posteriormente el disolvente, este método se utiliza cuando el polímero se emplea de forma disuelta, tal es el caso de los barnices y adhesivos. Como resultado se tiene una consistencia viscosa del polímero.

-En emulsión: Empleo de un monómero, un plastificante (sustancia que proporciona suavidad y flexibilidad al polímero) agregado al iniciador, el cual se agita vigorosamente hasta obtener la emulsión, se eleva a una temperatura entre 70 y 80 °C durante varias horas en atmósfera de Nitrógeno. El uso de este método es comúnmente para preparar pintura o adhesivos en forma de emulsión.

-En masa: Polimerización de un monómero puro sin empleo de disolvente. Este método tiene reacciones de polimerización exotérmicas liberando calor en cantidades considerables. Este tipo de polímero se utiliza en el moldeo de piezas.

-En suspensión: Monómero e iniciador insolubles en agua siendo esta una polimerización heterogénea obteniendo partículas de polímero en fase sólida. Su empleo es para el moldeo de piezas o bien para hacer aislantes.⁽²⁶⁾

1.5.5. INHIBICIÓN DE LA POLIMERIZACIÓN

La inhibición de proceso de polimerización, es un inconveniente que se da por la presencia de monómero libre remanente y la activación de otras cadenas.

Otros de los factores por el cual se presenta la inhibición de la polimerización es la presencia de impurezas en el monómero.

La presencia de impurezas en el monómero hace que reaccione con radicales libres, inhibiendo o retardando la reacción de polimerización, reaccionando con el iniciador o cualquier núcleo activo, incluso con una cadena impidiendo su crecimiento.⁽²⁷⁾

1.6. RESINAS ACRÍLICAS

En el área odontológica se emplean dos tipos de resinas acrílicas. Una de ellas pertenece a los polímeros de ácido acrílico ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$), y la otra derivada del ácido metacrilato, ($\text{CH}_2=\text{C}[\text{CH}_3]\text{COOH}$), los cuales polimerizan por adición.^(19,28) El más conocido es el poli (metil metacrilato) (Figura 5.) siendo uno de los más utilizados para elaborar bases de dentaduras por su fácil manipulación, biocompatibilidad, buena estética y bajo costo.^(1,3)



Figura 5. Prótesis confeccionada con resina acrílica en la ENES; Unidad León de la UNAM (fuente propia).

1.6.1. MARCO HISTÓRICO

En 1853, fue construida la primera base de dentadura con vulcanita sin embargo el procesado era con una técnica extremadamente sensible y peligrosa. En la literatura se reporta que en el año de 1907, Leo Baekland descubrió una resina de fenol-formaldehído (bakelita), un compuesto orgánico químicamente estable, resistente al calor, con poca resistencia a las pruebas mecánicas, color variable e inestabilidad dimensional.⁽¹⁾

Así mismo en 1937, Walter Wright introduce el poli (metil metacrilato) (PMMA)⁽²⁾ como el material más utilizado para base de dentaduras y en el año de 1945, más del 90% de las dentaduras eran procesadas con él por su fácil manipulación, biocompatibilidad, buena estética y bajo costo.^(1,3,4,6)

En 1940, el poli (metil metacrilato) fue utilizado para restauraciones inlays, coronas, dentaduras parciales fijas.⁽¹⁾ Actualmente las resinas acrílicas son utilizadas en la odontología protésica para la confección de portaimpresiones individuales, base de registro y reparación de dentaduras fracturadas.⁽⁶⁾

1.6.2. USO EN ODONTOLOGÍA

Hoy en día gran parte de los aparatos protésico, base para dentadura parcial y total, dientes artificiales “provisionales”, material de reparación protésica, aparatos de ortopedia y ortodoncia al igual que los aditamentos quirúrgicos entre otros, son confeccionados con PMMA.^(7,8)

Las características del polímero ideal para uso protésico es no ser tóxico e irritante, presentara translucidez y transparencia, buena estabilidad de color y estabilidad dimensional, insoluble en el medio oral, baja densidad, propiedades físicas y mecánicas adecuadas para su uso en boca.^(24,29)

1.6.3. CLASIFICACIÓN

Las resinas acrílicas se clasifican, según su forma de polimerización en: termopolimerizables, autopolimerizables y fotopolimerizables.

1.6.3.1. RESINAS ACRÍLICAS TEMOPOLIMERIZABLES

Los principales componentes de las resinas acrílicas termopolimerizables son: poli (metil metacrilato) (PMMA) y peróxido de benzoilo como iniciador de la reacción de polimerización. Químicamente las resinas autocurables y termo curables son idénticas excepto el curado es iniciado por una amina terciaria (dimetil-p-toluidina o ácido sulfúrico).

Las resinas acrílicas tienen una transparencia con un color y propiedades ópticas estables. En la actualidad se emplean nuevas técnicas y sistemas de polímeros acrílicos para la confección de bases de dentaduras, además se agregan diversos colorantes de diferentes tonalidades con el propósito de una mejor caracterización de las dentaduras.^(30,31)

1.6.3.1.1. MONÓMERO DE METACRILATO DE METILO

EL monómero de metil metacrilato de metilo es un líquido transparente a temperatura ambiente, que presenta una alta presión de vapor así como un excelente disolvente orgánico.⁽³²⁾

1.6.3.1.2. VENTAJAS (RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZABLE) ^(8,14,20)

- Excelente estética
- Insoluble
- Dimensionalmente precisa y estable
- Fácil manipulación
- Biocompatible
- No corrosivo
- Estabilidad de color
- Precio accesible

1.6.3.1.3. DESVENTAJAS (RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZABLE) ^(14,20)

- Mal conductor térmico
- Puede ser un nicho bacteriano
- Módulo de elasticidad relativamente bajo
- No es radiopaco
- Elevado coeficiente de expansión térmica
- No puede calentarse para su desinfección o esterilización

1.6.3.2. RESINAS ACRÍLICAS AUTOPOLIMERIZABLE

El polímero de PMMA son partículas más finas que las utilizadas en el acrílico termopolimerizable, si los gránulos de polímero son grandes menores que malla 100, la reacción será lenta; si los gránulos son pequeños mayores a malla 200, al presentar el polímero mayor superficie la reacción se acelera, y 0.5% de peso de peróxido de benzoilo como iniciador. El monómero de MMA contiene .01% de hidroquinona como estabilizador y hasta el 2% de un activador químico como la amina terciaria dimetil-p-toluidina.^(6,14)

La amina orgánica produce una descomposición de peróxido a temperatura ambiente. Puede existir inhibición de la polimerización por la presencia de oxígeno ocasionando manchas blancas y zonas de baja dureza en la prótesis. El peróxido actúa sobre la hidroquinona, oxidándola y produciendo un cambio de color en la resina acrílica.^(6,8)

1.6.3.2.1. VENTAJAS (RESINAS ACRÍLICAS AUTOPOLIMERIZABLES)^(8,6,14)

- Fácil manipulación
- Precio accesible
- Biocompatible
- Insoluble
- No corrosivo

1.6.3.2.2. DEVENTAJAS (RESINAS ACRÍLICAS AUTOPOLIMERIZABLES)^(14,8)

- Presenta porosidad
- Sufre expansión con el aumento de temperatura y contracción con el descenso de la misma
- Son blandos y poco resistentes a la abrasión
- Puede ser un nicho bacteriano

1.6.3.3. RESINAS ACRÍLICAS FOTOPOLIMERIZABLES

Los sistemas activados por luz UV (fotopolimerizables), la fuente irradia al éter metil benzóico que está presente en cantidades de 0.2% y lo transforma en radicales libres sin requerir de la presencia de aminas terciarias.

1.7. COMPONENTES DE LAS RESINAS ACRÍLICAS

Tabla 2. Componentes principales de la resina acrílica⁽³⁰⁾

POLÍMERO (COMPONENTES)	DESCRIPCIÓN
Poli (metil metacrilato)	Es el principal componente del polímero en polvo, cuya forma semeja pequeñas esferas o perlas.
Peróxido orgánico	Cuando se descompone por defectos del calor o químicos, en cantidades aproximadas del 1%, se inicia la reacción de polimerización.
Dióxido de titanio	Se agregan pequeñas cantidades para aumentar la capacidad hasta que el material tiene la traslucidez aproximada ala de la mucosa oral, considerando que el polímero puro es totalmente transparente.
Pigmentos inorgánicos	Se agregan con frecuencia en pequeñas cantidades para igualar el tono de la superficie externa de las bases protésicas con los tejidos adyacentes y de soporte; así se encuentran con el cadmio (amarillo) y el óxido férrico (café) entre otros.
Fibras sintéticas de tención	Se dispone de varios tintes comerciales que se pueden aplicar durante el proceso, con el fin de modificar y de adecuar los tonos que contiene fibras y colorantes sintéticos; con ello se simulan los diminutos vasos sanguíneos subyacentes a la mucosa oral.
Metil metacrilato	Principal componente líquido del monómero, que es altamente volátil.
Inhibidos orgánico	Contiene la hidroquinona, en cantidades menores del 0.1%, cuya función primordial es prevenir que el líquido polimerice, mientras se almacena. Este líquido se proporciona en frascos oscuros (color café) que evita que la luz se filtre para que no ocurra la reacción de polimerización, la cual puede iniciarse mediante la luz ultravioleta.
Dimetil metacrilato	Se encuentra en el líquido de un material de cadena cruzada. Como ya se señaló, la pequeña cantidad de sustancia de cadena cruzada aumenta la resistencia al impacto de la base protésica.
Amina terciaria	Se trata de un acelerador orgánico para alterar el peróxido orgánico si el material acrílico está indicado para ser procesado a la temperatura ambiente, de modo que se pueda realizar la polimerización sin aplicar calor al material. También añadir plastificantes, como líquidos.

1.8. ELEMENTOS DE LAS RESINAS ACRÍLICAS

Tabla 3. Elementos que conforman a las resinas acrílicas⁽³³⁾

COMPONENTE	COMPUESTO QUÍMICO
Polímero	Poli (metil metacrilato)
Monómero	Metacrilato de metilo
Iniciador	Peróxido de benzoilo o diisobutilazonitrilo
Plastificante	Ftalato de butilo
Activador	En resinas auto-polimerizables se utiliza aminas terciarias, ácido sulfónico, la más empleada dimetil-p-toluidina.
Opacadores	Dióxido de titanio
Partículas de relleno	Fibras de vidrio, esferas de vidrio, silicato de circonio y alúmina
Pigmentos	Sulfuro de mercurio (rojo), dióxido de titanio (aumenta opacidad), sulfuro de cadmio (amarillo), seleniuro de cadmio, óxido férrico (marrón), carbón (negro)
Agente de entrecruzamiento	Di-metacrilato de glicol o el alil metacrilato
Fibras sintéticas teñidas	Nylon o fibras de acrílico

1.9. PROPIEDADES DE LAS RESINAS ACRÍLICAS

1.9.1. PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS DE LAS RESINAS ACRÍLICAS

Regularmente las porciones de polímero y monómero se utilizan en proporción 3:1 en volumen y en relación 2:1 en peso presentando cinco diferentes etapas: Arenosa o granulosa, filamentosa, plástica, elástica y rígida.

-Arenosa o granulosa: El monómero entra en contacto con el polímero y forma una masa sin cohesión.

-Filamentosa: El polímero se disuelve en el monómero. Inicio de la polimerización. Formación de una mezcla fibrosa y pegajosa al contacto.

-Plástica: Formación de cadenas largas, permitiendo la manipulación de la mezcla

-Elástica: Evaporación del monómero remanente, presentando una reacción exotérmica. Presenta una pérdida de elasticidad.

-Rígida: Endurecimiento de la resina acrílica hasta concentraciones de polimerización que no permite deformación fácilmente.^(6,8)

1.9.2. PROPIEDADES BIOLÓGICAS

Una de las grandes problemáticas de los pacientes portadores de prótesis confeccionadas con resinas acrílicas, es su contaminación con microorganismos habituales en la flora microbiana intraoral el cual constituye uno de los problemas relacionados con la falta de mantenimiento higiénico y de las condiciones de acabado y pulido de la prótesis o pérdida de características superficiales durante su uso.⁽²⁷⁾

1.9.3. BIOCOMPATIBILIDAD

Las resinas acrílicas son materiales biocompatibles lo cual es un requisito para los materiales de restauración dental. Los polímeros de gran uso en el área biomédica ya que los dimetacrilatos han demostrado un nivel de toxicidad muy bajo esto debido a que son insolubles en agua cuando se encuentran polimerizados y por la cantidad de material que logran desprenderse después de algunas semanas es muy baja.^(6,8,14,23,24)

1.9.4. PROPIEDADES MECÁNICAS

Para la mejora en las propiedades mecánicas de las resinas acrílicas se suele incorporar al monómero agentes de cadena cruzada, como el di metacrilato de glicol. El producto fina polímero o copolímero presenta mayor estabilidad en disolventes orgánicos y mayor resistencia a la formación de micro fracturas bajo esfuerzos mecánicos. Por el contrario, puede obtenerse una resina acrílica más frágil y quebradiza.⁽²⁷⁾

1.9.5. PROPIEDADES FÍSICAS

La resistencia y fuerza de las resinas acrílicas debe ser adecuada, así como la resistencia necesaria para soportar las fuerzas de la masticación, fuerzas de impacto y el uso excesivo que se le puede dar en la cavidad oral. Otra de las características es que debe ser dimensionalmente estable en todos los casos, incluidos los cambios térmicos y variaciones en las cargas.⁽¹⁴⁾

1.10. TÉCNICAS DE POLIMERIZACIÓN UTILIZADAS EN LA PRESENTE INVESTIGACIÓN

En la presente investigación se utilizó la técnica convencional “baño de agua”, microondas y ultrasonido “baño de agua”.

1.10.1. TÉCNICA DE POLIMERIZACIÓN CONVENCIONAL “BAÑO DE AGUA”

Polimerización convencional “baño de agua” es la técnica más empleada en México por ser un método relativamente sencillo en el que se prepara una mezcla de polímero y monómero en una relación especificada por el fabricante, la mezcla obtenida se enfrasca y se prensa en una mufla de metal para posteriormente ser procesada sumergiendo está en agua caliente “baño de agua” aplicando tiempo y temperatura indicada.^(6,14,34)

1.10.2. TÉCNICA DE POLIMERIZACIÓN MICROONDAS

En esta técnica por microondas se utilizan muflas especiales hechas de plástico con fibras reforzadas y tornillos de policarbonato, su proceso de polimerización es más rápido debido a que las moléculas de monómero de MMA que se encuentran en el interior de la resina acrílica son estimuladas por microondas, para que se orienten en un campo electromagnético son agitadas rápidamente generando calor e iniciando su proceso de polimerización.⁽³⁵⁾ El empleo de esta técnica es preferido por la limpieza y rapidez de la técnica, aunado de presentar propiedades aceptables.⁽³⁶⁾

1.10.3. TÉCNICA DE POLIMERIZACIÓN ULTRASONIDO “BAÑO DE AGUA”

El ultrasonido ha sido utilizado para el procesamiento de resinas acrílicas termopolimerizables y se encontró que la frecuencia de ultrasonido es determinante para disminuir la cantidad de monómero residual de las resinas, de tal manera que para la presente investigación se explora un nuevo campo de aplicación del ultrasonido para la termopolimerización de dos resinas acrílicas comerciales y evaluar propiedades físicas porosidad sorción y solubilidad tomando como referencia las técnicas convencionales de baño de agua y microondas.⁽³⁷⁾

En 1883, Galton creó el primer resonador de alta frecuencia para la medición del límite superior de la capacidad auditiva del ser humano con lo que dio inicio al estudio y aplicación del ultrasonido.⁽³⁸⁾

1.10.4. ULTRASONIDO

Ultrasonido es una forma de energía sonora como que se trasmite como una serie de ondas mecánicas, generalmente longitudinales, originadas por la vibración de un cuerpo elástico (cristal piezoeléctrico) y propagadas por un medio material (muestra de interés, polímero, nanopartículas, tejidos corporables, etc.) La transmisión de ondas implica transferencia de energía a través del espacio.^(39,40)

1.10.4.1. PRINCIPIO FÍSICO DEL ULTRASONIDO

El empleo de un limpiador ultrasónico permite gracias a su generador de ondas de sonido de alta frecuencia a través de una solución dará paso a la formación de burbujas de gas. Al implosionarse las burbujas dan lugar a la cavitación, liberando una gran cantidad de energía de impacto que aumenta rápidamente la temperatura local y produce una corriente líquida de alta energía que choca con la superficie del objeto a limpiar. La frecuencia de funcionamiento de un transductor ultrasónico tiene una reacción sobre la cantidad de burbujas y su implosión. A baja frecuencia; de efecto térmico, tiene por finalidad, transmitir la energía de ondas mecánicas a través de un medio material y a alta frecuencia, de efecto mecánico que tiene la finalidad de producir alteración, destrucción o separación del medio material, a través de la propagación de ondas.⁽³⁷⁾

1.11. PROPIEDADES FÍSICAS EVALUADAS EN ESTE PROYECTO

1.11.1. NORMA ISO

The International Organization for Standardization (ISO) es un organismo de carácter internacional, el cual determina especificaciones para la elaboración, métodos de prueba, condiciones óptimas para los equipos y algunos valores que deben seguirse, siendo la ISO-1567 la empleada para la evaluación de las resinas acrílicas para base de dentaduras.

1.11.2. SORCIÓN DE AGUA

En esta prueba se realiza un análisis de cantidad de agua que es absorbida por la resina acrílica al ser sumergida en agua.⁽⁴¹⁾ Las moléculas de agua penetran en los sólidos poliméricos entre las cadenas de polímeros atraídas por la polaridad de las uniones no saturadas o por las fuerzas intermoleculares no equilibradas de los polímeros.⁽⁴²⁾

1.11.3. SOLUBILIDAD DE AGUA

Pérdida de peso de las resinas acrílicas después de haberse efectuado una serie de procedimientos con el que se pretende determinar la influencia en las propiedades de la prótesis ya que las moléculas de agua pueden actuar como plastificantes elevando la flexibilidad de la resina.⁽³⁴⁾

1.11.4. POROSIDAD

La porosidad en las resinas acrílicas puede deberse a diversos factores, como lo son insuficiente presión de empaquetado, distribución no uniforme del calor o presión durante la polimerización o mezcla insuficiente de polvo/líquido.⁽³²⁾ La porosidad predispone a un crecimiento de microorganismos, así como la pérdida de resistencia y pigmentación de las prótesis confeccionadas con resinas acrílicas.⁽⁴³⁾

CAPÍTULO 2

2.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El desarrollo tecnológico de los materiales dentales está en constante evolución y son diversas las técnicas aplicadas; en años recientes en el área odontológica protésica los métodos para la polimerización de resinas acrílicas han sido estudiados siendo este el material ideal gracias a sus propiedades físicas y mecánicas sin embargo existen desventajas que aún requiere de su mejora, las cuales pueden afectar el rendimiento clínico de la dentadura; por lo cual es necesario proponer nuevas alternativas a las técnicas tradicionales de procesado con la finalidad de mejorar el resultado de la polimerización y en consecuencia de sus propiedades físicas. Debido a la problemática prevalente surge la siguiente pregunta de investigación:

¿Con qué técnica de polimerización; convencional, microondas o ultrasonido se obtienen mejores resultados a las propiedades de sorción solubilidad y porosidad?

2.2. JUSTIFICACIÓN

La presente investigación pretende hacer un análisis acerca de la resina acrílica Opti-Cryl® y su polimerización con las técnicas convencional, ultrasonido y microondas.

1. Sometiendo las muestras a pruebas de porosidad sorción y solubilidad para evaluar la calidad de la muestras obtenida.
2. Este trabajo de investigación servirá para revisar y reproducir en parte trabajos anteriores en los que se han elaborado muestras de resina acrílica y se han observado las propiedades físicas de este material.
3. Con los datos recolectados así como el análisis de los mismos contribuirán con propuestas o guías para la mejora de los métodos de polimerización ya existentes.
4. Además la investigación es viable ya que se cuenta con el equipo y reactivos necesarios para la elaboración de muestras elaboradas, así como para los estudios de sus propiedades físicas en las instalaciones del Laboratorio de Investigación Interdisciplinaria de la Escuela Nacional de Estudios Superiores de la Universidad Nacional Autónoma de México Unidad León.

2.3. HIPÓTESIS

2.3.1. HIPÓTESIS

Con el empleo de la técnica de polimerización baño de agua asistida con ultrasonido se obtendrán mejores propiedades físicas como sorción solubilidad y porosidad gracias a los principios físicos del ultrasonido.

2.3.2. HIPÓTESIS NULA

Con el empleo de la técnica de polimerización baño de agua asistida con ultrasonido no se obtendrán mejoras en las propiedades físicas como sorción solubilidad y porosidad con principios físicos del ultrasonido.

2.4. OBJETIVO DE INVESTIGACIÓN

2.4.1. OBJETIVO GENERAL

Comparar las propiedades físicas de la resina acrílica Opti-Cryl® según la norma ISO-1567 de la través de los métodos de polimerización de baño de agua, microonda y ultrasonido.

2.4.2. OBJETIVO ESPECÍFICO

Determinar el parámetro de la porosidad.

Determinar el parámetro de la sorción y solubilidad de agua.

CAPÍTULO 3

3. METODOLOGÍA

3.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Descriptivo, comparativo, experimental, prospectivo.

3.2. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Tabla 4. Variables independientes

Variables dependientes	Definición conceptual	Definición operacional	Naturaleza, escala, función de la investigación	Unidad de medida
Sorción	Penetración de moléculas de agua en sólidos poliméricos entre cadenas de polímeros atraídas por la polaridad de las uniones no saturadas o por las fuerzas intermoleculares no equilibradas de los polímeros ⁽⁴²⁾	La sorción se muestra al colocar las muestras en un desecador 37 ± 1 °C y pesándolas cada 24 h hasta que tuvo un peso constante posteriormente se humecta la muestra en agua a (37 ± 1) °C por $7 d \pm 2 h$ y 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. $wsp = \frac{m2 - m3}{V}$	Cuantitativa, de razones.	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Solubilidad	La solubilidad de las resinas acrílicas es aumento componentes solubles en agua sin reaccionar a monómeros plastificantes e indicadores ⁽²³⁾	Una vez obtenida la sorción se calcula el valor final para solubilidad de acuerdo a las ecuaciones. $Wsl = \frac{m1 - m3}{V}$	Cuantitativa de razones.	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Porosidad	Propiedad de los sólidos que se presenta en su	La porosidad se observa colocando las	Cuantitativa de razones	%

	estructura en presencia de vacíos ⁽⁴⁴⁾	muestras en un desecador a 37 ± 1 °C y pesándolas cada 24 h hasta que tuvo un peso contante. El valor final se calcula de acuerdo a las ecuaciones $W_a = (d_r - d_a) (V_{sp} - V_{ip})$ una vez obtenido el volumen de porosidad interna se obtiene el %P interna.		
--	---	---	--	--

Tabla 5. Variables dependientes;

Variable independiente	Definición conceptual	Definición operacional	Naturaleza, escala, función de la investigación	Unidad de medida
Técnica de polimerización	Unión de monómero y polímero de (PMMA) sometidos a diferentes condiciones de calor para la obtención de muestras rígidas de resina acrílica ⁽⁴⁵⁾	Se realiza el procesado de resinas acrílicas mediante tres técnicas de polimerización diferente; convencional*, microondas y ultrasonido.	Cuantitativa, categórica.	Categoría: <ul style="list-style-type: none"> • Convencional • Microonda • Ultrasonido

*Grupo control

3.3. UNIVERSO DE ESTUDIO

Muestras de resina acrílica Opti-Cryl® sintetizadas con técnica de baño de agua, ultrasonido y microondas (n=10).

3.4. CRITERIOS DE INCLUSIÓN, EXCLUSIÓN Y ELIMINACIÓN INCLUSIÓN

-Muestras de resina acrílica marca Opti-Cryl®.

- Muestras que cumplan con los parámetros establecidos por la norma ISO-1567 las cuales son discos de 50 mm de diámetro por 0.5 mm de espesor con un margen de error igual $0.2 \pm \text{mm}$.

3.4.1. EXCLUSIÓN

-Muestras que presentan irregularidades durante y después del procesado de la resina acrílica como son porosidades.

-Muestras que presentes fracturas durante el procesado de estas.

-Muestras en las que se interrumpió el ciclo de polimerización.

3.4.2. ELIMINACIÓN

-Muestras contaminadas durante las pruebas físicas.

-Muestras en las que se interrumpió el ciclo de las pruebas realizadas sorción, solubilidad y porosidad.

-Muestras que se fracturaron durante las pruebas sorción, solubilidad y porosidad.

3.5. MÉTODO

3.5.1. RESINA ACRÍLICA POLIMERIZABLE

3.5.1.1 MATERIALES

- Horno de microondas indicado para la polimerización de 800 – 1300 Watts de potencia (100 W HIGH POWER Panasonic®)
- Equipo ultrasónico
- Recipiente para calentar agua
- Mufla para el proceso con acrílico en microondas
- Mufla para el procesado con baño de agua convencional
- Acrílico Opti-Cryl® (polímero y monómero)
- Yeso tipo IV
- Vaselina
- Vibrador
- Separador
- Prensa hidráulica
- Lamina de polietileno
- Espátula para hules
- Mango y hoja de bisturí
- Pinceles
- Recortadores de acrílico
- Recipiente vítreo

3.5.1.2. DISEÑO Y CONFECCIÓN DE MUESTRAS

3.5.1.2.1. DISEÑO DE LA MUESTRA DE ACUERDO A LA NORMA ISO-1567

Las muestra requerida para las pruebas de porosidad sorción y solubilidad se conforma en forma discos el cual tendrá 50 mm de diámetro (Figura 6a) y 0.5 mm de espesor (Figura 6b) con una tolerancia de $0.2 \pm$ mm las cuales se miden con un vernier electrónico (Figura 7)

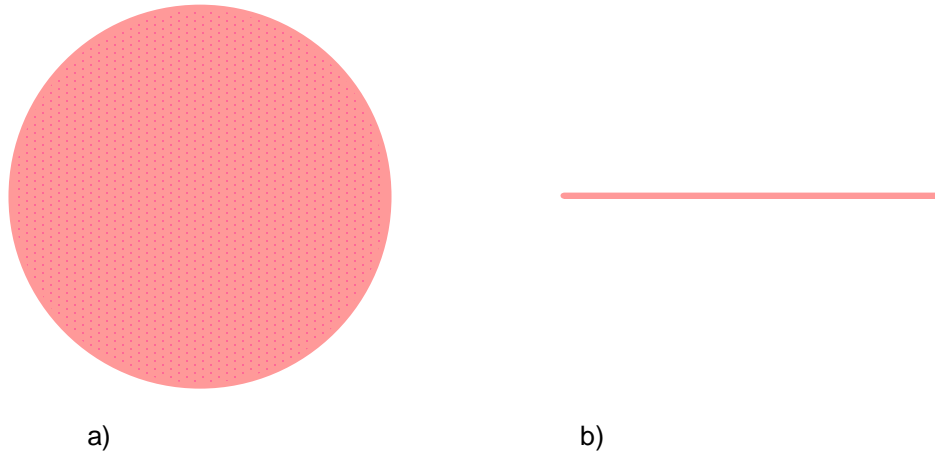


Figura 6. Diseño de las muestras a) diámetro 50 mm, b) espesor 0.5 mm



Figura 7. Vernier electrónico de la ENES; Unidad León (fuente propia).

3.5.1.2. CONFECCIÓN DE LA MUESTRA

3.5.1.2.1 ENMUFLADO

- Acondicionar los elementos necesarios empleando para ello la mufla especial para el sistema de polimerización.
- Aislar con vaselina todas las superficies internas de la mufla para evitar que el yeso se adhiera a ellas (Figura 8a).
- Verter yeso (Tipo IV) en la parte inferior de la mufla y colocar los moldes de las muestras (Figura 8b, 8c).
- Después de fraguado el yeso, se aísla la superficie de éste con separador yeso-yeso y yeso-cera con ayuda de los pinceles (Figura 8d), colocar la contraparte de la mufla e iniciar una segunda fase de inclusión de yeso piedra (Tipo IV) cubriendo la mufla por completo hasta el orificio de la parte superior (Figura 8e, 8f).

Una vez terminado el enmuflado esperar de 11-15 min para que fragüe el yeso para posteriormente abrir la mufla y retirar el molde de la muestra (Figura 8.)

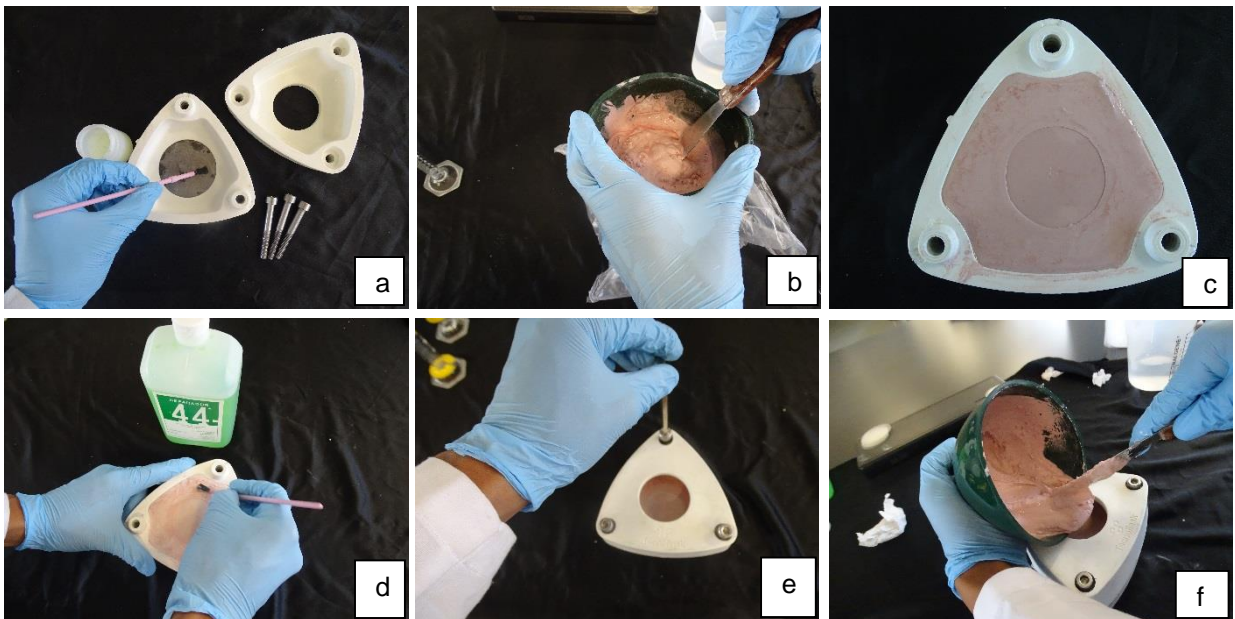


Figura 8. Enmuflado con mufla de resina de poliéster de fibra de vidrio para polimerización en microondas; a) aislado con vaselina b) mezcla de yeso c) colocación de muestra sobre yeso y mufla d) superficie yeso-muestra aislado con vaselina e) colocación de contraparte de la mufla f) colocación de yeso en contraparte de la mufla. (fuente propia)

3.5.1.2.2. PREPARACIÓN DE LA MEZCLA

- La porción utilizada para las muestras serán en relación 3:1 de polímero y monómero (Figura 9a).
- Verter el monómero en un recipiente de vidrio y sobre este se adiciona el polímero, se mezcla con espátula durante 30 segundos (Figura 9b).
- El recipiente debe permanecer cerrado hasta que la mezcla llegue a su etapa filamentososa, para proceder a la etapa de empaquetado.

En la (Ilustración 9) se muestra la porción y mezcla del polímero.

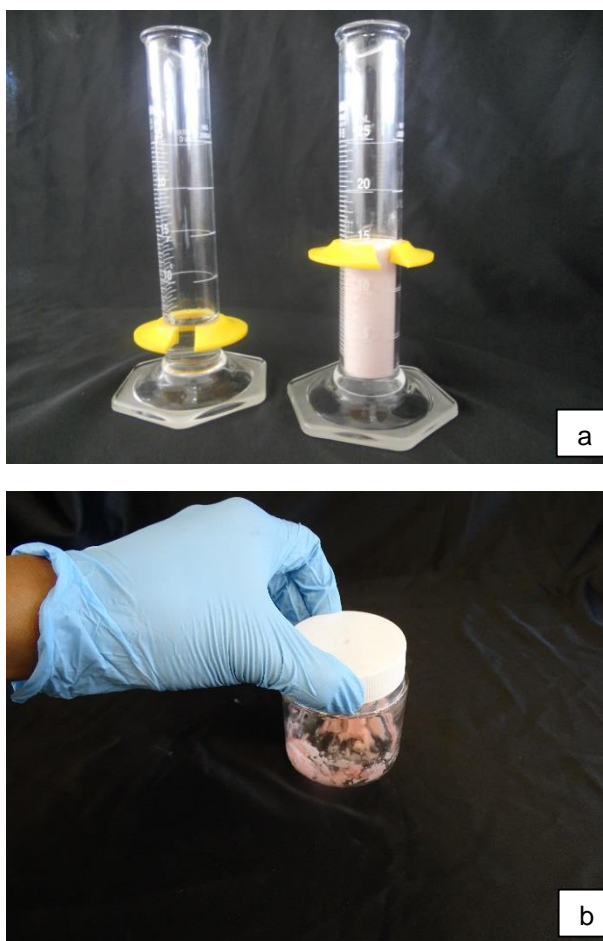


Figura 9. Preparación de mezcla; a) Proporción 3:1 b) mezcla de monómero y polímero (fuente propia)

3.5.1.2.3. EMPAQUETADO

-El acrílico en estado plástico se coloca en la mufla (Figura 10a), se cubre con una lámina de polietileno y se cierra la mufla (Figura 10b).

- Una vez cerrada la mufla se prensa en forma lenta hasta llegar a 1500 psi (Figura 10c). Se descarga la prensa, destapa la mufla (Figura 10d) y se remueve la película de polietileno, retirando el excedente de acrílico con ayuda del bisturí.

- Se cierra nuevamente la mufla (Figura 10f) y se aplica una presión definitiva de 2000 psi (Figura 10f).

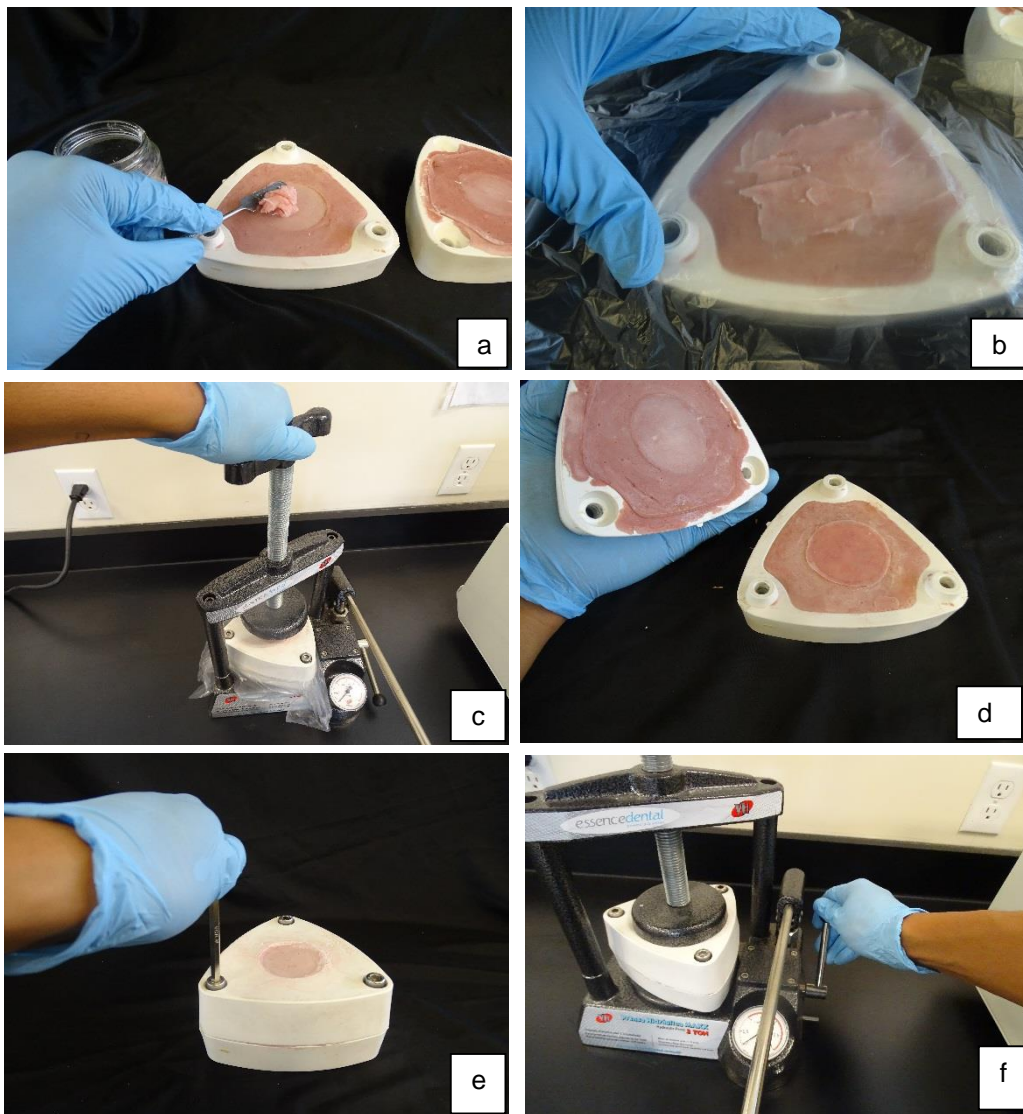


Figura 10. Empaquetado de resina acrílica a) colocación de acrílico en la mufla b) colocación de lámina de polietileno c) prensa hidráulica a 1500psi d) mufla abierta después de prensado e) cierre de mufla f) prensado a 2000psi (fuente propia).

3.5.1.2.4. POLIMERIZACIÓN POR MICROONDAS

- Colocar la mufla sobre el plato giratorio dentro del horno (Figura 11a), con los tornillos hacia abajo.
- Aplicar una irradiación en el microondas durante cuatro minutos (1100 W).
- Dejar la mufla reposar dentro del microondas durante tres minutos (Figura 11b).
- Aplicar una irradiación en el micro ondas de cuatro minutos (1100 W).
- Colocar la mufla en agua a temperatura ambiente durante 15 min.
- Abrir la mufla.

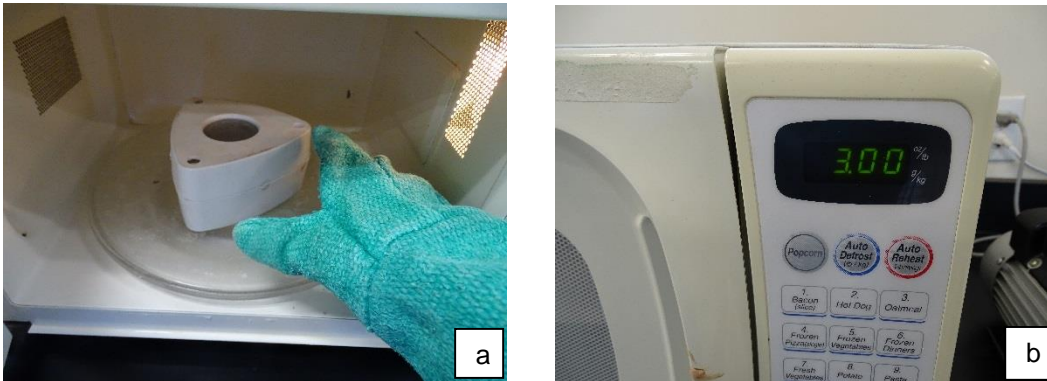


Figura 11. Polimerización por microondas a) mufla en plato giratorio b) microondas programado a tres minutos (fuente propia)

3.5.1.2.5. POLIMERIZACIÓN CONVENCIONAL “BAÑO DE AGUA”

- Utilizar mufla metálica para procesado en baño de agua con técnica convencional (Figura 12a).
- Colocar la mufla dentro de un contenedor con agua a una temperatura de 70 ± 1 °C por 90 min (Figura 12b).
- Mantener la mufla en agua a 100 °C por 30 min.
- Sacar la mufla del agua y dejar a temperatura ambiente por 30 min.
- Colara la mufla en agua a temperatura ambiente durante 15 min, abrir la mufla.

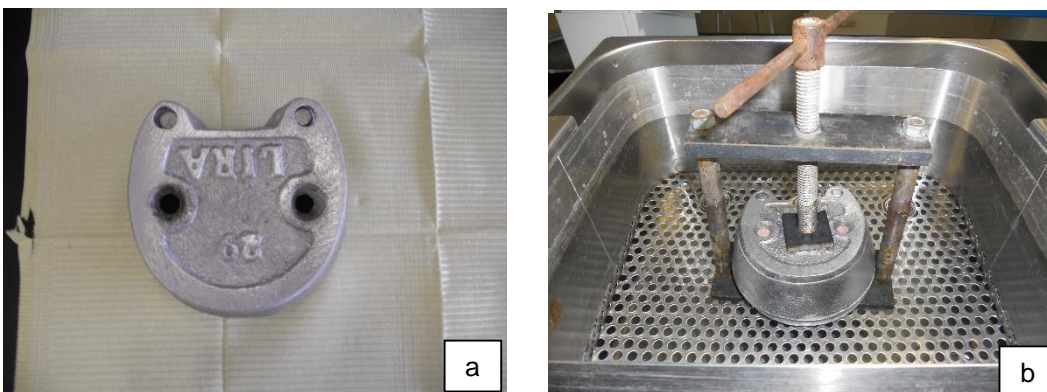


Figura 12 Polimerización convencional "baño de agua" a) mufla metálica b) mufla sumergida en agua (fuente propia)

3.5.1.2.6. POLIMERIZACIÓN POR ULTRASONIDO “BAÑO DE AGUA”

- Colocar la mufla en la tina de ultrasonido (Elmasonic 1000 ELMA®) (Figura 13 a, b)
- Condición Grupo 1; frecuencia 37 KHz, potencia 50%, temperatura 80 °C, tiempo 1 h
- Condición Grupo 2; frecuencia 37 KHz, potencia 100%, temperatura 80 °C, tiempo 1 h
- Condición Grupo 3; frecuencia 80 KHz, potencia 50%, temperatura 80 °C, tiempo 1 h
- Condición Grupo 4; frecuencia 80 KHz, potencia 100%, temperatura 80 °C, tiempo 1 h
- Sacar la mufla del agua y mantener a temperatura ambiente por 30 min
- Colocar la mufla en agua a temperatura ambiente durante 15 min
- Abrir la mufla

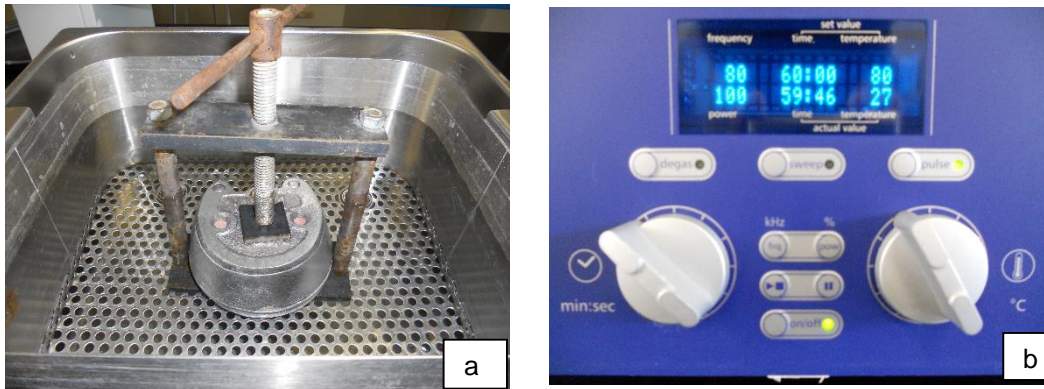


Figura 13. Polimerización ultrasonido "baño de agua" a) mufla colocada en ultrasonido b) ultrasonido (Elmasonic 1000 ELMA®) (fuente propia)

3.5.1.2.7. DESENMUFLADO

- Retirar los tornillos y con el otro extremo de la llave haga la apertura introduciéndola en la ranura lateral del cuerpo de la mufla (Figura 14a), para posteriormente obtener la muestra (Figura 14b).

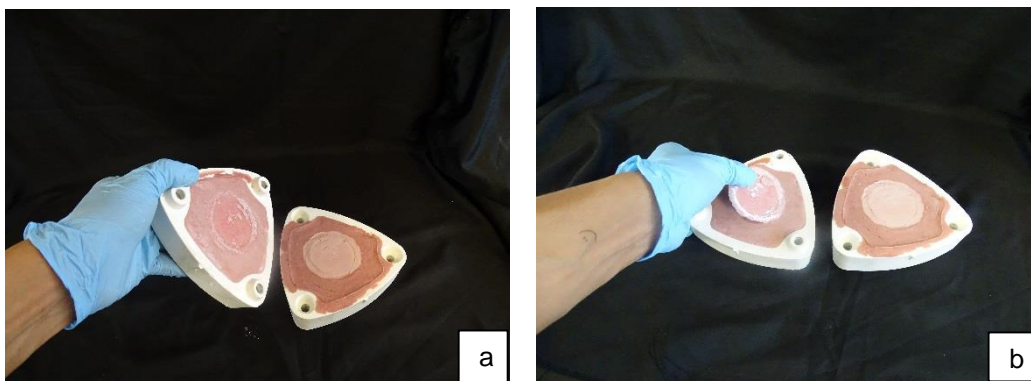


Figura 14. a) Desenuflado y b) obtención de muestra (fuente propia)

3.5.1.2.8. RECORTE Y PULIDO

- Eliminar las superficies irregulares de la muestra dejando una superficie lisa y tersa esto con ayuda de lijas de agua # 120 (Figura 15a, b).

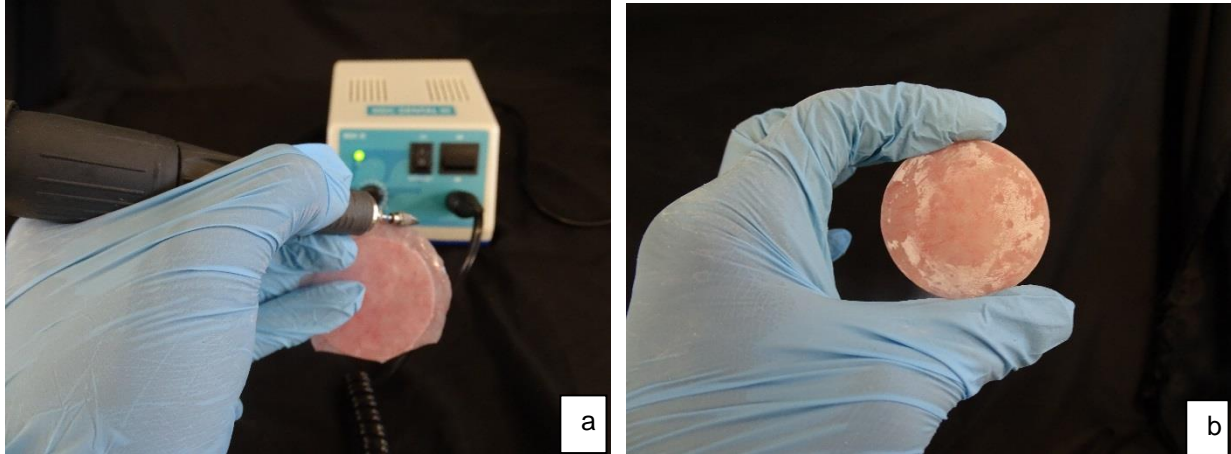


Figura 15. a) Recorte y b) pulido de muestra (fuente propia)

3.5.2. PRUEBAS FÍSICAS REALIZADAS EN EL PROYECTO

3.5.2.1. PRUEBA DE SORCIÓN Y SOLUBILIDAD DE AGUA

3.5.2.1.1. MATERIALES

- Gel de sílice, recién secado para (300 ± 10) mínimo para $(130 \pm 5 \text{ }^\circ\text{C})$
- Agua, cumpliendo con el grado 2 del ISO 3696
- Aparatos
- Rejilla para guardar las muestras paralelos y separados
- Dos desecadores
- Horno, manteniendo a $(37 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C})$
- Pinzas recubrimiento-polímero
- Toalla para secar
- Micrómetro exacto para 0.01 mm.
- Calibrador exacto para 0.01 mm.

3.5.2.1.2. PREPARACIÓN DE LA MUESTRAS

3.5.2.1.2.1 ACONDICIONAMIENTO DE LA MUESTRAS

- Colocar muestra en la rejilla dentro de uno de los desecadores que contiene gel sílice recién secado, colocar el desecador en el horno a $(37 \pm 1 \text{ } ^\circ\text{C})$ por (23 ± 1) h retirar del horno (Figura 16a, b, c, d).
- Llevar la muestra a rejilla directo al segundo desecador el cual contendrá gel sílice recién secado. El segundo desecador estará a $(23 \pm 2) \text{ } ^\circ\text{C}$. Después (60 ± 10) min, la muestra estará listo para pesar (Figuras 16a, b, c, d, e).
- Para pesar la muestra usar una balanza analítica con una precisión de 0,02 mg. Guardar el desecador sellado excepto por periodo requerido para remover y reemplazar la muestra el cual deberá ser breve (Figura 16e). Después de haber pesado la muestra, reemplazar el sílice gel del primer desecador con el gel recién secado y colocar el desecador en el horno (Figura 16d).
- Repetir el ciclo descrito hasta que tengamos una masa constante, m_1 , la cual será llamada “masa condicionada” este será alcanzado, hasta que la pérdida en masa entre cada muestra no sea mayor que 0,2 mg. En este punto calculamos el V de cada muestra, utilizando la media de tres mediciones de diámetro y la media de cinco mediciones de espesor. Las mediciones de espesor se toman en el centro y en cuatro lugares equidistantes alrededor de la circunferencia (Figuras 16a, b, c, d, e).

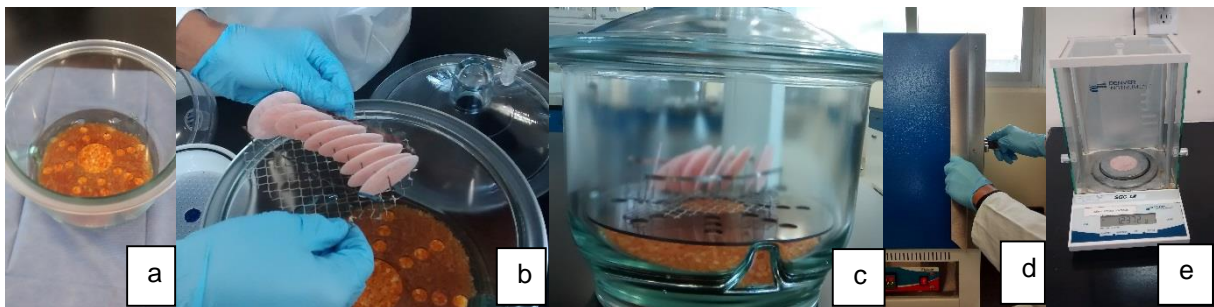


Figura 16. Condicionamiento de muestras a) sílice en desecador, b) muestras en rejilla, c) muestras en desecador al vacío, d) estufa utilizada para desecar, e) Balanza analítica (fuente propia)

3.5.2.1.2.2. MUESTRAS HUMECTADAS

- Sumergir la muestra acondicionada en agua a $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ por 7 días ± 2 h (Figura 17). Después del tiempo remover los discos del agua con pinzas revestidas con polímero, limpiar con una toalla limpia y seca hasta que visiblemente esté libre de humedad. Secar con aire durante 15 ± 1 s. y pesar en un tiempo de 60 ± 10 s. Después de haber removido el agua (con una exactitud de 0.2 mg). Registrar esta masa como m2.



Figura 17. Muestras humectadas (fuente propia)

3.5.2.1.2.3. REACONDICIONAMIENTO DE LA MUESTRA

- Después de pesar, reacondicionamos la muestra a una masa contante en el desecador como lo hicimos en el acondicionamiento (Figura 17).
- Registrar la masa del “reacondicionamiento” de la muestra como m3.
- Procurar las mismas condiciones de acondicionado.

3.5.2.1.2.3. CÁLCULO Y EXPRESIÓN DE LOS RESULTADOS

3.5.2.1.2.3.1. SORCIÓN DE AGUA

-Calcular el valor para la sorción de agua (*wsp*) para cada muestra, expresado en microgramos por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) para la siguiente ecuación.

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

CUANDO

m2 Es la masa de la muestra, en microgramos (μg), después de sumergida en agua

m3 Es la masa de la muestra reacondicionada, en microgramos (μg)

V Es el volumen de la muestra en milímetros cúbicos (mm^3)

Redondear los valores calculados para la sorción de agua más cercana a microgramos por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$).

3.5.2.1.2.3.2. SOLUBILIDAD DE AGUA

-Calcular la solubilidad de la materia por unidad de volumen (*Wsl*) para cada muestra, expresado en microgramos por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) como la siguiente ecuación.

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

CUANDO

m1 es la masa de la muestra “acondicionada”, en microgramos (μg)

m3 Es la masa de la muestra “reacondicionada”, en microgramos (μg).

V Es el volumen de la muestra en milímetros cúbicos (mm^3).

Redondear los valores calculados para la solubilidad de agua más cercana a $0,1 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

3.5.2.1.2.3.3. PASA/FALLA DETERMINACIÓN 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 cumple con los requerimientos en el punto 5.2.11 en el manual ISO 1567:1999 prepara 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 el en el manual ISO 1567:1999 el material se considera que ha aprobado.

3.5.2.1.2.3.4. PASA/FALLA DETERMINACIÓN 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 de solubilidad de agua cumplen con los requerimientos establecidos en el punto 5.2.12 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 cumple con los requerimientos establecidos en el punto 5.2.12 del manual ISO 1567:1999 el material se considera que ha aprobado.

3.5.2.1.2.3.5. INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

Cuando el polímero procesado se prueba, el aumento de la masa volumétrica (sorci3n de agua) no debe exceder a 32 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para polímeros Tipo 1, Tipo 2, Tipo 3, Tipo 4 o Tipo 5 (Ver Tabla 1).

Punto 5.2.12 del manual ISO 1567:1999 Solubilidad

Cuando el polímero procesado, la p3rdida en masa volumétrica (materia soluble) no exceder3 a 1,6 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para polímeros 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 1).

Tabla 6. Resumen de los requisitos descritos por la norma ISO 1567.

Requerimientos	Fuerza flexible [MPa], min.	M3dulo de flexi3n [MPa], min.	M3til metacrilato mon3mero residual Porcentaje de fracci3n de masa max.	Sorci3n [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$], 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

3.5.2.2. PRUEBA DE POROSIDAD

-Colocar las muestras en un desecador con gel de sílice recién secado a una temperatura 37 ± 1 °C (Figuras 18a, b, c, d).

-Cada 24 h la pesar y registrar el peso de esta hasta que se alcance un peso contante ($\pm 0,0005$ g) (Figura 18e).

-La porosidad interna de cada muestra (V_{ip}) será calculada mediante la ecuación

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

CUANDO

W_a es el peso de la muestra (g)

d_r es la densidad de la resina acrílica (1.198 g / cm^3)

d_a es la densidad del aire local a 21 °C y 585 mmHg (0.00123 g / cm^3)

V_{sp} es el volumen de muestras

V_{ip} es el volumen de porosidad interna (cm^3).

-Una vez calculado el volumen de porosidad interna se aplica la siguiente ecuación para obtener la ecuación de porosidad

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

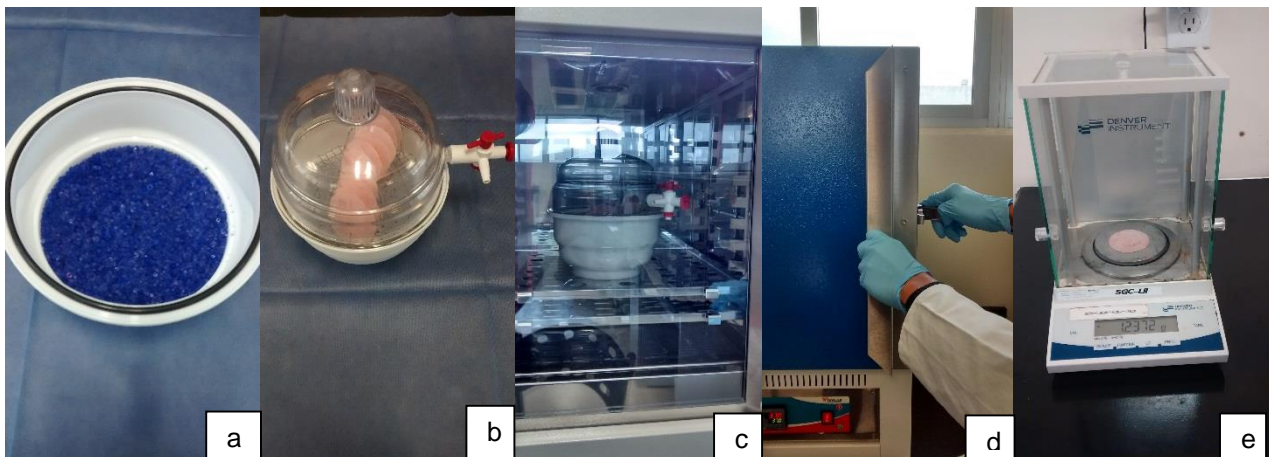


Figura 18. Prueba de porosidad; a) sílice recién secado, b) muestras en desecador, c) desecador en horno, d) horno para desecador, e) balanza analítica (fuente propia).

CAPÍTULO 4

4.1. RESULTADOS

4.1.1. SORCIÓN Y SOLUBILIDAD

4.1.1.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Se utilizó la Estadística Descriptiva o Análisis Exploratorio de Datos para presentar la principal medida de tendencia central promedio y la principal medida de dispersión desviación estándar.

En la *Tabla 7*. se puede observar que el grupo que arrojó un menor promedio en cuanto a la prueba física de sorción fue **G1SS** siendo éste de $4.25 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ con una desviación estándar de 0.38, y el promedio más alto fue el grupo **G2SS** con un promedio de $23.17 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ con una desviación estándar de 1.78.

Tabla 7. Estadística descriptiva para la evaluación de sorción de agua.

Grupo	Máximo-Mínimo [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$]	Promedio [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$]	Desviación estándar [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$]
MSS	[21.8] [15.19]	20.7	2.084
BSS	[20] [16]	19.34	1.178
G1SS	[4.5] [3.3]	4.25	0.38
G2SS	[25.7] [19.9]	23.17	1.78
G3SS	[18.13] [11.8]	16.8	2.1
G4SS	[23.16] [16.3]	22.3	2.3

Fuente propia

En la *Tabla 8*. se puede observar que el grupo que arrojó un menor promedio en cuanto a la prueba física de solubilidad fue el del grupo **G2SS** con un valor de $-0.22 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ con una desviación estándar de 0.32 y el promedio más alto fue el grupo **G4SS** con un promedio de $1.07 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ con una desviación estándar de 0.33.

Tabla 8. Estadística descriptiva para la evaluación de solubilidad.

Grupo	Máximo-Mínimo [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$]	Promedio [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$]	Desviación estándar [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$]
MSS	[1.4] [-0.46]	1.05	0.57
BSS	[1.0] [-0.4]	0.53	0.37
G1SS	[0.88] [-0.25]	0.48	0.33
G2SS	[-0.089] [-1.2]	-0.22	0.32
G3SS	[2.5] [-5.0]	0.88	1.8
G4SS	[1.5] [0.4]	1.07	0.33

Fuente propia

4.1.1.2. PRUEBAS DE NORMALIDAD SHAPIRO-WILK

Se realizó un análisis para observar si las variables aleatorias estudiadas que siguen un modelo de distribución normal con el test Shapiro-Wilk el cual contrasta la normalidad de un conjunto de datos teniendo como hipótesis nula que una muestra proviene de una población con distribución normal. Por lo tanto, si el valor de p es menor a alfa ($p \leq 0.05$) la hipótesis nula es rechazada (como consecuencia se tiene que los datos no provienen de una distribución normal). Si el valor de p es mayor a alfa, los datos siguen una distribución normal. En las *Tablas 7 y 8* se observan las variables que siguen una distribución normal marcadas con un asterisco (*).

Tabla 9. Pruebas de normalidad para los grupos sometidos a la prueba física de sorción.

Grupo	Asimetría	Curtosis	Shapiro-Wilk
MSS	-0.79	0.042	0.523*
BSS	-1.273	1.275	0.016
G1SS	-0.445	-0.599	0.798*
G2SS	1.159	1.141	0.220 *
G3SS	-0.295	-1.346	0.446*
G4SS	-0.579	-0.787	0.216*

*Valores con $P > 0.05$; fuente propia

Tabla 10. Pruebas de normalidad para los grupos sometidos a la prueba física de solubilidad.

Grupo	Asimetría	Curtosis	Shapiro-Wilk
MSS	0.772	0.067	0.672*
BSS	0.210	1.476	0.357*
G1SS	0.665	0.161	0.310*
G2SS	-1.510	2.379	0.037
G3SS	-1.484	5.049	0.007
G4SS	0.92	0.347	0.294*

*Valores con $P > 0.05$; fuente propia

4.1.1.3. ESTADISTICO DE PRUEBA PARA SORCIÓN Y SOLUBILIDAD

4.1.1.3.1. KRUSKAL-WALLIS

El método no para métrico Kruskal-Wallis prueba si un grupo de datos proviene de la misma población, llevando a cabo una comparación simultanea entre grupos, revelando si se encuentran diferencias entre los datos de un grupo o grupos referentes a los otros (se deben tener más de dos grupos de muestras independientes), Este método no muestra en dónde se encuentra la diferencia o direccionalidad (causalidad). Se utilizó esta prueba debido a que no todos los grupos estudiados presentaron una distribución normal.

Tabla 11. Estadístico de prueba Kruskal-Wallis.

	Sorción	Solubilidad
Chi-cuadrado	44.817	30.619
Grados de libertad	5	5
Valor de p	0.0001	0.0001

Fuente propia

4.1.1.3.2. U DE MANN-WHITEY

La prueba no paramétrica U de Mann-Whitney se aplica a dos muestras independientes. Se emplea en variables ordinales o continuas. La utilización de esta prueba fue debido a que no todos los grupos de este estudio presentaron una distribución normal, llevando a cabo las pruebas entre los grupos, en todas sus combinaciones posibles, para determinar diferencia entre cada variable, dichas diferencias mostradas por la prueba de Kruskal-Wallis en la *Tabla 12*.

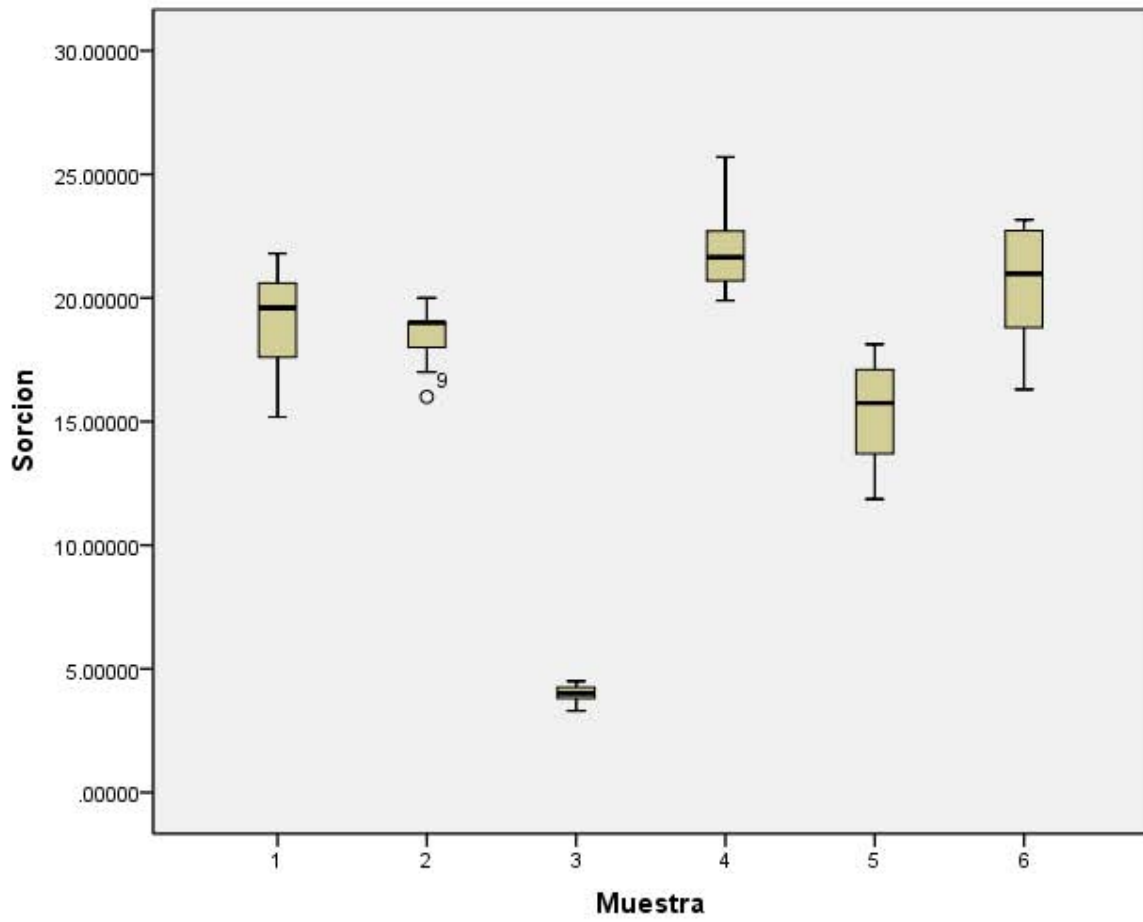
Tabla 12. Estadístico de prueba U de Mann-Whitey.

Comparación entre grupos	Sorción	Solubilidad
	p	p
1-2	0.108	0.074
1-3	0.0001*	0.082
1-4	0.008*	0.001*
1-5	0.002*	0.015*
1-6	0.174	0.705
2-3	0.0001*	0.909
2-4	0.0001*	0.001*
2-5	0.002*	0.074
2-6	0.055	0.002*
3-4	0.0001*	0.0001*
3-5	0.0001*	0.049*
3-6	0.0001*	0.003*
4-5	0.0001*	0.820
4-6	0.384	0.0001*
5-6	0.001*	0.002*

$p \leq 0.05$; Fuente propia

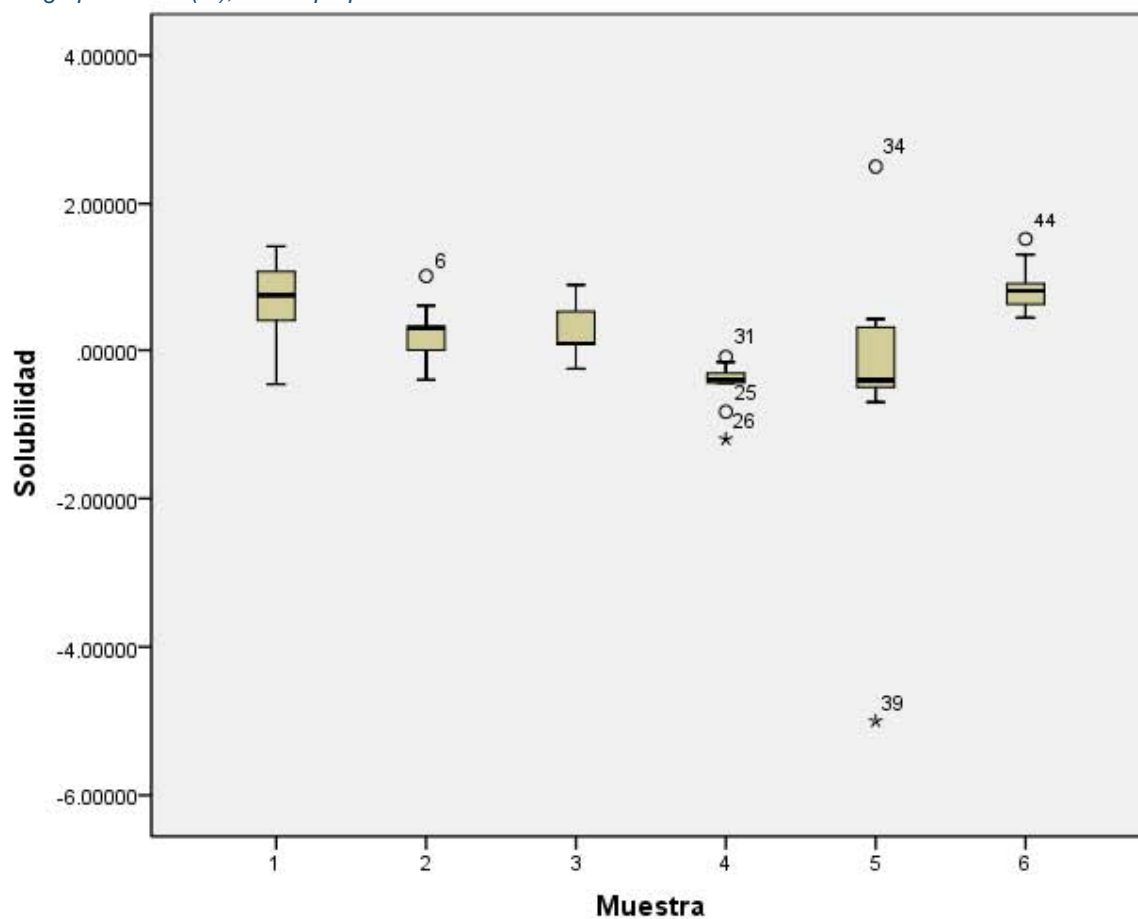
En la *Tabla 13* en la representación gráfica del promedio en la prueba de sorción, arrojó que la **muestra 3** (Grupo1 sorción y solubilidad) obtuvo el promedio con el valor más bajo de ($4.25 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) y en la *Tabla 12 Estadístico de prueba U de Mann-Whitey* en la comparación entre grupos, el grupo tres que obtuvo el menor promedio en comparación con los grupos (1, 2, 4, 5 y 6) se observó una diferencia significativa con un valor en sorción *P* de 0.0001, el segundo grupo muestra que obtuvo el promedio con un valor bajo en la prueba de sorción fue la **muestra 5** (Grupo3 sorción y solubilidad) con un promedio valor de ($16.8 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) se observó una diferencia significativa referente a la *Tabla 12 Estadístico de prueba U De Mann-Whitey* en la comparación entre grupos 1-5 y 2-5 con un valor de sorción *P* de 0.002, entre los grupos 3-5 y 4-5 un valor de sorción *P* de 0.0001 y en la comparación de los grupos 5-6 un valor de sorción *P* de 0.001 y el tercer grupo muestra con un valor bajo en la Prueba de sorción fue la **Muestra 2** (baño de agua, sorción y solubilidad) con un valor promedio de ($19.34 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) y una diferencia significativa entre grupos 2-3 y 2-4 con un valor en sorción *P* de 0.001, entre los grupos 2-5 un valor en sorción *P* de 0.002 y entre los grupos 2-6 un valor en sorción *P* de 0.005 referente a la *Tabla 12 Estadístico de prueba U de Mann-Whitey*.

Tabla 13. Representación gráfica del promedio en la prueba de sorción de los cinco grupos experimentales y del grupo control ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), fuente propia.



En los resultados obtenidos en la *Tabla 14* se estimó que el valor más bajo en el promedio de la prueba de solubilidad fue de la **Muestra 4** (Grupo 2 sorción y solubilidad) con un valor de (-0.22 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$) y en la *Tabla 12* comparación entre grupos se observó una diferencia significativa entre grupos 4-1 y 2-4 con un valor en solubilidad *P* de 0.001 y entre los grupos 3-4-y 4-6 con un valor en solubilidad *P* de 0.0001 así mismo se encontró que el segundo grupo con un promedio bajo en la prueba de solubilidad fue **Muestra 2** (baño de agua, sorción y solubilidad) con un valor de (0.53 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$) y una diferencia significativa entre grupos 2-4 y 3-4 con un valor en solubilidad *P* de 0.001y entre los grupos 4-6 con un valor un valor en solubilidad *P* de 0.0001 referente a *la Tabla 12* y el tercer grupo con un valor bajo en el promedio de solubilidad fue el de **Muestra 5** (Grupo 3 sorción y solubilidad) con un valor de (0.88 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$) en el cual se observó una diferencia significativa entre grupos 1-5 con un valor de solubilidad *P* de 0.001, entre los grupos 3-5 con un valor de solubilidad *P* de 0.049 y entre los grupos 5-6 con un valor de solubilidad *P* de 0.002, referente a *la Tabla 12*

Tabla 14. Representación gráfica del promedio en la prueba de solubilidad de los cinco grupos experimentales y del grupo control (%), fuente propia.



4.1.2. POROSIDAD

4.1.2.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Se utilizó la estadística descriptiva para presentar la principal medida de tendencia central promedio y la principal medida de dispersión desviación estándar. En la *Tabla 12* se puede observar que el grupo que arrojo un menor promedio en cuanto a la prueba física de porosidad fue G2P con un valor de 10.08% con una desviación estándar de 4.48 y el promedio más alto fue 22.02% con una desviación estándar de 5.4.

Tabla 15. Estadística descriptiva porosidad, fuente propia.

Porosidad Nombre del grupo	Máximo-Mínimo %	Promedio %	Desviación estándar %
MP	[26.2] [9.8]	22.02	5.4
BP	[17.7] [6.2]	15.4	3.9
G1P	[16.15] [5.08]	12.2	3.47
G2P	[14.29] [0.36]	10.08	4.48
G3P	[17.77] [2.2]	14.12	5.2
G4P	[20.7] [5.63]	16.49	5.45

4.1.2.2. PRUEBAS DE NORMALIDAD

Se realizó un análisis para observar si las variables aleatorias estudiadas que siguen un modelo de distribución normal con el test Shapiro-Wilk con un valor de ($p \leq 0.05$) *Tabla 9* se observan las variables que siguen una distribución normal marcadas con un asterisco (*).

Tabla 16. Pruebas de normalidad para los grupos sometidos a la prueba física de porosidad.

Porosidad nombre del grupo	Asimetría	Curtosis	Shapiro-Wilk
MP	-0.48	-1.206	0.673*
BP	0.276	-1.270	0.568*
G1P	0.717	-0.028	0.524*
G2P	0.067	-0.800	0.941*
G3P	0.45	-1.335	0.499*
G4P	.194	-1.729	0.278*

*Valores con $P > 0.05$; fuente propia

4.1.2.2. ESTADÍSTICO DE PRUEBA PARA POROSIDAD

4.1.2.2.1. ANOVA

Se realizó análisis de Anova de Una Vía para la comparación de la media de más de dos grupos con tamaño de muestras similares.

Tabla 17. Análisis estadístico ANOVA de Una Vía.

Estadístico de prueba <i>F</i>	<i>P</i>
6.388	0.0001

Fuente propia

4.1.2.2.2. *t* DE STUDENT

t de Student es una distribución de probabilidad que emerge de problema de valorar la media de una distribución normal cuando el tamaño de la muestra es pequeño, en la *Tabla 18* se observa una comparación entre grupos porosidad con la prueba *t* de student.

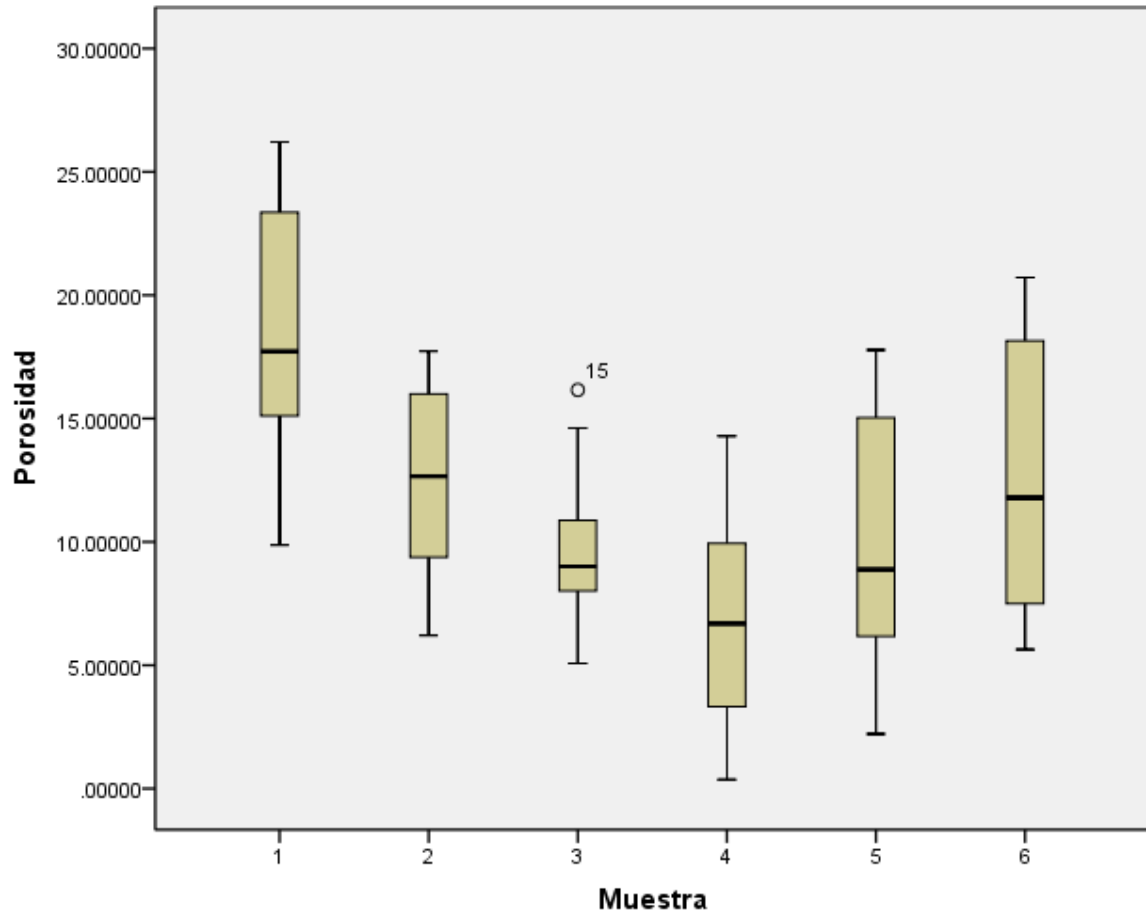
Tabla 18. Comparación de medias de porosidad (Prueba *t* de student).

Comparación entre grupos	Porosidad <i>P</i>
1-2	0.017*
1-3	0.001*
1-4	0.0001*
1-5	0.004*
1-6	0.035*
2-3	0.111
2-4	0.008*
2-5	0.303
2-6	0.994
3-4	0.125
3-5	0.770
3-6	0.185
4-5	0.129
4-6	0.02*
5-6	0.365

$p \leq 0.05$; Fuente propia

En la *Tabla 19* Representación gráfica del promedio en la prueba de porosidad se observó que el grupo con el promedio más bajo en porcentaje de porosidad fue el de **Muestra 4** (Grupo 2 porosidad) con un valor de (10.08%) y referente a la *Tabla 18* comparación entre grupos se observó una diferencia significativa entre grupos 1-4 con un valor en solubilidad P de 0.0001, entre los grupos 2-4 un valor en solubilidad P de 0.008 y entre los grupos 4-6 con un valor de P de 0.02, el segundo grupo con promedio bajo en porcentaje de porosidad fue el de **Muestra 3** (Grupo 1 porosidad) con un valor de (12.2%) con una diferencia entre grupos 1-3 con un valor de P de 0.001 referente a la *Tabla 18* y el tercer grupo con promedio bajo fue **Muestra 5** (Grupo 3 porosidad) con un valor de (14.12%) y una diferencia entre grupos referente a la *Tabla 18* con un valor de P de 0.004.

Tabla 19. Representación gráfica del promedio en la prueba de porosidad de los cinco grupos experimentales y del grupo control, fuente propia.



4.2. DISCUSIÓN

En el presente estudio se analizaron muestras de resina acrílica de la marca Opti-Cryl® aplicando las pruebas de sorción, solubilidad y porosidad, utilizando el material y equipo respecto a la Norma 1567 del ISO.

Dado que la mayoría de los grupos estudiados tuvieron una distribución normal es factible determinar la probabilidad de que los valores promedio ocurran dentro de ciertos rangos o intervalos.

4.2.1. SORCIÓN Y SOLUBILIDAD

Bajo las condiciones de prueba que exige la norma internacional ISO-1567 para las resinas acrílicas termo polimerizable se efectuaron las pruebas de sorción y solubilidad cumpliendo con los requerimientos que la norma indica en todos los grupos analizados.

Lasilla⁽⁴⁶⁾ en su estudio “Denture base polymer Alldent Sinomer®: mechanical, properties, water sorption and release of residual compounds” polimerizó muestras de resina acrílica en baño de agua bajo la condición: agua hirviendo durante 40min., al cual aplicó la prueba de sorción y solubilidad de acuerdo al ISO-1567 obteniendo una sorción de 26.4 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ y solubilidad de 1.52 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. Peter Pfeiffer⁽⁴⁷⁾ reportó en su estudio “residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials” en las pruebas de sorción y Solubilidad de acuerdo al ISO-1567 aplicada a la resina acrílica termopolimerizable Sinomer® una Sorción de 26.38 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ y una solubilidad de 0.84 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Los resultados arrojados en el presente estudio en el grupo **Muestra 2** (baño de agua, sorción y solubilidad) comparado con los resultados en sorción y solubilidad de los autores anteriores fueron de un promedio en sorcion y solubilidad menor.

La solubilidad en las resinas acrílicas representa un porcentaje de monómero residual, plastificante e iniciadores que son eliminados al sumergirse en agua, los cuales tienen componente que llegan a irritar los tejidos blandos.⁽¹⁴⁾

4.2.2. POROSIDAD

De acuerdo a lo establecido en la norma ISO-1567 para la prueba de porosidad se realiza una inspección visual en la cual no deberán existir poros groseramente visibles; las muestras analizadas en este estudio cumplieron en su totalidad lo indicado en esta especificación. No obstante se obtuvo el promedio de porcentaje de porosidad de cada grupo siendo la **Muestra 4** (G2 porosidad) la que arrojó un porcentaje de porosidad más bajo de 10.08% y la **Muestra 1** (microondas, porosidad) la más alta con un porcentaje de 22.02%, siendo la técnica de microondas la que tiene un mayor porcentaje de porosidad al igual que el reportado por Acosta⁽⁴⁸⁾, Bafile⁽⁴⁹⁾

4.3. CONCLUSIÓN

Bajo las condiciones del presente estudio de investigación se encontró que la resina acrílica Opti-Cryl® polimerizada con la técnica de microondas, baño de agua convencional y baño de agua asistida con ultrasonido cumplen con los requerimientos establecidos por el ISO-1567, cabe destacar que el grupo que reporto un menor promedio en la prueba física de sorción fue **Técnica de baño de agua asistida con ultrasonido Grupo 1** y para la prueba de solubilidad el grupo que reporto un promedio más bajo fue **Técnica de baño de agua asistida con ultrasonido Grupo 2**, a la prueba física de porosidad el grupo que reporto un menor promedio fue la **Técnica de baño de agua asistida con ultrasonido Grupo 2**.

Por consiguiente la técnica con mejores características fue **Técnica de baño de agua asistida con ultrasonido Grupo 2** bajo las condiciones de polimerización establecidos para este grupo en la presente investigación

Como producto derivado del presente proyecto de investigación, demuestra que es viable la reproducción del método de polimerización baño de agua asistida con ultrasonido obteniendo resultados más óptimos versus la técnica microondas y baño de agua convencional.

BIBLIOGRAFÍA

1. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):364-379. doi:10.1067/mpr.2002.123400.
2. Berger JC, Driscoll CF, Romberg E, Luo Q, Thompson G. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *J Prosthodont.* 2006;15(3):180-186. doi:10.1111/j.1532-849X.2006.00098.x.
3. Naranjo AO, Ibarra JG, Espinoza AS. Influencia de los cambios térmicos en la deflexión transversa de acrílicos para la base de dentaduras con y sin insertos metálicos. *Rev odontológica Mex.* 2014;18(3):170-174.
4. Machado C, Sanchez E, Azer SS, Uribe JM. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *J Dent.* 2007;35(12):930-933.
5. Kanie T, Kadokawa A, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Flexural properties of ethyl or methyl methacrylate-UDMA blend polymers. *Dent Mater J.* 2010;29(5):575-581. doi:10.4012/dmj.2010-045.
6. Ozawa J, Ozawa M. Fundamentos de prostodoncia total. *México: Trillas.* 2010.
7. Ganzarolli SM, Nunes de Mello JA, Shinkai RS, Del Bel Cury AA. Internal adaptation and some physical properties of methacrylate- based denture base resins polymerized by different techniques. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2007;82(1):169-173.
8. Barceló F, Palma C. Materiales Dentales; conocimientos básicos aplicados. 2008.
9. Arenas C, Argueta L, Acosta L. Procesamiento de resinas acrílicas por la técnica asistida con ultrasonido para prótesis dentales. *ENES;León UNAM Proyecto PAPIME PE205916.* 2017;1.
10. Park J, Lakes RS. *Biomaterials: An Introduction.* Springer Science & Business Media; 2007.
11. Dee KC, Puleo DA, Bizios R. *An Introduction to tissue-biomaterial interactions.* John Wiley & Sons; 2003.
12. Rathner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. Biomaterials science: a multidisciplinary endeavor. *Biomater Sci An Introd to Mater Med.* 2004:1-9.
13. Black J, Hastings G. *Handbook of Biomaterial Properties.* Springer Science & Business Media; 2013.
14. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. Materiales dentales, propiedades y manipulación. 1999.
15. Paul K. No Title. *BBC News Mag.* 2015. http://www.bbc.com/mundo/noticias/2015/06/150618_finde_waterloo_muertos_dientes_impl_antes_iv.
16. Kallus T, Mjör IA. Incidence of adverse effects of dental materials. *Eur J Oral Sci.* 1991;99(3):236-240.
17. Craig RG. Prosthetic applications of polymers. *Restor Dent Mater.* 1997;9:502-550.
18. Hernández-Mejía R, Calderón-García R, Fernández-López JA, Cueto-Espinar A. Escala para medir la calidad de vida en desdentados totales rehabilitados con prótesis completa mucosoportada. *Rcoe.* 2006;11(2):181-191.

19. I Anand S. *Materials in restorative dentistry*. Primera. (Jaypee Brothers Medical Publishers, ed.). New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publisher; 2010.
20. Reisbick MH, Gardner AF. *Materiales Dentales En Odontología Clínica*. El manual moderno; 1985.
21. Pine SH, Javier PB. *Química Orgánica*.; 1988.
22. Coreño-Alonso J, Méndez-Bautista MT. Relación estructura-propiedades de polímeros. *Educ química*. 2010;21(4):291-299.
23. Machado C, Rizzatti-Barbosa CM, Gabriotti MN, Joia FAA, Ribeiro MC, Sousa RLS. Influence of mechanical and chemical polishing in the solubility of acrylic resins polymerized by microwave irradiation and conventional water bath. *Dent Mater*. 2004;20(6):565-569. doi:10.1016/j.dental.2003.09.001.
24. Guzmán H. Biomateriales odontológicos de uso clínico. *Editor presencia Ltda, Capítulo*. 2013;4:31-44.
25. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials4: Introduction to Dental Materials*. Elsevier Health Sciences; 2013.
26. Anusavice KJ. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. Elsevier,; 2004.
27. Macchi RL. *Materiales Dentales*. Ed. Médica Panamericana; 2007.
28. Pérez T, Pérez MT. *Arte Y Ciencia de los materiales odontológicos*. Avances Médico-Dentales,; 2003.
29. Vega J. Polímeros acrílicos en odontología. *Materiales dentales en odontología*. 1996.
30. Koeck B. *Prótesis Completas*. Elsevier Masson,; 2007.
31. Serrano Hernández L, Barceló Santana FH, Santos Espinoza A. Deflexión transversa de materiales alternativos a base de polímeros para fabricación de base de dentadura. *Rev Odontológica Mex*. 2013;17(3):146-151. doi:10.1016/S1870-199X(13)72029-9.
32. Anusavice KJ, Phillips R. *Ciencia de los materiales dentales de Phillips*. McGraw-Hill-Interamericana; 1998.
33. Cova JL. *Biomateriales Dentales*. 2°. Venezuela: ALMOCA; 2010.
34. Naranjo AO, Ibarra JG, Espinoza AS. In fl uencia de los cambios térmicos en la de fl exión transversa de acrílicos para la base de dentaduras con y sin insertos metálicos In fl uence exerted by thermal changes in the transverse de fl ection of. 2014;18:170-174.
35. De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 1987;57(5):650-658.
36. Botega DM, Machado T de S, Mello JAN de, Garcia RCMR, Del Bel Cury AA. Polymerization time for a microwave-cured acrylic resin with multiple flasks. *Braz Oral Res*. 2004;18(1):23-28.
37. Charasseangpaisarn T, Wiwatwarrapan C. The effect of various frequencies of ultrasonic cleaner in reducing residual monomer in acrylic resin. *Ultrasonics*. 2015;63:163-167.
38. Mason TJ, Peters D. *Practical sonochemistry: Power ultrasound uses and applications*. woodhead Publishing; 2002.

39. Martínez Rodríguez JA, Vitola Oyaga J, Sandoval L, Cantor Sdelp. Fundamentos teórico-prácticos del ultrasonido. *Tecnura*. 2007;10(20).
40. Blitz J, Simpson G. *Ultrasonic methods of non-destructive testing*. Vol 2. Springer science & business media; 1995.
41. Ilbay SG, Güvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabil*. 1994;21(1):103-109.
42. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Quintessence Publ. Chicago; 1997.
43. Keller JC, Lautenschlager EP. Porosity Reduction and its associated effect on the diametral tensile strength of activated acrylic resins. 1985;53(3).
44. Pero AC, Barbosa DB, Marra J, Ruvolo-Filho AC, Compagnoni MA. Influence of microwave polymerization method and thickness on porosity of acrylic resin. *J Prosthodont*. 2008;17(2):125-129.
45. Compagnoni MA, Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent*. 2004;91(3):281-285.
46. Lassila LVJ, Vallittu PK. Denture base polymer Alldent Sinomer®: mechanical properties, water sorption and release of residual compounds. *J Oral Rehabil*. 2001;28(7):607-613.
47. Pfeiffer P, Rosenbauer E-U. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent*. 2004;92(1):72-78.
48. Acosta-Torres LS, Arenas MC, Nuñez-Anita RE, et al. Nanopigmented acrylic resin cured indistinctively by water bath or microwave energy for dentures. *J Nanomater*. 2014;2014:3.
49. Bafile M, Graser GN, Myers ML, Li EKH. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent*. 1991;66(2):269-274.