



# Universidad Autónoma de Querétaro

## Facultad de Medicina

EVALUACION DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL DEL ACRÍLICO UTILIZADO PARA BASES DE PRÓTESIS TOTAL UTILIZANDO TRES TÉCNICAS DE POLIMERIZACIÓN.

### Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la

### ESPECIALIDAD EN PROSTODONCIA

Presenta:

L. O. Jessica Solorio Hernández

Dirigido por:

L. O. E. R. B. Abel Tavares De La Cruz

Querétaro, Qro. a 02 diciembre 2022

L. O. JESSICA SOLORIO HERNÁNDEZ

EVALUACION DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL DEL ACRÍLICO UTILIZADO PARA BASES DE PRÓTESIS TOTAL UTILIZANDO TRES TÉCNICAS DE POLIMERIZACIÓN

2022



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales  
de Información



Evaluación de la microdureza superficial del acrílico  
utilizado para bases de prótesis total utilizando tres  
técnicas de polimerización

**por**

Jessica Solorio Hernández

se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons  
Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0  
Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

**Clave RI:** MEESN-184465



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad de Prostodoncia

**EVALUACION DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL DEL ACRÍLICO  
UTILIZADO PARA BASES DE PRÓTESIS TOTAL UTILIZANDO TRES  
TÉCNICAS DE POLIMERIZACIÓN.**

**Tesis**

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la

**Especialidad en Prostodoncia**

**Presenta:**

L. O. Jessica Solorio Hernández

**Dirigido por:**

L.O. E. R. B. Abel Tavares De La Cruz

L.O.E.R.B. Abel Tavares De La Cruz  
Presidente

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez  
Secretario

M. en O. Santiago Andaracua García  
Vocal

Dra. Rosa María Sánchez Ayala  
Suplente

Dra. Claudia Verónica Cabeza Cabrera  
Suplente

Centro Universitario,  
Querétaro, Qro. Diciembre 2022  
México

## Resumen

**Introducción:** Existen diferentes técnicas de polimerización para bases de prótesis totales como la técnica convencional (TC), técnica en microondas (TM) y técnica en autoclave (TA). Sin embargo, se conoce muy poco sobre cuál técnica es la que presenta mejores valores en su microdureza superficial al tratar de reducir los tiempos de laboratorio. **Objetivo:** Evaluar la microdureza superficial de tres técnicas de polimerización para bases de prótesis totales. **Material y métodos:** El estudio fue experimental *in vitro*, se prepararon 30 especímenes de acrílico termocurable de la marca Pro Base Hot, Ivoclar Vivadent. Acorde a la técnica de polimerización, de dividieron en grupos, para la técnica convencional (n=10), en microondas (n=10) y en autoclave (n=10). Después de 48 horas en agua destilada a 37°C, los especímenes fueron sometidos a la prueba de microdureza de Vickers usando el microdurómetro CMS Metrology, aplicando una carga de 2.942 N durante 15 segundos; se realizaron tres indentaciones, una en el centro y dos en los bordes, con un espacio de separación de un centímetro entre cada una de ellas. El análisis estadístico fue llevado a cabo mediante la prueba de ANOVA. **Resultados:** No se encontraron diferencias estadísticas significativas en la microdureza superficial (TC=  $17.17 \pm 1.06$ ; TM=  $17.19 \pm 0.99$ ; TA=  $17.51 \pm 0.80$ ). La microdureza más alta la presentó la TA y la más baja la TC. **Conclusiones:** La técnica de polimerización TM y TC mostraron valores de microdureza similares. Sin embargo, TA presentó los valores más altos en dureza que la TM y TC, por lo que se recomienda usarla.

**Palabras clave:** bases prótesis, dureza, polimerización, autoclave

## Summary

**Introduction:** There are different polymerization techniques for total denture bases such as the conventional technique (TC), the microwave technique (TM) and the autoclave technique (AT). However, very little is known about which technique is the one that presents the best values in its surface microhardness when trying to reduce laboratory times. **Objective:** To evaluate the surface microhardness of three polymerization techniques for total denture bases. **Material and methods:** The study was experimental in vitro, 30 thermosetting acrylic specimens of the Pro Base Hot brand, Ivoclar Vivadent, were prepared. According to the polymerization technique, they were divided into groups, for the conventional technique (n=10), in microwaves (n=10) and in autoclave (n=10). After 48 hours in distilled water at 37°C, the specimens were subjected to the Vickers microhardness test using the CMS Metrology microdurometer, 2,942 N for 15 seconds; three indentations were made, one in the center and two on the edges, with a separation space of one centimeter between each of them. Statistical analysis was carried out using the ANOVA test. **Results:** No significant statistical differences were found in superficial microhardness (TC=  $17.17 \pm 1.06$ ; TM=  $17.19 \pm 0.99$ ; TA=  $17.51 \pm 0.80$ ). The highest hardness was presented by TA and the lowest by TC. **Conclusions:** The TM and TC polymerization techniques showed similar hardness values. However, TA presented higher hardness values than TM and TC, so it is recommended to use it.

**Key words:** denture bases, hardness, polymerization, autoclave

## **Dedicatorias**

### **A mi papá**

A quien le agradezco que, a pesar de no estar aquí en el mundo terrenal, se aseguró de que pudiera continuar con mis estudios, sé que le hubiera gustado ver que logré concluirlos. Gracias por apoyarme aún en tu ausencia, y en respuesta a lo que siempre nos preguntabas, no, nunca nos faltó nada.  
Te extraño mucho pá.

### **A mi mamá**

Por haberme apoyado en llegar hasta aquí, a pesar de todo lo que hemos pasado, por encomendarme en sus oraciones y siempre alentarme a continuar, te amo mami.

### **A mis hermanos**

Porque me hicieron reafirmar que la familia siempre está presente y que puedo contar con ellos en todo momento.

### **A mi amor, Alejandro**

Solo él sabe cuan agradecida estoy con él, por ser mi incondicional y mi apoyo en todo momento. Te amo mucho.

Esto es para ustedes.

Los amo.

## **Agradecimientos**

A mi alma mater, la Universidad Autónoma de Querétaro.

A la Facultad de Medicina.

Al Dr. Abel Tavares De La Cruz, por la dirección de este proyecto, por su involucramiento, confianza y apoyo a cada una de mis decisiones.

Al Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez, por su apoyo a la elaboración de todo el proyecto, por compartir sus conocimientos en clase, en laboratorio y por toda la paciencia que siempre tuvo, realmente agradezco el que haya hecho presión para que esto culmine.

A mis amigas Angélica, María Luisa y Madeline, que fueron un gran apoyo emocional durante el posgrado y en el tiempo que escribía esta tesis.

## Índice

<b>Contenido</b>	<b>Página</b>
<b>Resumen</b>	i
<b>Summary</b>	ii
<b>Dedicatorias</b>	iii
<b>Agradecimientos</b>	iv
<b>Índice</b>	v
<b>Índice de cuadros</b>	vii
<b>Abreviaturas y siglas</b>	viii
<b>I. Introducción</b>	1
<b>II. Antecedentes</b>	3
<b>III. Fundamentación teórica</b>	5
III.1 Estructura química	7
III.2 Polimerización	8
III.3 Mecanismos de curado de materiales para base de prótesis totales acrílicas	10
III.4 Propiedades	10
III.5 PMMA curado con calor	12
III.6 PMMA curado con microondas	13
III.7 PMMA curado con autoclave	15
<b>IV. Hipótesis</b>	16
<b>V. Objetivos</b>	17
V.1 General	17
V.2 Específicos	17
<b>VI. Material y métodos</b>	18
VI.1 Tipo de investigación	18
VI.2 Unidad de análisis	18
VI.3 Muestra y tipo de muestra	18
VI.3.1 Definición del grupo control	18
VI.3.2 Criterios de selección	19
VI.3.2.1 Criterios de inclusión	19

VI.3.2.2 Criterios de exclusión	19
VI.3.2.3 Criterios de eliminación	19
VI.3.3 Variables estudiadas	19
VI.4 Técnicas e instrumentos	21
VI.5 Procedimientos	22
<b>VII. Resultados</b>	<b>43</b>
<b>VIII. Discusión</b>	<b>45</b>
<b>IX. Conclusiones</b>	<b>47</b>
<b>X. Bibliografía</b>	<b>48</b>
<b>XI. Hoja de recolección de datos</b>	<b>56</b>
<b>XI.1 Instrumentos</b>	<b>58</b>

### Índice de cuadros

<b>Cuadro</b>	<b>Página</b>
III.1 Cronología del desarrollo del material polimetilmetacrilato (PMMA) para aplicaciones dentales.	7
VI.3.3.2 Variables dependientes	20
VI.3.3.3 Variables independientes	21
VII.4 Microdureza superficial de muestras de PMMA en los tres grupos experimentales	43
VII. Resultados individuales de cada técnica de procesado	44
Grafica 1	

## Abreviaturas y siglas

**TC:** Técnica convencional  
**TM:** Técnica en microondas  
**TA:** Técnica en autoclave  
n: Número  
**°C:** Grados centígrados  
**N:** Newtons

## I. Introducción

Una amplia gama de polímeros se usa comúnmente para diversas aplicaciones en odontología clínica (Alqurashi et al., 2021; Rokaya et al., 2018). Entre estos, el polimetilmetacrilato (PMMA) es un polímero que se usa más comúnmente en laboratorios dentales (para fabricar retenedores de ortodoncia y para reparación de prótesis totales), clínicas dentales (para rebasar prótesis totales y coronas temporales) y en la industria (como la fabricación de dientes artificiales) (Deb, 1998; Hassan et al., 2019; Nejatian et al., 2019). Independientemente de la aplicación prevista, el PMMA está convencionalmente disponible en forma de sistema de polvo-líquido. El polvo contiene un polímero transparente, sin embargo, se agregan aditivos como pigmentos y fibras sintéticas acrílicas o de nailon para ajustar las propiedades físicas y estéticas para imitar los tejidos orales (como encías, mucosa). El componente líquido contiene un monómero de metacrilato de metilo, junto con agentes de reticulación e inhibidores (Deb, 1998; Powers et al., 2012; Zafar y Ahmed, 2013).

El PMMA ganó popularidad para diversas aplicaciones dentales debido a sus propiedades únicas, que incluyen su baja densidad, estética, rentabilidad, facilidad de manipulación y propiedades físicas y mecánicas personalizables (Hassan et al., 2019).

La polimerización de estos materiales se produce mediante una serie de reacciones químicas en las que los polímeros se forman a partir de un gran número de moléculas más pequeñas denominadas monómeros. El proceso de formación de polímeros y crecimiento de cadenas continua a un ritmo considerable y estas deberían continuar con el aumento de calor hasta que todo el monómero se haya convertido en polímero.

A lo largo de los años, el procesado de las bases de prótesis acrílicas se ha modificado para mejorar las propiedades físicas y reducir los tiempos de laboratorio, aunque numerosos factores pueden afectar estas propiedades, entre los cuales se incluyen las variaciones en el ciclo de curado (Huggett, 1982), tiempo, temperatura

y el método de polimerización (Khan et al., 2022), usando técnicas de procesamiento como la convencional, energía de microondas y autoclave. Sin embargo, presentan desventajas; la técnica convencional requiere un tiempo más prolongado para su obtención, la técnica en microondas presenta una reacción exotérmica del monómero tan súbita y el alto costo de las muflas para el procesamiento, la técnica en autoclave requiere de un menor tiempo y han mostrado propiedades físicas y mecánicas comparables a la técnica convencional (Undurwade & Sidhaye, 1989).

Los resultados de este estudio proveerán un conocimiento teórico que puedan brindar un manejo adecuado y una alternativa al clínico para la obtención de las bases, proporcionando trabajos de calidad y reducción en los tiempos de laboratorio, mejorando así la perspectiva y disposición de los pacientes ante este tipo de tratamientos. No obstante, se sabe poco sobre la eficacia de estos métodos comparados con el convencional.

## II. Antecedentes

Las bases de prótesis acrílicas deben soportar el estrés inducido por la masticación sin deformación permanente; por lo tanto, se debe tener las propiedades satisfactorias y numerosos factores pueden afectar estas propiedades, entre los cuales se incluyen las variaciones en el ciclo de curado (Huggett, 1982).

Kimura et al. (1983) utilizaron varias combinaciones de tiempo/potencia dentro del horno de microondas y observaron que era posible polimerizar el material en tiempos reducidos (500 W por 3 min), logrando precisión y adaptación de la base de la dentadura, especialmente en la zona marginal palatina posterior.

Según el estudio de De Clerck (1987) los microondas superan fácilmente la temperatura de ebullición del monómero, lo que resulta en la vaporización del monómero y la porosidad en la resina. Las observaciones fueron respaldadas por otros estudios realizados para medir la temperatura de la masa acrílica procesada con energía de microondas.

Da Silva et al. (2007) analizaron la microdureza y la resistencia a la tracción diametral de dos compuestos de resina híbrida que fueron polimerizados con seis unidades de fotocurado de laboratorio y los resultados se compararon con un método de polimerización alternativo que utiliza una fuente de luz halógena convencional junto con una polimerización adicional en una autoclave (15 min / 100° C). Esto dio como resultado un aumento significativo en la dureza y la resistencia a la tracción.

Farina et al. (2012) probaron cinco tipos de resina acrílica: una polimerizada en microondas, una autopolimerizable y tres polimerizados por calor convencional. Los especímenes fueron sometidos a la prueba de microdureza Vickers con una carga de 25 gramos por 30 segundos. Su investigación mostró que los especímenes polimerizados por calor convencional tuvieron mayor valor de dureza en comparación con los demás especímenes.

Abdulwahhab (2013) encontró una diferencia no significativa en la resistencia a la flexión entre los métodos de autoclave y de polimerización en baño

de agua; estos resultados contradictorios pueden deberse a diferencias en los ciclos o materiales de polimerización en autoclave.

Kasina et al. (2014) mostraron que todas las bases de dentaduras de resina acrílica procesadas por polimerización por microondas tienen un porcentaje de porosidad mayor que las bases de dentaduras de resina acrílica procesadas por polimerización por calor convencional. Esto puede explicarse sobre la base de que las microondas actúan directamente sobre los monómeros de PMMA dentro de la masa de resina y aumentan la temperatura muy rápidamente.

Durkan y Oyar (2018) y Gad et al. (2019) encontraron que la polimerización en autoclave aumentó significativamente las propiedades de flexión de las bases de prótesis de PMMA; Además, se encontró una diferencia no significativa en la resistencia a la flexión entre el ciclo corto y largo de la polimerización en autoclave.

Ali et al. (2008) y Ayaz et al. (2014) en sus estudios concluyeron que la polimerización en autoclave aumentó significativamente la dureza de la superficie.

### III. Fundamentación teórica

Los dientes añaden significativamente a la belleza del semblante y son indispensables para una correcta enunciación de los sonidos del habla. Ha sido una práctica reemplazar los dientes naturales con los artificiales cuando se pierden por accidente o enfermedad. Probablemente los registros más antiguos de cualquier forma de tratamiento dental datan del siglo IV o V a.C. (Johnson, 1959).

Se cree que la primera prótesis dental se construyó en Egipto alrededor del año 2500 a.C. El espécimen fue encontrado por Herman Junkerr en 1927, en una tumba egipcia de El Gizeh. La restauración consistía en un tercer molar izquierdo con raíces reabsorbidas que estaba unido a un segundo molar izquierdo por un hilo de oro tejido alrededor de los márgenes gingivales. Autores de los siglos XVI y XVII escribieron sobre dientes artificiales de marfil, oro, latón y madera encontrados en la boca de las momias (Weinberger, 1948). Esto da suficiente evidencia de que la forma más simple de prótesis retentiva estaba siendo utilizada en el tratamiento de las condiciones periodontales existentes en ese momento (Johnson, 1959).

La base de una prótesis total es una parte de la prótesis que descansa sobre tejido blando, reemplaza el tejido blando perdido y retiene los dientes artificiales, que requieren resistencia a varios tipos de estrés. Se han utilizado varios tipos de materiales en la construcción de bases para prótesis totales, incluidos productos de celulosa, resinas epoxi, poliestireno, policarbonatos, baquelita, resina de vinilo, nailon y vulcanita (Johnson, 1959; Nejatian et al., 2019).

De 1840 a 1940 se introdujeron diferentes tipos de materiales como materiales de base para prótesis total, incluidos madera, marfil y metal, junto con porcelana o dientes naturales. La apariencia y la durabilidad de estos materiales no eran deseables, y el uso de dispositivos mecánicos de retención fue el método principal para asegurar las prótesis totales. La vulcanita se produjo calentando caucho natural y azufre, y fue el primer material que se utilizó para la producción en masa de prótesis totales; sin embargo, el color indeseable era su desventaja. Las resinas de vinilo tienen una baja resistencia a la fractura, probablemente debido a

su inferior resistencia a la fatiga. La introducción del fenol-formaldehído (baquelita) y los nitratos de celulosa a principios del siglo XX fue un paso más en el desarrollo de las bases para prótesis. Sin embargo, debido a las dificultades en el procesamiento y el color inestable de la baquelita y el alabeo de los nitratos de celulosa, así como su mal sabor, todavía estaban lejos de ser un material de base para la prótesis total deseable. A partir de 1937, la vulcanita fue reemplazada por PMMA (Nejatian et al., 2019).

La pérdida de suministros de caucho al Reino Unido en 1942 completó el cambio a las resinas acrílicas que realmente había comenzado en 1935 con la introducción de Kallodent, en su forma moldeada por inyección, por Imperial Chemical Industries Ltd. La producción de resina acrílica para odontología es la ahora familiar técnica de moldeo de masa que introdujo Kulzer poco después de Kallodent. Este material y técnica básicos se han mantenido como el material base elegido para la prótesis total desde entonces, aunque se han desarrollado varios polímeros para su uso en odontología para superar las deficiencias de resistencia del PMMA (Stafford et al., 1980).

El PMMA es un polímero inodoro de ácido acrílico que Redtenbacher informó por primera vez en 1843 (Redtenbacher, 1843). Sin embargo, el desarrollo de PMMA para aplicaciones biomédicas fue un proceso gradual que se extendió durante décadas (Tabla 1) (Zafar, 2020), convirtiéndose en un biomaterial esencial para los laboratorios y clínicas dentales debido a las propiedades adquiridas como la facilidad de procesamiento, las propiedades mecánicas aceptables, la estética (Johnson, 1959), la rentabilidad y la toxicidad relativamente más baja (Gautam et al., 2012; Kedjarune et al., 1999; Khindria et al., 2009) utilizándose en odontología protésica como dientes artificiales, para la reparación de prótesis totales, como revestimientos en coronas y puentes, cubetas de impresión, bases de registro, coronas temporales y obturadores de paladar hendido (Frazer et al., 2005; Nejatian et al., 2019).

Tabla 1. Cronología del desarrollo del material polimetilmetacrilato (PMMA) para aplicaciones dentales.

<b>Año</b>	<b>Desarrollo</b>
<b>1843</b>	Se informó de la formación de ácido acrílico por oxidación de la acroleína.
<b>1931</b>	PMMA más rígido estuvo disponible comercialmente en forma de laminas.
<b>1936</b>	Otto Rohm desarrollo el PMMA industrial como crédito de su investigación a inicios del siglo XX.
<b>1937</b>	El PMMA se introdujo por primera vez en forma de polvo para la fabricación de bases para prótesis dentales.
<b>1945</b>	El PMMA se uso extensivamente por neurocirujanos para craneoplastías.
<b>1945</b>	El PMMA autocurado (curado en frio) se volvió comercialmente disponible.
<b>1946</b>	El PMMA se convirtió el material líder para realizar dentaduras postizas.
<b>1950</b>	Cirujanos ortopédicos utilizaron el PMMA para la cementación de prótesis de huesos femorales.
<b>1950 a 1960</b>	El PMMA por parte de los profesionales dentales incremento drásticamente para una variedad de aplicaciones, incluyendo prótesis totales, el uso de coronas provisionales y prótesis maxilofaciales.
<b>Siglo XXI</b>	La investigación en curso y las modificaciones de los materiales de PMMA existentes están mejorando las propiedades mecánicas y físicas.

### III.I Estructura química

PMMA (nombre IUPAC: poli [1-(metoxi carbonil) -1-metil etileno]) es un polímero sintético preparado mediante la adición y polimerización de radicales libres de metacrilato de metilo (C<sub>5</sub>O<sub>2</sub>H<sub>8</sub>) prepolimerizadas a polimetacrilato de metilo (C<sub>5</sub>O<sub>2</sub>H<sub>8</sub>)<sub>n</sub> y agentes de reticulación como el dimetacrilato de etilenglicol (EGDMA) (Sadamori et al., 1992; Vallittu et al., 1998; Lassila y Vallittu, 2001; Ali et al., 2008). La reacción de polimerización se inicia y activa generando un radical libre ya sea químicamente o con energía (como calor, luz o microondas). En la etapa de propagación, la polimerización activada continúa a través de la unión de los monómeros, seguida de la terminación mediante el desplazamiento de los electrones libres al final de la cadena (Zafar, 2020).

Existen varios mecanismos que pueden terminar la reacción de polimerización, como la adición de inhibidores químicos (hidroquinona o éter metílico) al monómero. De manera similar, cualquier impureza presente en el monómero puede inhibir la polimerización al reaccionar con los radicales libres (Anusavice et al., 2012).

De acuerdo con la Especificación No. 12 de la Asociación Dental Americana (ADA), los polímeros para la base de la dentadura postiza se clasifican en varios tipos y clases (Devices, 1975).

En función de la activación de la reacción de polimerización, existen tres tipos principales de polímeros de base para prótesis dentales (Powers et al., 2012), que pueden diferir entre sí en cuanto a sus reacciones de polimerización y composición (Figura 1) (Zafar, 2020).

Además de los tipos I, II y III (según las especificaciones de la ADA), la norma ISO 20795-1 2013 incluía polímeros activados por luz (tipo IV) y curados por microondas (tipo V) (ISO, 2013).

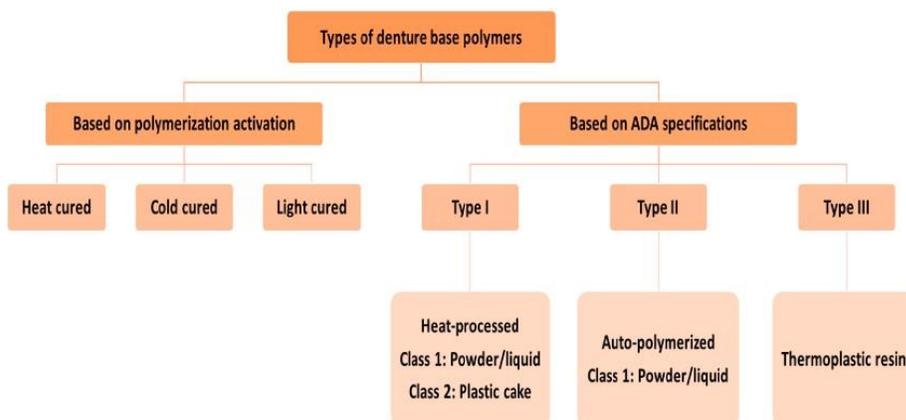


Figura 1. Clasificación de los polímeros de bases de prótesis en función de la activación de la polimerización y según las especificaciones de la ADA.

### III.II Polimerización

La polimerización une químicamente pequeños compuestos orgánicos llamados monómeros en largas cadenas de subunidades repetitivas de monómeros

("mer"). Una sola cadena de polímero contiene comúnmente de 10000 a 100000 subunidades de monómero unidas. Debido a que las cadenas polimerizadas tienen pesos moleculares miles de veces mayores que sus monómeros originales las propiedades físicas y químicas de los polímeros siempre son distintas a la de los monómeros. La polimerización por radicales libres utiliza monómeros que tienen un doble enlace carbono-carbono como grupo reactivo. El monómero acrílico más común es el metacrilato de metilo, pero el metacrilato de hidroxietilo y el metacrilato de butilo también son comunes en odontología. El metacrilato de metilo es un líquido de olor dulce que hierve a 100 °C (Powers y Wataha, 2017).

El radical libre ataca el doble enlace de carbono del monómero e inicia una serie de reacciones de adiciones de monómero. Por esta razón, los radicales libres se conocen comúnmente como iniciadores. De esta manera, la cadena polimérica crece hasta que no queda más monómero disponible. Cuando se agota el monómero accesible, el último radical libre "termina" a través de una de varias reacciones complejas y la polimerización se completa. Algunos monómeros no se pueden agregar a las cadenas de polímero y quedan atrapados en el polímero como monómero residual. Tanto el monómero residual como los subproductos de reacción como agua, hidrógeno gaseoso o alcoholes, pueden tener consecuencias clínicas negativas porque pueden filtrarse del polímero a la cavidad oral con el tiempo, afectando potencialmente los tejidos orales, causando reacciones alérgicas o quemaduras químicas y cambiando las propiedades clínicas del propio polímero (Giunta et al., 1979; Koda et al., 1990; Vallittu, 1996; Lassila & Vallittu, 2001; Bayraktar et al., 2004; Jorge et al., 2004).

La medida en que todo el monómero se convierte en polímero es el grado de conversión. Los polímeros con altos grados de conversión tienen bajos niveles de monómero residual; un alto grado de conversión es generalmente lo deseable clínicamente (Powers y Wataha, 2017).

### **III.III Mecanismos de curado de materiales para base de prótesis totales acrílicas**

Con los años, los procedimientos de curado se han modificado con el fin de mejorar las propiedades físicas y mecánicas de los materiales de resina. Se han utilizado diferentes métodos de polimerización: calor, luz, químicos y energía de microondas (Azzarri et al., 2003).

### **III.IV Propiedades**

Los materiales de PMMA deben de tener ciertas propiedades dependiendo de la aplicación biológica. Estos se han modificado y explorado ampliamente en relación con diversas propiedades químicas, biológicas, físicas y mecánicas (Aliet al., 2015; Elwakiel et al., 2020).

Químicamente, el PMMA debe ser altamente insoluble y no debe de reaccionar en presencia de la saliva, nutrientes y fluidos orales (Zafar et al., 2020). Las restauraciones protésicas deben realizarse en entornos orales complejos (biofuncionalidad) sin ejercer ningún efecto adverso sobre los tejidos circundantes. Por lo tanto, el PMMA utilizado para los materiales de base de las dentaduras postizas debe ser biocompatible y no debe causar irritación, toxicidad ni mutagenicidad en los tejidos orales, aunque se ha informado que la presencia de monómeros residuales o sin curar en la base de una prótesis total está asociada con irritación de la mucosa, inflamación del tejido y citotoxicidad, esto debido a que se agrega una mayor cantidad de monómero mientras se mezcla el PMMA (Anusavice et al., 2012; Rickman et al., 2012).

Las propiedades físicas son favorables, la sorción tiene lugar mientras están sumergidos, lo cual es crítica para el rendimiento de la prótesis total por que causa una expansión de la prótesis de hasta el 2% o agrietamientos. Aunque la expansión

parece ser una responsabilidad para el ajuste clínico de la prótesis total, la expansión mediada por sorción compensa en cierto grado la contracción de la polimerización que ocurre durante la fabricación de la dentadura postiza, particularmente aquellas que se curan con calor. Es importante tener en cuenta que son necesarias de horas a días para que se produzca la absorción total de agua. La absorción de agua de algunos copolímeros, como los que contienen metacrilato de hidroxietilo, es mayor que la del PMMA tradicional (Smith et al., 1992; Powers y Wataha, 2017). Además, las moléculas de agua penetradas conducen a la expansión del PMMA y afectan la estabilidad dimensional (Takahashi et al., 2013). La solubilidad es otra propiedad que debe de mantenerse al mínimo y ser inferior a 32 y 1,6  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  (Zafar, 2020).

La conductividad térmica debe ser aceptable para poder conducir la temperatura de los alimentos a los tejidos orales de los pacientes. Sin embargo, la conductividad térmica del PMMA es baja, haciendo que afecte la capacidad para sentir la temperatura de los alimentos pudiendo provocar quemaduras en la mucosa (van Noort y Barbour, 2014).

De igual manera deben de cumplir con ciertos requisitos estéticos, debiendo imitar la mucosa oral en términos de color, tonalidad y textura. Al PMMA se le pueden agregar pigmentos transparentes para lograr mimetizar los tejidos naturales del paciente, teniendo una alta estabilidad de color y sin decolorarse con el paso del tiempo, aunque estos pueden cambiar por la porosidad del material y por el consumo periódico de bebidas pigmentantes, carbonatadas y de alcohol (Sagsoz et al., 2014).

Los materiales de PMMA están expuestos a tensiones masticatorias complejas en la cavidad oral. Por lo tanto, se requiere de buenas propiedades mecánicas como módulo elástico alto para minimizar la flexión bajo cargas oclusales, límite proporcional, resiliencia, resistencia a la fatiga y resistencia al

impacto para resistir las fuerzas de masticación sin fallo. Aunque a veces se pueden ver afectados por el método de curado utilizado, composición química, grado de polimerización y almacenaje del material (Hassan et al., 2019).

### **III.V PMMA curado con calor**

Las bases para prótesis totales se producen en gran medida por la polimerización por calor en un baño de agua, debido a su excelente estética, baja absorción de agua y solubilidad, relativa falta de toxicidad, reparabilidad y procesamiento simple sin necesidad de equipos sofisticados o caros (Azevedo et al., 2006; Lee et al., 2002).

Los materiales de PMMA de curado por calor están disponibles en forma de polvo y líquido y se usan comúnmente para fabricar bases de dentaduras postizas y dentaduras postizas (Anusavice et al., 2012).

El polvo de PMMA, contiene iniciador de peróxido de benzoilo, un plastificante (ftalato de dibutilo), opacificantes (óxidos de titanio y zinc), fibras y pigmentos o tintes. El componente líquido contiene monómero de metacrilato de metilo (MMA), dimetacrilato de etilenglicol como agente reticulante e hidroquinona como inhibidor (Nejatian et al., 2019).

La reacción de polimerización comienza con la mezcla de ambos componentes y requiere energía térmica (como la de un baño de agua) para activar el iniciador. Estos materiales contienen peróxido de benzoilo como iniciador, que se disocia en dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>), generando radicales libres al calentarse (Alla et al., 2015). En este método convencional, las moléculas de monómero se mueven por choques térmicos que reciben de otras moléculas; se mueven así pasivamente y sus movimientos son solo la consecuencia del calor exterior (de Clerck, 1987).

Se pueden usar varias combinaciones de ciclos de curado por calor tanto para el moldeo por compresión como por inyección (Zafar, 2020).

Para polimerizar PMMA en un baño de agua a 100 °C, es posible optimizar el grado de conversión variando el tiempo de curado a una temperatura constante, como se ha verificado en diferentes estudios a través de la determinación de la cantidad de monómero residual (Huggett et al., 1984; Stafford y Brooks, 1985). Además, otros investigadores han sugerido que aumentar la temperatura del agua podría mejorar significativamente el rendimiento del material (Vallittu, 1999; Yatabe et al., 1999; Ogawa et al., 2000).

Un alto grado de polimerización da como resultado buenas propiedades físicas; sin embargo, la polimerización y la mala adaptación siguen siendo las principales preocupaciones (Anusavice et al., 2012).

### **III.VI PMMA curado con microondas**

El uso de energía de microondas para polimerizar PMMA fue informado por primera vez por Nishii (1968) luego fue estudiado por Kimura et al. (1983) quienes comenzaron una investigación fundamental en el uso de esta energía para la polimerización. El método se ha vuelto cada vez más popular como una alternativa al baño de agua convencional (al Doori et al., 1988; Truong y Thomasz, 1988; Yunus et al., 1994). En lugar de utilizar un baño de agua convencional, se requiere una fuente de energía de microondas y una mufla de dentadura no metálica para polimerizar estos materiales de base de prótesis total (Zafar, 2020).

Se ha demostrado que es una fuente eficiente de energía electromagnética para polimerizar prótesis de resina acrílica. Las moléculas de monómero vibran al exponerse a un campo electromagnético de alta frecuencia; sus movimientos son la causa del calor interno, y el calor es solo la consecuencia de estos movimientos (del

Bel Cury et al., 2001). Este fenómeno conduce a colisiones intermoleculares que generan el calor para el proceso de activación (Botega et al., 2004). Hay evidencia que demuestra que la temperatura desarrollada durante la reacción no es constante: aumenta rápidamente al principio, pasa a un máximo y luego decae, pudiendo alcanzar picos del orden de 150 - 200 °C, dependiendo de las condiciones de trabajo, Por lo tanto, tanto la potencia del microondas como el tiempo de exposición pueden regularse para controlar en estos sistemas la velocidad de polimerización y el grado de conversión (Gourdenne et al., 1979; Jacob et al., 1997).

Algunos estudios mostraron resultados comparables a los de las resinas acrílicas curadas con calor, y algunos incluso mostraron una mayor precisión de ajuste y un monómero residual más bajo (Powers et al., 2012).

En estudios previos, se realizaron curados de muestras a diferentes tiempos, primero durante 5 minutos, demostrando que tanto a 500 W como a 800 W se exhibió la misma cantidad de monómero residual. Los curados durante 10 minutos mostraron la misma tendencia, pero duplicaron la cantidad de monómero liberado, sin diferencias notables entre ellos. La dureza no se modificó notablemente por el mayor tiempo de exposición o la potencia de microondas, solo se vio afectado la fuerza del impacto (Azzarri et al., 2003). Otros estudios mostraron resultados comparables a las resinas acrílicas curadas con calor, y algunos incluso mostraron más precisión de ajuste y menor monómero residual (Nejatian et al., 2019).

Es posible procesar prótesis acrílicas en muy poco tiempo, ya que la superficie y las partes más profundas de la resina se calientan uniforme y rápidamente, con menos equipamiento requerido (de Clerck, 1987). Sin embargo, las desventajas más comunes de la técnica en microondas se relacionaron con los moldes utilizados en el procesamiento, ya que son relativamente caros y tienden a romperse al exceder la presión de empaque (1200 psi) después de procesar varias

prótesis totales (Hasan, 2003; Tandon et al., 2010) y la débil fuerza de unión con los dientes de acrílico (Hassan et al., 2019).

### **III.VII PMMA curado con autoclave**

Una autoclave es un dispositivo presurizado diseñado para calentar soluciones acuosas por encima de su punto de ebullición, para lograr la esterilización; fue introducido en 1879 (Chamberland, 2007). Últimamente se ha sugerido la polimerización en autoclave como alternativa a la técnica del baño de agua (Abdulwahhab, 2013).

Es un método fácil y requiere menos tiempo en comparación con la técnica de polimerización en baño de agua. La teoría de la autoclave depende del calentamiento del agua en un recipiente cerrado para elevar su temperatura por encima del punto de ebullición y obtener un vapor saturado a alta presión, lo que resulta en una mejora de las propiedades físicas y mecánicas de PMMA al aumentar la cantidad de conversión del monómero (Chamberland, 2007; Durkan et al., 2008).

En circunstancias normales (a presión estándar), el agua líquida no se puede calentar por encima de 100 °C en un recipiente abierto. El calentamiento adicional provoca la ebullición, pero no eleva la temperatura del agua líquida. Sin embargo, cuando el agua se calienta en un recipiente sellado, como una autoclave, es posible calentar agua líquida a una temperatura más alta. A medida que el recipiente se calienta, la presión aumenta debido al volumen constante del contenedor. El punto de ebullición del agua se eleva porque aumenta la cantidad de energía necesaria para formar vapor contra la presión más alta (Durkan et al., 2008).

## **IV. Hipótesis**

### **Hipótesis de trabajo**

La técnica de procesamiento en autoclave proporciona mayor microdureza superficial a las bases de prótesis acrílicas que la técnica de procesamiento convencional o que la técnica de procesamiento en microondas.

### **Hipótesis nula**

Las técnicas de procesamiento convencional o en microondas, proporcionan mayor microdureza superficial a las bases de prótesis acrílicas que la técnica en autoclave.

## **V. Objetivos**

### **V.I Objetivo general**

Determinar cuál técnica de procesado, la convencional, en microondas o en autoclave, proporciona mayor microdureza superficial a las bases de prótesis acrílicas.

### **V.II Objetivos específicos**

1. Evaluar la microdureza superficial de las bases de prótesis acrílicas procesadas con la técnica convencional.
2. Evaluar la microdureza superficial de las bases de prótesis acrílicas procesadas con la técnica en microondas.
3. Evaluar la microdureza superficial de las bases de prótesis acrílicas procesadas con la técnica en autoclave.
4. Comparar la microdureza de las superficies de las bases de prótesis acrílicas procesadas con la técnica convencional, en microondas y en autoclave.

## **VI. Material y métodos**

### **VI.1 Tipo de investigación**

Experimental *in vitro*

### **VI.2 Unidad de análisis**

Especímenes de acrílico termocurable de la marca Pro Base Hot, Ivoclar Vivadent, en forma rectangular de tamaño de 65 mm de largo, 10 mm de ancho y 2.5 mm de grosor.

### **VI.3 Muestra**

Formada por 30 especímenes, después de realizar una búsqueda bibliográfica y de observar trabajos similares como el caso de Gungor et al. (2017) y Palaskar et al. (2019).

- 30 especímenes para la prueba de microdureza divididos en 3 grupos de 10 cada uno, por cada técnica de procesado.
- Con forma rectangular y un tamaño de 65 mm de largo, 10 mm de ancho y 2.5 mm de grosor.
  - 10 técnica convencional
  - 10 técnica en microondas
  - 10 técnica en autoclave
- Se realizaron bajo especificaciones de la Asociación Dental Americana (ADA) no. 12.

#### **VI.3.1 Definición del grupo control**

- El grupo de control fueron 30 especímenes de acrílico termocurable procesados con la técnica convencional para evaluar la microdureza.

## **VI.3.2 Criterios de selección**

### **VI.3.2.1 Inclusión**

- Especímenes elaborados con acrílico Pro Base Hot, Ivoclar Vivadent.
- Especímenes que fueron elaborados de acuerdo con los protocolos descritos.
- Especímenes que fueron pulidos para su evaluación.
- Especímenes almacenados en agua destilada a 37° C por un tiempo de 48 horas antes de las pruebas.

### **VI.3.2.2 Exclusión**

- Especímenes que no fueron mezclados de acuerdo con las medidas que el fabricante recomienda.
- Especímenes en donde fue visible su falta de homogeneidad.
- Especímenes que presentaron algún tipo de rugosidad visible en su superficie.

### **VI.3.2.3 Eliminación**

- Se eliminaron todos aquellos especímenes que sufrieron algún imprevisto durante el desarrollo de las pruebas y que imposibilitaron evaluar las variables de interés, así como fracturas o grietas.

## **VI.3.3 Variables estudiadas**

Variables dependientes: Microdureza superficial

Variables independientes: Técnica convencional, Técnica en microondas y Técnica en autoclave.

**Tabla 2. Variables dependientes**

<b>Variable</b>	<b>Definición conceptual</b>	<b>Definición operacional</b>	<b>Tipo de variable</b>	<b>Escala de medición</b>	<b>Unidad de medida</b>
Microdureza superficial	Representa la facilidad o dificultad que tiene un cuerpo para ser penetrado o indentado en su superficie.	Se emplea una punta de diamante de forma piramidal con ángulo de 136°, que al aplicarle una carga variable deja una huella en la superficie del material, donde se miden las diagonales en milímetros y se promedian.	Cuantitativa	Continua	Vickers (VH) (kgf/mm)

**Tabla 3. Variables independientes**

<b>Variable</b>	<b>Definición conceptual</b>	<b>Definición operacional</b>	<b>Tipo de variable</b>	<b>Escala de medición</b>	<b>Unidad de medida</b>
Procesado de espécimen acrílico con técnica convencional	Polimerización del acrílico por medio de un baño de agua a temperaturas de entre 60° C - 70° C por determinado tiempo	Se procesa la base de acrílico en una mufla metálica, la cual se colocará en una olla llena de agua donde se calentará en la hornilla, con una flama intermedia, esta se dejará hasta que empiece a hacer ebullición y a partir de ese momento se deja 45 minutos, posteriormente se apaga y se deja que	Cualitativa	Nominal	---

		esta se enfríe para su recuperación			
Procesado de espécimen de acrílico con técnica en microondas	Polimerización del acrílico por medio de energía electromagnética de un horno de microondas con potencia de 650 W	Se procesa la base de acrílico en una mufla para microondas, la cual se polimerizará en un microondas de uso doméstico, por un determinado tiempo, posteriormente se sacará para que se enfríe y para la recuperación.	Cualitativa	Nominal	---
Procesado de espécimen de acrílico con técnica en autoclave	Polimerización del acrílico por medio del calentamiento del agua en un recipiente cerrado para elevar su temperatura a 121°C por encima del punto de ebullición y obtener un vapor saturado a alta presión de 1.2 a 1.4 Kg/cm <sup>2</sup>	Se procesa la base de acrílico en una mufla metálica, la cual se colocará dentro del autoclave con los niveles de agua que indica la marca del autoclave, se seleccionara un ciclo y se seguirá los pasos de esterilización y secado, posteriormente se dejara enfriar para su recuperación.	Cualitativa	Nominal	---

#### VI.IV Técnicas e instrumentos

Se usaron la técnica convencional, técnica en microondas y técnica en autoclave para el procesamiento de los especímenes.

La prueba de microdureza se obtuvo mediante el uso de un microdurómetro CMSMetrology, con un penetrador en forma de pirámide de base cuadrada. Se aplicaron fuerzas de carga de 2.942 N con un tiempo de permanencia de 15 segundos a

temperatura ambiente. A cada espécimen se le realizaron tres indentaciones, una en el centro y dos en los bordes, con un espacio de separación de un centímetro entre cada una de ellas, donde cada valor fue calculado por cada grupo. Las medidas se registraron en una base de datos de Excel donde se realizaron los análisis pertinentes.

Los resultados se presentan en una gráfica y tabla

## VI.V Procedimientos

### Fase preparación especímenes

Se fabricaron 10 placas metálicas en un torno de las medidas específicas de acuerdo con la Norma no. 12 de la ADA, 65 mm de largo, 10 mm de ancho y 2.5 mm de grosor (Fig. 2).



**Figura 2.** Placa metálica de 65 mm de largo, 10 mm de ancho y 2.5 mm de grosor

### Técnica convencional

1. En una báscula electrónica se pesaron 50 gramos de yeso Blancanieves por 25 mililitros de agua corriente en una jeringa graduada (Fig. 3).



**Figura 3.** Bascula, jeringa graduada y taza de yeso

2. A la mufla y a la contra mufla se les colocó una capa delgada de vaselina.
3. Posteriormente, en una taza de yeso se colocaron los 25 mililitros de agua y poco a poco se incorporaron los 50 gramos del yeso Blancanieves, para que se humectara y posteriormente se espatuló con una espátula de yeso, hasta que tuvo una consistencia pastosa.
4. Se vació el yeso a la mufla hasta que ésta quedó totalmente llena; mientras se fue llenando se realizaron vibraciones con el vibrador para evitar que se quedaran burbujas de aire atrapadas en el yeso.
5. En el centro de la mufla se colocaron las placas metálicas, sumergiéndolas hasta la mitad; se dejaron ahí hasta que el yeso fraguó (Fig. 4).
6. Con la espátula 7a, se terminó de delimitar bien el yeso alrededor de las placas metálicas.
7. Con una lija de agua fina, se pulió la superficie del yeso hasta que estuviera uniforme y suave.
8. Se colocó una capa delgada de separador yeso acrílico en toda la superficie del yeso de la mufla.



**Figura 4.** Placas metálicas sumergidas en yeso blancanieves



**Figura 5.** Vaciado de yeso en la contramufla

9. Se prepararon 100 gramos de yeso Arti por 50 mililitros de agua corriente, en una taza de yeso, colocando primero el agua corriente y poco a poco incorporando el yeso, para humectarlo; se espatuló con una espátula para yeso, hasta que se obtuvo una consistencia pastosa.
10. Se vació el yeso en la contra mufla, realizando vibraciones durante el vaciado para evitar que se quedaran atrapadas burbujas de aire (Fig. 5).
11. Se cerró la mufla y la contra mufla y se llevó a la prensa metálica, hasta que esta llegó al tope (Fig. 6).



**Figura 6.** Impresión negativa de placas metálicas

12. Se retiraron los excedentes y se dejaron una hora a que terminará de fraguar.

13. Pasó una hora, se retiró la mufla de la prensa metálica.
14. Se abrió la mufla tratando de que se despegarán sin tanta manipulación para no dañar el yeso.
15. Se retiraron con cuidado las placas metálicas, se usaron unas pinzas mosco, dejando una impresión negativa en la mufla y en la contra mufla (Fig. 7).



**Figura 7.** Impresión negativa de placas metálicas

16. Se colocó una capa de separador yeso – acrílico sobre el yeso, se esperó a que seca y se volvió a colocar una segunda capa de separador.
17. Se confeccionaron los especímenes con el acrílico de la marca Pro Base Hot, de acuerdo a las proporciones sugeridas por el fabricante.
18. Se pesó el acrílico termocurable en la báscula electrónica, 22.5 gramos de polvo por 10 mililitros de líquido.
19. Se colocó primero el líquido y luego el polvo en el envase que incluye el sistema Pro Base Hot.
20. Poco a poco se esperó a que todo el polvo se humectara con el líquido.
21. Se dejó reposar la mezcla en el vaso de mezcla cerrado durante unos 8 a 10 minutos a temperatura ambiente (Fig. 8).



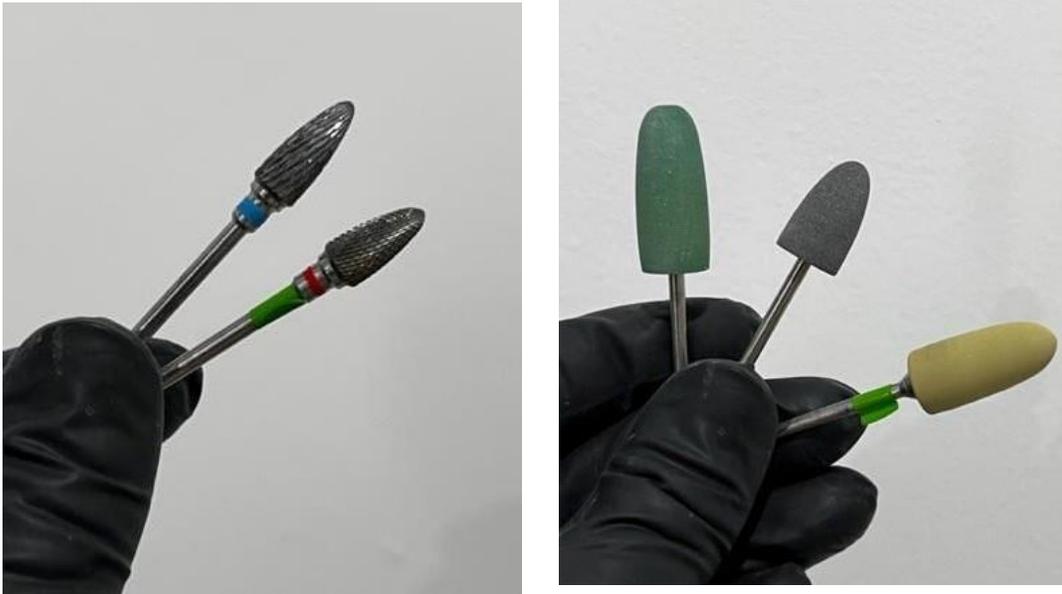
**Figura 8.** Mezcla de acrílico reposando en vaso de plástico

22. Pasado el tiempo de reposo y en cuanto el material dejo de adherirse a los dedos, se puedo manipular.
23. Se retiró la mezcla con las manos limpias y húmedas.
24. Posteriormente se empaquetó la mezcla en la mufla y se selló con la contra mufla, llevándola a la prensa metálica hasta que se sintió el primer tope.
25. Se esperó un tiempo de 5 segundos para retirar los excedentes que salían de la mufla con un bisturí.
26. Y así sucesivamente se fueron dando vueltas de  $\frac{1}{4}$  hasta que dejaron de salir excedentes de mezcla.
27. Se procedió a procesar los especímenes, se colocó una olla metálica de tamaño mediano con agua corriente sobre la estufa; el agua cubrió en su totalidad a la mufla (Fig. 9).



**Figura 9.** Mufla dentro de olla metálica para procesamiento

28. Se dejó calentar el agua con una flama de intensidad media hasta que empezó a ebullicionar, rectificando periódicamente la temperatura, llegando hasta los 94°C con un termómetro de cocina y luego dejando que hierva por 45 minutos más posterior al punto de ebullición.
29. Habiendo pasado el tiempo indicado, se retiró la olla de la estufa con agarraderas para evitar quemarse y se mantuvo la mufla al aire hasta que se terminó de enfriar.
30. Se retiró la prensa y se abrió la mufla ya fría, con una espátula metálica, tratando de colocarla entre las hendiduras de la mufla, realizando movimientos de palanca, para poder retirar el espécimen de acrílico.
31. Se eliminó el yeso residual y el acrílico sobrante del espécimen mediante pulido con fresones de tungsteno de banda azul y roja (Fig. 10 y 11).



**Figura 10 y 11.** Fresones de tungsteno de banda roja, azul y silicones para pulir



**Figura 12.** Especímen de acrílico pulido con poliacyrl y blanco de españa

32. Se usaron papeles de carburo de silicio de diferentes tamaños de grano, 200, 400 y 600, para pulir las superficies de los especímenes de acrílico, hasta que quedaron suaves, bajo la constante irrigación de agua.

33. Posteriormente se pulió en banco con mandriles usando poliacryl y blanco de España (Fig. 12).
34. Los especímenes fueron limpiados en agua destilada por 10 minutos en un baño de ultrasonido; el agua destilada cubrió en su totalidad todos los especímenes.
35. Posteriormente se sacaron del ultrasonido y se secaron con toallitas de papel.
36. Los especímenes se almacenaron en agua destilada en un frasco de plástico con tapa de un tamaño mediano, a una temperatura de 37° C por 48 horas antes de las pruebas de Vickers (Fig. 13).



**Figura 13.** Almacenamiento de especímenes en agua destilada

#### Técnica microondas

1. En una báscula electrónica se pesaron 100 gramos de yeso Blancanieves por 50 mililitros de agua corriente en una probeta graduada.
2. A la mufla y a la contra mufla de microondas se les colocó una capa delgada de vaselina.

3. Posteriormente, en una taza de yeso se colocaron los 50 mililitros de agua y poco a poco se incorporaron los 100 gramos del yeso Blancanieves, para que se humectara y posteriormente se espatuló con una espátula de yeso, hasta que tuvo una consistencia pastosa.
4. Se vació el yeso a la mufla hasta que ésta quedó totalmente llena; mientras se fue llenando se realizaron vibraciones con el vibrador para evitar que se quedaran burbujas de aire atrapadas en el yeso.
5. En el centro de la mufla se colocaron las placas metálicas, sumergiéndolas hasta la mitad; se dejaron ahí hasta que el yeso fraguó.
6. Con la espátula 7a, se terminó de delimitar bien el yeso alrededor de las placas metálicas.
7. Con una lija de agua fina, se pulió la superficie del yeso hasta que estuviera uniforme y suave.
8. Se colocó una capa delgada de separador yeso acrílico en toda la superficie del yeso de la mufla de microondas.
9. Se procedió a colocar la contra mufla de microondas atornillando los tornillos.
10. Se prepararon 150 gramos de yeso Arti por 75 mililitros de agua corriente, en una taza de yeso, colocando primero el agua corriente y poco a poco incorporando el yeso, para humectarlo; se espatuló con una espátula para yeso, hasta que se obtuvo una consistencia pastosa.
11. Se vació el yeso en la contra mufla de microondas, realizando vibraciones durante el vaciado para evitar que se quedaran atrapadas burbujas de aire.

12. Se dejó fraguar una hora y se pasó a abrir la mufla tratando de que se despegarán sin tanta manipulación para no dañar el yeso (Fig. 14).



**Figura 14.** Mufla de microondas con placas metálicas

13. Se retiraron con cuidado las placas metálicas, se usaron unas pinzas mosco, dejando una impresión negativa en la mufla y en la contra mufla (Fig. 15).



**Figura 15.** Impresión negativa de placas metálicas

14. Se colocó una capa de separador yeso – acrílico sobre el yeso, se esperó a que se secase y se volvió a colocar una segunda capa de separador.

15. Se confeccionaron los especímenes con el acrílico de la marca Pro Base Hot, de acuerdo a las proporciones sugeridas por el fabricante.
16. Se pesó el acrílico termocurable en la báscula electrónica, 22.5 gramos de polvo por 10 mililitros de líquido.
17. Se colocó primero el líquido y luego el polvo en el envase que incluye el sistema Pro Base Hot.
18. Poco a poco se esperó a que todo el polvo se humectara con el líquido.
19. Se dejó reposar la mezcla en el vaso de mezcla cerrado durante unos 8 a 10 minutos a temperatura ambiente.
20. Pasado el tiempo de reposo y en cuanto el material dejó de adherirse a los dedos, se pudo manipular.
21. Se retiró la mezcla con las manos limpias y húmedas.
22. Posteriormente se empaquetó la mezcla en la mufla y se selló con la contra mufla, los tornillos quedaron sin atornillar.
23. Se colocó una placa metálica protectora y se llevó a la prensa hidráulica, se prensó a 80 bares por 5 segundos, se esperó a que salieran los excedentes de acrílico y se recortaron con un bisturí (Fig. 16, 17 y 18).
24. Se apretaron los tornillos y se envolvió en un trapo húmedo para que absorbiera el monómero residual y se procedió a procesar en el microondas.



**Figura 16.** Mufla de microondas con placa metálica protectora



50 BARS	=	725 PSI	=	1900 KGS
100 BARS	=	1450 PSI	=	3800 KGS
150 BARS	=	2175 PSI	=	5700 KGS
200 BARS	=	2900 PSI	=	7600 KGS
250 BARS	=	3625 PSI	=	9500 KGS
300 BARS	=	4351 PSI	=	11400 KGS
400 BARS	=	5801 PSI	=	15200 KGS

*Nota: Presión máxima aconsejada de trabajo 250 Bars.*

*Note: Max. Working pressure 250 Bars.*

*Note: Pression de travail maximale conseillée 250 Bars.*

**Figura 17 y 18.** Prensa hidráulica y tabla equivalencias.

25. Se usó un microondas de la marca Whirpool, el cual produce una frecuencia de 2450 MHz, se programó a 650 W por 5 minutos (Fig. 19).



**Figura 19.** Microondas Whirpool.

26. Se sacó con cuidado la mufla y se dejó enfriar a temperatura ambiente.
27. Hasta que el botón metálico estuvo frío, se desatornillaron los tornillos con una espátula metálica, tratando de colocarla entre las hendiduras de la mufla, realizando movimientos de palanca, para poder retirar el espécimen de acrílico.
28. Se eliminó el yeso residual y el acrílico sobrante del espécimen mediante pulido, con fresones de tungsteno de banda azul y roja.
29. Se usaron papeles de carburo de silicio de diferentes tamaños de grano, 200, 400 y 600, para pulir las superficies de los especímenes de acrílico, hasta que quedaron suaves, bajo la constante irrigación de agua.
30. Posteriormente se pulió en banco con mandriles usando poliacyrl y blanco de España.
31. Los especímenes fueron limpiados en agua destilada por 10 minutos en un baño de ultrasonido; el agua destilada cubrió en su totalidad todos los especímenes.
32. Posteriormente se sacaron del ultrasonido y se secaron con toallitas de papel.
33. Los especímenes se almacenaron en agua destilada en un frasco de plástico con tapa de un tamaño mediano, a una temperatura de 37° C por 48 horas antes de las pruebas de Vickers.

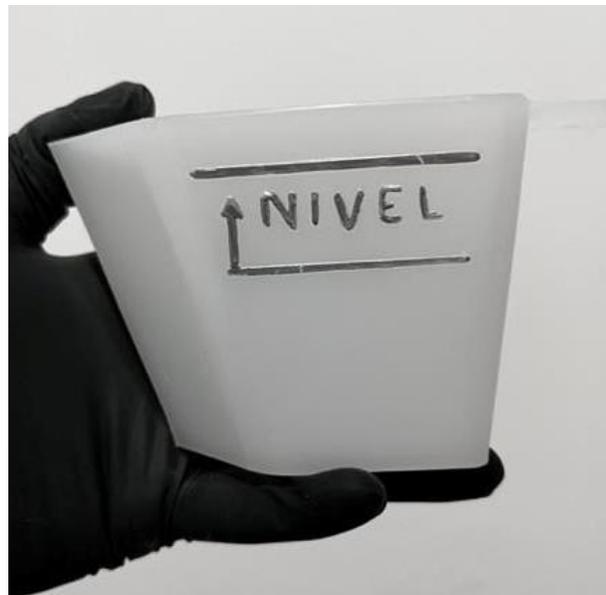
#### Técnica autoclave

1. Se realizaron para la preparación de los especímenes los mismos pasos que para la técnica convencional del punto 1 al 26.
2. Se usó una autoclave semiautomática de la marca Lorma (Fig. 20).
3. Se usó agua destilada usando la taza medidora que viene con el autoclave y se colocó de agua a la medida indicada (Fig. 21).



**Figura 20.** Autoclave marca Lorma.

4. Se metió a la autoclave la prensa con la mufla y se seleccionó el programa y ciclo preestablecido por el autoclave, temperatura de 121°C por un tiempo de 30 minutos con una presión 1.2 – 1.4 kg/cm<sup>2</sup>. (Fig. 22).



**Figura 21.** Taza medidora con agua destilada.

5. Se cerró el autoclave y se apretó el botón de inicio, y se comenzó a calentar el agua, luego se elevó la temperatura hasta que alcanzó la presión respectiva.
6. Cuando la temperatura se alcanzó hasta los 121° C se mantuvo automáticamente durante 30 minutos, luego hubo una salida del vapor y se inició el ciclo de secado.
7. Se abrió la puerta de la autoclave y se esperó un tiempo de 30 minutos.



**Figura 22.** Programa 3 preestablecido por la autoclave.

8. Cuando concluyó el tiempo de secado se procedió a retirar la prensa de la autoclave y se dejó enfriar a temperatura ambiente.
9. Se retiró la prensa y se abrió la mufla ya fría, con una espátula metálica, tratando de colocarla entre las hendiduras de la mufla, realizando movimientos de palanca, para poder retirar el espécimen de acrílico.
10. Se eliminó el yeso residual y el acrílico sobrante del espécimen mediante pulido con fresones de tungsteno de banda azul y roja.

11. Se usaron papeles de carburo de silicio de diferentes tamaños de grano, 200, 400 y 600, para pulir las superficies de los especímenes de acrílico, hasta que quedaron suaves, bajo la constante irrigación de agua.
12. Posteriormente se pulió en banco con mandriles usando poliacril y blanco de españa.
13. Los especímenes fueron limpiados en agua destilada por 10 minutos en un baño de ultrasonido; el agua destilada cubrió en su totalidad todos los especímenes.
14. Posteriormente se sacaron del ultrasonido y se secaron con toallitas de papel.
15. Los especímenes se almacenaron en agua destilada en un frasco de plástico con tapa de un tamaño mediano, a una temperatura de 37° C por 48 horas antes de las pruebas de Vickers.

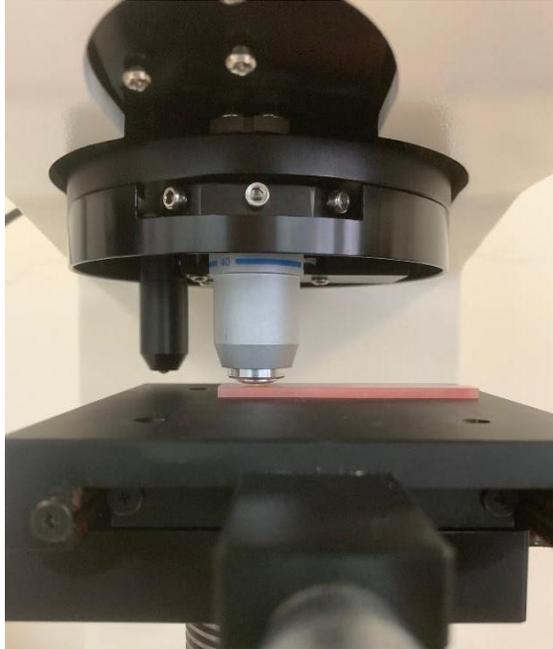
#### Fase se medición

1. Se utilizó el microdurómetro CMS Metrology (Fig. 23).



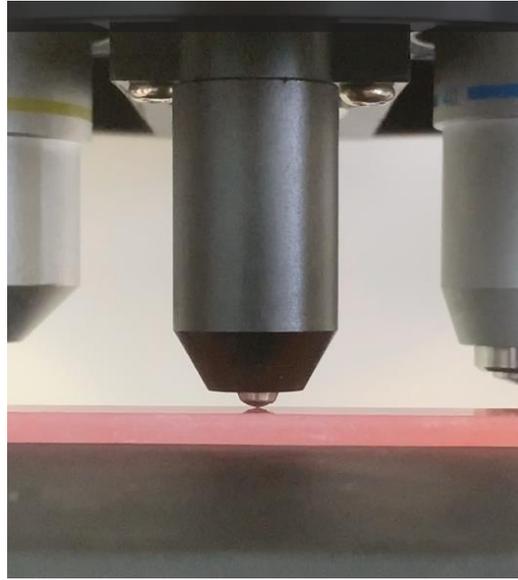
**Figura 23.** Durómetro CMS Metrology.

2. Los especímenes se montaron en la base del durómetro, se utilizó un penetrador en forma de pirámide de base cuadrada.
3. Se centro el espécimen y se ubicó el microscopio primero en uno de los extremos de este (Fig. 24).

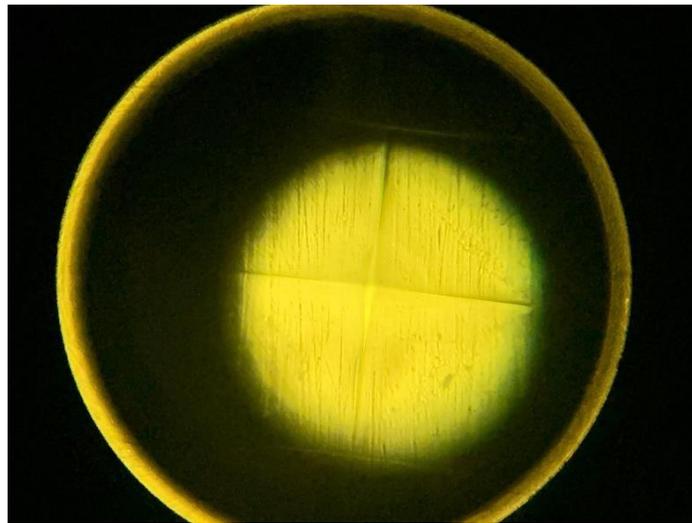


**Figura 24.** Especímenes se montaron en la base del durómetro.

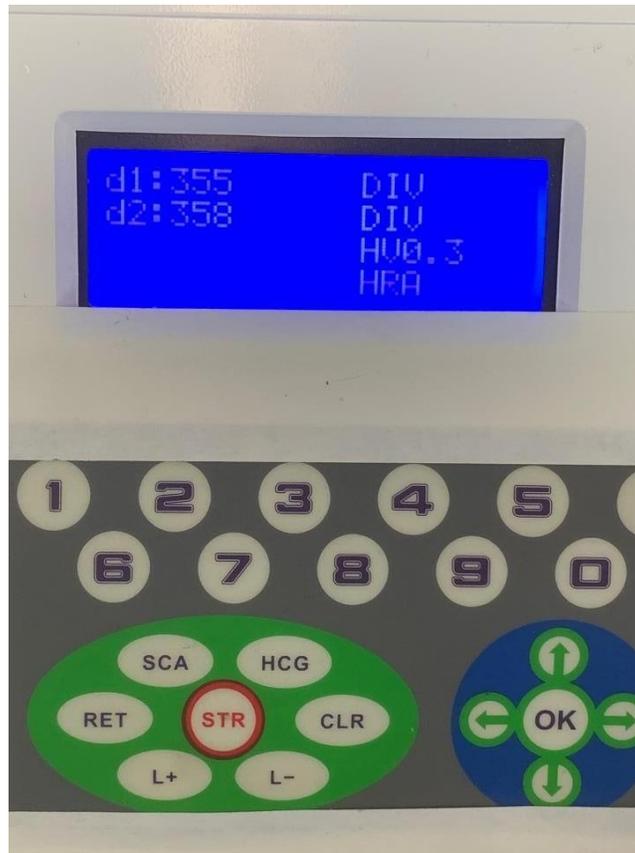
4. Se ajusto la altura de espécimen hasta que se observó una imagen clara en el microscopio.
5. Se buscó una zona que estuviera pulida y sin irregularidades en su superficie.
6. Se cambio al penetrador en forma de pirámide de base cuadrada.
7. Se programo el durómetro para que aplicara una fuerza de 2.942 N por 15 segundos con la punta (Fig. 25).
8. Posterior a que la punta se retiró, se cambió el objetivo al microscopio y se midieron las diagonales D1 y D2, que se marcaron en la superficie del espécimen (Fig. 26).
9. Se midieron en el microscopio y se introdujeron las cifras en el tablero del durómetro, posteriormente este arrojó el promedio (Fig. 27).



**Figura 25.** Durómetro aplicando una fuerza de 2.942 N por 15 segundos



**Figura 26.** Medición de las diagonales D1 y D2 marcadas en la superficie del espécimen.



**Figura 26.** Introducción de las mediciones en el tablero del durómetro

10. Se repitió el mismo procedimiento del punto 3 al 9 para obtener la 2da y 3er indentación en el mismo espécimen, con una distancia entre cada uno de 1 centímetro.
11. Cada valor fue calculado por cada grupo con respecto a la técnica utilizada.

### **VI.5.1 Análisis estadístico**

#### **A. Recolección de datos**

Los resultados obtenidos de cada indentación realizada en cada espécimen se recolectaron en una base de datos de Excel.

#### **B. Análisis estadístico de datos**

Se realizó una tabla que compara la microdureza en cada uno de los grupos de acuerdo con el procesado y se aplicó la prueba de ANOVA para identificarsi existen diferencias estadísticas entra cada procesado utilizando el Software GraphPad Prism. La significancia estadística fue establecida en p 0.7034.

## VII. Resultados

El presente estudio evaluó la microdureza superficial del acrílico utilizado para bases de prótesis total utilizando tres técnicas de polimerización donde no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos probados. Los resultados se muestran en la tabla 4.

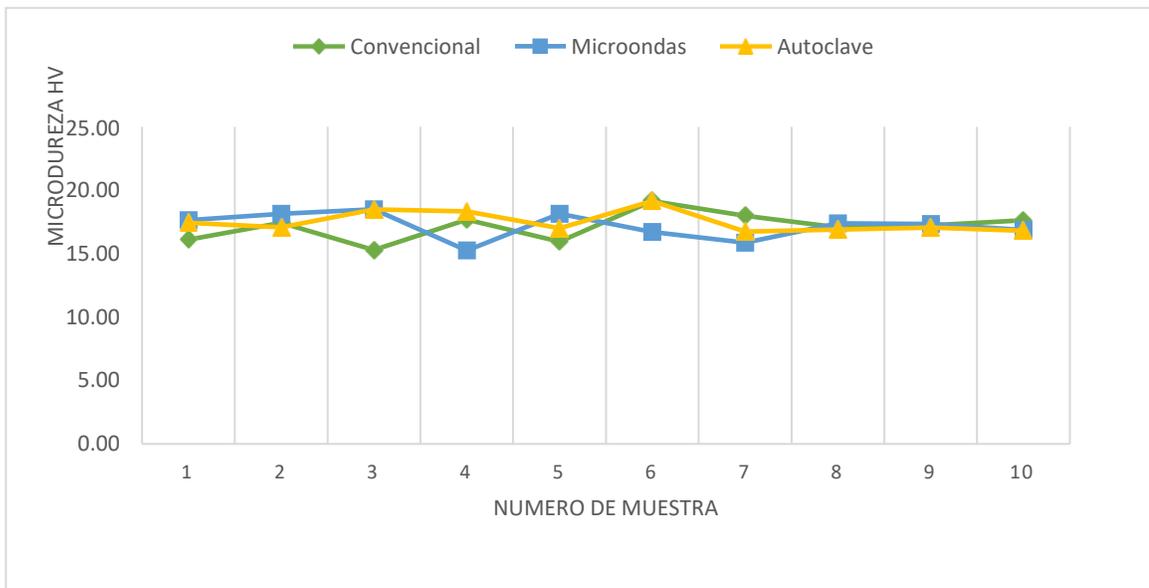
Tabla 4. Microdureza superficial de muestras de PMMA en los tres grupos experimentales

	<b>X ± DE (Rango)</b>			Valor de p
	Convencional (n=10)	Microondas (n=10)	Autoclave (n=10)	0.7034
Microdureza	17.17 ± 1.06 (16.10 – 17.70)	17.19 ± 0.99 (16.90 – 17.70)	17.51 ± 0.80 (16.80 – 21.0)	

X: Promedio; DE: Desviación estándar. \*Prueba de ANOVA.

Los resultados completos en todas las pruebas de microdureza se pueden observar en las siguientes graficas tras el procesado convencional, en microondas y en autoclave.

Grafica 1. Resultados individuales de cada técnica de procesado



Como se puede observar, al comparar los tres grupos de técnicas de procesado la técnica de procesado convencional, de microondas y de autoclave para procesado de bases de prótesis total, no se observan diferencias significativas (TC:  $17.17 \pm 1.06$ , TM:  $17.19 \pm 0.99$ , TA:  $17.51 \pm 0.80$ ) ya que presentaron resultados muy similares entre sí.

## VIII. Discusión

El presente estudio evaluó la microdureza superficial de las bases de prótesis acrílicas que fueron procesadas con la técnica convencional, en microondas y en autoclave, determinando que no hay diferencias significativas entre sí, debido a que presentaron valores muy similares.

La microdureza puede definirse ampliamente como la resistencia a la indentación o penetración permanente en la superficie (Powers et al., 2012). En este estudio, se utilizó el microdurómetro CMS Metrology, el cual es adecuado para medir la dureza y el desgaste de la resina acrílica, donde mide la profundidad de la carga.

La polimerización por calor convencional para las bases de prótesis acrílicas es de los procedimientos de laboratorio más dominante, por lo tanto, las nuevas técnicas de polimerización deben igualar a la técnica convencional aprobada y también ofrecer mejores propiedades y ventajas para ser competitivos (Ayaz et al., 2014).

En este estudio, los valores de microdureza obtenidos en el grupo de procesado convencional fueron de  $17.17 \pm 1.06$  siendo muy similares al estudio de Ali et al. (2008), donde el valor de microdureza de Vickers para la resina Meliodent fue de  $17.0 \pm 0.4$ , la diferencia es que en nuestro estudio se utilizaron tiempos más cortos y temperaturas mayores obteniendo, aun así, valores de microdureza adecuados. Por lo tanto, es de suponer que el tiempo y la temperatura pueden variar a favor de reducir tiempos de laboratorio, debido a que el aumento de temperatura da como resultado una mayor movilidad de las cadenas moleculares, mejorando la conversión del monómero en el polímero.

Con respecto a los resultados obtenidos en el grupo de procesado en microondas ( $17.19 \pm 0.99$ ) el tiempo de polimerización es más corto y se considera una ventaja en comparación con el procesado convencional, aunque después de realizar el procesado en microondas, se debe dejar enfriar la mufla, de forma similar al procesado convencional (Blagojevic y Murphy, 1999). Su papel más útil de la

técnica en microondas puede ser en la reparación de la prótesis mediante este método (Polyzois et al., 1995).

Nuestro resultado en este estudio para el procesado en autoclave ( $17.51 \pm 0.80$ ) fue similar a los estudios de Ayaz et al. (2014) ( $17.843 \pm 0.4237$ ) donde dan valores de una mayor microdureza que el procesado convencional y en microondas, indicando que el procesado en autoclave es una alternativa factible para la confección de prótesis totales, pero con una inversión de tiempo menor a la del procesado convencional, agregando que Ayaz et al. (2014) menciona que es un método potencial para mejorar las propiedades mecánicas del material.

El propósito principal de tener un valor de microdureza mayor en cualquiera de los procesados de bases para prótesis total y al mismo tiempo reducir tiempos de laboratorio, es que tengan un mayor periodo de uso.

Actualmente no hay suficientes antecedentes que permitan contrastar estos resultados, por ende, no se podría sugerir un procesado que sea indiscutible. Se puede constatar que, de los tres procesados estudiados, el que obtuvo valores de microdureza mayores fue el de autoclave y el procesado en microondas tiene menor tiempo de laboratorio.

## **IX. Conclusiones**

Bajo las condiciones y limitaciones de este estudio, se extrajeron las siguientes conclusiones: no hubo diferencias significativas en las técnicas de procesado convencional, en microondas y en autoclave, pudiendo utilizarse cualquiera de estas para el procesado de bases para prótesis totales, recomendando el de microondas para reducir tiempos en laboratorio y el procesado en autoclave para mayores valores de microdureza.

## X. Bibliografía

- Abdulwahhab, S. S. (2013). High-impact strength acrylic denture base material processed by autoclave. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 288–293.
- Al Doori, D., Huggett, R., Bates, J. F., & Brooks, S. C. (1988). A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dental Materials*, 4(1), 25–32.
- Ali, I. L., Yunus, N., & Abu-Hassan, M. I. (2008). Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 17(7), 545–549.
- Ali, U., Karim, K. J. B. A., & Buang, N. A. (2015). A review of the properties and applications of poly (methyl methacrylate)(PMMA). *Polymer Reviews*, 55(4), 678–705.
- Alla, R., Raghavendra, K. N., Vyas, R., & Konakanchi, A. (2015). Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I–overview, composition and properties. *Int J Appl Dent Sci*, 1(4), 82–89.
- Alqurashi, H., Khurshid, Z., Syed, A. U. Y., Habib, S. R., Rokaya, D., & Zafar, M. S. (2021). Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of Advanced Research*, 28, 87–95.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Ayaz, E. A., Durkan, R., Koroglu, A., & Bagis, B. (2014). Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 12(3), 228–233.
- Azevedo, A., Machado, A. L., Vergani, C. E., Giampaolo, E. T., Pavarina, A. C., & Magnani, R. (2006). Effect of disinfectants on the hardness and roughness of reline acrylic resins. *Journal of Prosthodontics*, 15(4), 235–242.

- Azzarri, M. J., Cortizo, M. S., & Alessandrini, J. L. (2003). Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *Journal of Dentistry*, 31(7), 463–468.
- Bahrani, F., Safari, A., Vojdani, M., Karampoor, G., & Patil, S. (2012). Comparison of hardness and surface roughness of two denture bases polymerized by different methods. *World J Dent*, 3(2), 171–175.
- Bayraktar, G., Duran, O., Bural, C., & Guvener, B. (2004). Effects of water storage of E-glass fiber reinforced denture base polymers on residual methyl methacrylate content. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 70(1), 161–166.
- Blagojevic, V., & Murphy, V. M. (1999). Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(10), 804–808.
- Botega, D. M., Machado, T. de S., Mello, J. A. N. de, Garcia, R. C. M. R., & del Bel Cury, A. A. (2004). Polymerization time for a microwave-cured acrylic resin with multiple flasks. *Brazilian Oral Research*, 18(1), 23–28.
- Chamberland, C. (2007). Chronological reference marks. Paris: Pasteur Institute, 1–19.
- da Silva, G. R., Simamoto-Junior, P. C., da Mota, A. S., & Soares, C. J. (2007). Mechanical properties of light-curing composites polymerized with different laboratory photo-curing units. *Dental Materials Journal*, 26(2), 217–223.
- de Clerck, J. P. (1987). Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(5), 650–658.
- Deb, S. (1998). Polymers in dentistry. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 212(6), 453–464.
- del Bel Cury, A. A., Rached, R. N., & Ganzarolli, S. M. (2001). Microwave-cured acrylic resins and silicone–gypsum moulding technique. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(5), 433–438.

- Devices, C. on D. M. and. (1975). Revised American dental association specification no. 12 for denture base polymers. *The Journal of the American Dental Association*, 90(2), 451–458.
- Durkan, R., & Oyar, P. (2018). Comparison of mechanical and dynamic mechanical behaviors of different dental resins polymerized by different polymerization techniques. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(9), 1144–1149.
- Durkan, R., Özel, M. B., Bagis, B., & Usanmaz, A. (2008). In vitro comparison of autoclave polymerization on the transverse strength of denture base resins. *Dental Materials Journal*, 27(4), 640–642.
- Elwakiel, N., El-Sayed, Y., & Elkafrawy, H. (2020). Synthesis, characterization of Ag<sup>+</sup> and Sn<sup>2+</sup> complexes and their applications to improve the biological and mechanical properties of denture base materials. *Journal of Molecular Structure*, 1219, 128521.
- Farina, A. P., Cecchin, D., Soares, R. G., Botelho, A. L., Takahashi, J. M. F. K., Mazzetto, M. O., & Mesquita, M. F. (2012). Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontology*, 29(2), e155–e160.
- Frazer, R. Q., Byron, R. T., Osborne, P. B., & West, K. P. (2005). PMMA: an essential material in medicine and dentistry. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 15(6).
- Gad, M. M., Fouda, S. M., ArRejaie, A. S., & Al-Thobity, A. M. (2019). Comparative effect of different polymerization techniques on the flexural and surface properties of acrylic denture bases. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 458–465.
- Gautam, R., Singh, R. D., Sharma, V. P., Siddhartha, R., Chand, P., & Kumar, R. (2012). Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(5), 1444–1450.
- Giunta, J. L., Grauer, I., & Zablotsky, N. (1979). Allergic contact stomatitis caused by acrylic resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 42(2), 188–190.

- Gourdenne, A., Maassarani, A., Monchaux, P., Aussudre, S., & Thourel, L. (1979). Cross-Linking of Thermosetting Resins by Microwave-Heating-Quantitative Approach. Abstracts of papers of the American Chemical Society.
- Gungor, H., Gundogdu, M., Alkurt, M., & Duymus, Z. Y. (2017). Effect of polymerization cycles on flexural strengths and microhardness of different denture base materials. *Dental Materials Journal*, 2016–2023.
- Hasan, R. H. (2003). Comparison of some physical properties of acrylic denture base material cured by water bath and microwave techniques. *Al-Rafidain Dental Journal*, 3(2), 143–147.
- Hassan, M., Asghar, M., Din, S. U., & Zafar, M. S. (2019). Chapter 8 - Thermoset polymethacrylate-based materials for dental applications. In V. Grumezescu & A. M. Grumezescu (Eds.), *Materials for Biomedical Engineering* (pp. 273–308).
- Huggett, R. (1982). Some structure and fracture property relationships in heat cured poly (methyl methacrylate) denture base materials. University of Bath UK.
- Huggett, R., Brooks, S. C., & Bates, J. F. (1984). The effect of different curing cycles on levels of residual monomer in acrylic resin denture base materials. *Quintessence of Dental Technology*, 8(6), 365.
- Jacob, J., Chia, L. H. L., & Boey, F. Y. C. (1997). Microwave polymerization of poly (methyl acrylate): Conversion studies at variable power. *Journal of Applied Polymer Science*, 63(6), 787–797.
- Johnson, W. W. (1959). The history of prosthetic dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 9(5), 841–846.
- Jorge, J. H., Giampaolo, E. T., Vergani, C. E., Machado, A. L., Pavarina, A. C., & Carlos, I. Z. (2004). Cytotoxicity of denture base resins: effect of water bath and microwave postpolymerization heat treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 568.
- Kasina, S. P., Ajaz, T., Attili, S., Surapaneni, H., Cherukuri, M., & Srinath, H. P. (2014). To evaluate and compare the porosities in the acrylic mandibular

- denture bases processed by two different polymerization techniques, using two different brands of commercially available denture base resins-an in vitro study. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 6(1), 72.
- Kedjarune, U., Charoenworluk, N., & Koontongkaew, S. (1999). Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: Cytotoxicity testing related to residual monomer. *Australian Dental Journal*, 44(1), 25–30.
- Khan, A. A., Fareed, M. A., Alshehri, A. H., Aldegheishem, A., Alharthi, R., Saadaldin, S. A., & Zafar, M. S. (2022). Mechanical Properties of the Modified Denture Base Materials and Polymerization Methods: A Systematic Review. *International Journal of Molecular Sciences*, 23(10), 5737.
- Khindria, S. K., Mittal, S., & Sukhija, U. (2009). Evolution of denture base materials. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 9(2), 64.
- Kimura, H., Teraoka, F., & Ohinishi, H. (1983). Saito, T. and Yato, M.:“Applications of microwave for dental technique (part I) dough-forming and curing of acrylic resins.” *J. Osaka. Den. Sch*, 23, 43–49.
- Koda, T., Tsuchiya, H., Yamauchi, M., Ohtani, S., Takagi, N., & Kawano, J. (1990). Leachability of denture-base acrylic resins in artificial saliva. *Dental Materials*, 6(1), 13–16.
- Lassila, L. V. J., & Vallittu, P. K. (2001). Denture base polymer Alldent Sinomer®: mechanical properties, water sorption and release of residual compounds. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(7), 607–613.
- Lee, S., Lai, Y., & Hsu, T. (2002). Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. *European Journal of Oral Sciences*, 110(2), 179–183.
- Nejatian, T., Pezeshki, S., & Ajaz, A. (2019). Acrylic denture base materials. In *Advanced Dental Biomaterials* (pp. 79–104). Elsevier.
- Nishii, M. (1968). Curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *Journal of Osaka Dental University*, 2(1), 23.

- Ogawa, T., Tanaka, M., Koyano, K., & of Dentistry, F. (2000). Effect of water temperature during polymerization on strength of autopolymerizing resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(2), 222–224.
- Palaskar, J. N., Singh, S., & Mittal, S. (2019). Evaluation and comparison of different polymerization techniques, curing cycles, and thicknesses of two denture base materials. *Indian Journal of Dental Research*, 30(4), 583.
- Polyzois, G. L., Handley, R. W., & Stafford, G. D. (1995). Repair strength of denture base resins using various methods. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 3(4), 183–186.
- Powers, J. M., Sakaguchi, R. L., & Craig, R. G. (2012). *Craig's restorative dental materials*/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers. Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby,.
- Powers, J. M., & Wataha, J. C. (2017). *Dental materials: foundations and applications*. Elsevier,.
- Redtenbacher, J. (1843). Ueber die zerlegungsprodukte des glyceryloxydes durch trockene destillation. *Justus Liebigs Annalen Der Chemie*, 47(2), 113–148.
- Rickman, L. J., Padipatvuthikul, P., & Satterthwaite, J. D. (2012). Contemporary denture base resins: Part 1. *Dental Update*, 39(1), 25–30.
- Rokaya, D., Srimaneepong, V., Sapkota, J., Qin, J., Siraleartmukul, K., & Siriwongrungson, V. (2018). Polymeric materials and films in dentistry: An overview. *Journal of Advanced Research*, 14, 25–34.
- Sadamori, S., Kotani, H., & Hamada, T. (1992). The usage period of dentures and their residual monomer contents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(2), 374–376.
- Sagsoz, N. P., Yanikoglu, N., Ulu, H., & Bayındır, F. (2014). Color changes of polyamid and polymetyhl methacrylate denture base materials. *Open Journal of Stomatology*, 4(10), 489.
- Smith, L. T., Powers, J. M., & Ladd, D. (1992). Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. *International Journal of Prosthodontics*, 5(4).

- Stafford, G. D., Bates, J. F., Huggett, R., & Handley, R. W. (1980). A review of the properties of some denture base polymers. *Journal of Dentistry*, 8(4), 292–306.
- Stafford, G. D., & Brooks, S. C. (1985). The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resins. *Dental Materials*, 1(4), 135–138.
- Takahashi, Y., Hamanaka, I., & Shimizu, H. (2013). Flexural properties of denture base resins subjected to long-term water immersion. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3–4), 716–720.
- Truong, V., & Thomasz, F. G. v. (1988). Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. *Australian Dental Journal*, 33(3), 201–204.
- Undurwade, J. H., & Sidhaye, A. B. (1989). Curing acrylic resin in a domestic pressure cooker: a study of residual monomer content. *Quintessence International* (Berlin, Germany: 1985), 20(2), 123–129.
- Vallittu, P. K. (1996). The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. *Acta Odontologica Scandinavica*, 54(3), 188–192.
- Vallittu, P. K. (1999). Unpolymerized surface layer of autopolymerizing polymethyl methacrylate resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(3), 208–212.
- Vallittu, P. K., Ruyter, I. E., & Buykuilmaz, S. (1998). Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *European Journal of Oral Sciences*, 106(1), 588–593.
- van Noort, R., & Barbour, M. (2014). *Introduction to dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- Weinberger, B. W. (1948). *Introduction to the History of Dentistry*, vol. I. St Louis, MO: CV Mosby.
- Yatabe, M., Yasuda, N., Ai, M., & Okabe, Y. (1999). Unpolymerized layer on autopolymerizing, hard reline materials. *International Journal of Prosthodontics*, 12(2).

- Yunus, N., Harrison, A., & Huggett, R. (1994). Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(6), 641–648.
- Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*, 12(10), 2299.
- Zafar, M. S., & Ahmed, N. (2013). Nano-mechanical evaluation of dental hard tissues using indentation technique. *World Appl Sci J*, 28(10), 1393–1399.
- Zafar, M. S., Amin, F., Fareed, M. A., Ghabbani, H., Riaz, S., Khurshid, Z., & Kumar, N. (2020). Biomimetic aspects of restorative dentistry biomaterials. *Biomimetics*, 5(3), 34.

## XI. Hoja de recolección de datos

A	B	C	D	E	F
MICRODUREZA (DEPENDIENTE)					
TECNICA DE PROCESADO CONVENCIONAL	MUESTRA	I1 HV	I2 HV	I3 HV	PROMEDIO
	1	17.70	14.50		16.10
	2	17.70	17.20		17.45
	3	16.40	14.20		15.30
	4	17.70	17.70		17.70
	5	17.80	14.10		15.95
	6	19.90	18.40		19.15
	7	18.20	17.80		18.00
	8	17.40	16.80		17.10
	9	16.80	17.70		17.25
	10	17.50	17.80		17.65
PROMEDIO					17.17
DESVIACION ESTANDAR					1.06
RANGO					16.10-17.70

A	B	C	D	E	F
TECNICA DE PROCESADO AUTOCLAVE	MUESTRA	I1 HV	I2 HV	I3 HV	PROMEDIO
	1	17.30	17.60		17.45
	2	17.10	17.10		17.10
	3	17.90	19.10		18.50
	4	18.70	18.00		18.35
	5	17.00	17.00		17.00
	6	18.40	19.90		19.15
	7	16.90	16.60		16.75
	8	16.80	17.00		16.90
	9	17.10	17.00		17.05
	10	16.90	16.70		16.80
PROMEDIO					17.51
DESVIACION ESTANDAR					0.80
RANGO					16.80-21.0

A	B	C	D	E	F
TECNICA DE PROCESADO MICROONDAS	MUESTRA	I1 HV	I2 HV	I3 HV	PROMEDIO
	1	18.00	17.30		17.65
	2	18.00	18.30		18.15
	3	18.80	18.20		18.50
	4	16.60	13.90		15.25
	5	18.20	18.10		18.15
	6	16.60	16.80		16.70
	7	15.80	15.90		15.85
	8	17.60	17.20		17.40
	9	17.50	17.20		17.35
	10	16.80	16.90		16.85
PROMEDIO					17.19
DESVIACION ESTANDAR					0.99
RANGO					16.90-17.70

A	B	C	D	E
PROMEDIO	CONVENCIONAL	MICROONDAS	AUTOCLAVE	
	17.17	17.19	17.51	
DESV. ESTANDAR	CONVENCIONAL	MICROONDAS	AUTOCLAVE	
	1.06	0.99	0.80	
RANGO	CONVENCIONAL	MICROONDAS	AUTOCLAVE	
	16.10 - 17.70	16.90 - 17.70	16.80 - 21.0	

## **XI.1 Instrumentos**

1. Muflas metálicas Kavir
2. Mufla de plástico Tecnoflask
3. Tapa protectora para mufla de plástico
4. Prensa metálica
5. Prensa hidráulica
6. Olla metálica mediana
7. Autoclave marca LORMA
8. Microondas
9. Tina ultrasónica
10. Placas metálicas de 65 mm de largo, 10 mm de ancho y 2.5 mm de grosor
11. Separador yeso-acrílico ALCOTE
12. Pincel
13. Godete
14. Acrílico termocurable Pro Base Hot, Ivoclar Vivadent
15. Espátula para mezclar yeso
16. Espátula de plástico para mezclar acrílico
17. Taza para mezclar acrílico
18. Taza para yeso
19. Taza de plástico para acrílico
20. Espátula para yeso
21. Taza medidora de agua para autoclave
22. Bascula digital
23. Trapo
24. Yeso Blancanieves
25. Yeso Arti
26. Vaselina
27. Termómetro de agua

28. Guantes
29. Cubre bocas.
30. Campos estériles
31. Bata de algodón
32. Lentes de protección
33. Vernier
34. Plumón indeleble
35. Cronómetro
36. Frascos de plástico con tapadera
37. Lijas de agua de grano grueso, fino y extrafino (200, 400 y 600)
38. Agua destilada
39. Fresones de tungsteno banda roja y azul
40. Gomas de silicón para pulir, negra, verde y amarilla
41. Mantas para pulir
42. Polyacril
43. Blanco de españa
44. Pieza de baja
45. Durómetro CMS Metrology
46. Penetrador en forma de pirámide de base cuadrada