



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**Influencia de la variación de tiempo y temperatura durante el
procesado en la microestructura de resina para base protésica.
Análisis mediante SEM**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

TATIANA IZCHEL CASTILLO TORRES

**DIRECTOR: Mtro. Víctor Moreno Maldonado
ASESORES: Mtro. José Arturo Fernández Pedrero
Dr. Marco Antonio Álvarez Pérez**

MÉXICO D.F.

Junio 2007



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

A MI FAMILIA:

A mi padre **Abel Castillo Mendoza** por todo el amor que siempre me has dado, por enseñarme las cosas lindas de la vida, amar a la naturaleza y crecer con ética, ya que solamente la aprendí con tu ejemplo eres un orgullo para mí y deseo algún día ser tan grande como tú, te quiero mucho papí.

A mi madre **Patricia Torres Sánchez** porque hemos sabido recuperar el tiempo perdido, gracias por toda tu confianza y apoyo en todas las decisiones de mi vida por lidiar con los momentos más difíciles y ser la mejor amiga que puede existir, eres una mujer excepcional te amo mucho negrita.

A mi hermano **Sandro Abel Castillo** por la gran escuela que eres y tratar de enseñarme a tomar las mejores cosas de la vida. La vida me ha recompensado con tu presencia, espero algún día estés tan orgulloso de mí como siempre lo he estado de ti te quiero tanto nano.

A mi hermana **Xanath** todas las aventuras compartidas el brindarme tu amor y fuerza en los momentos difíciles, por permitirme tenerte cerca cuando lo necesitamos te quiero mucho porque no puedo decir más que, eres una persona muy fuerte capaz de enfrentar todos los retos de la vida.

A mis hermanitos porque no hay ni un solo día en que no piense en ustedes los quiero mucho monstritos.

A mis tíos **Araceli Castillo** y **Gilberto Castillo** por hacer de nuestra niñez una etapa inolvidable y brindarnos su apoyo en todo momento.

A mi abue **Luz Mendoza** porque la nobleza aún existe y tu eres un gran ejemplo gracias por todo el amor, apoyo y enseñanza de vida.

A **Nico** por caminar este sendero conmigo, compartir una importante etapa de mi vida y dejarme conocer la hermosa persona que eres, sería imposible describir lo que significas para mí, solo me resta decir que admiro tu gran capacidad intelectual y de amar.

A MIS AMIGOS:

Dulce por tantas aventuras compartidas gracias amiga por tu apoyo en los momentos difíciles y tu compañía en las travesías.

A los verdaderos amigos que solo se descubren con el tiempo **Dianita, Gaby, Oliver, Carlos, Ale, Ely, Karí** (por hacer muy especial el tiempo en la escuela con nuestras ocurrencias).

A mi hermosa **UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO** y a los Doctores que colaboraron en mi formación.

Al **Dr. Marco Álvarez Pérez** por su inmenso apoyo, dedicación y paciencia en la dirección de este trabajo, además de su gran disposición de aclarar dudas. Le expreso mi gran admiración como profesionista y por su calidad como persona.

Al **Mtro. Arturo Fernández Pedrero** por la forma tan cálida con la que siempre me recibió y la disposición de tiempo para aclarar dudas y orientarme, no podría dejar de mencionar que es un gran ejemplo la dedicación y el amor a su profesión puesto que estimulan al continuo estudio de la carrera, gracias maestro.

Al **Mtro. Víctor Moreno Maldonado** por su gran enseñanza en el transcurso de la carrera por su aportación y devoción en la formación académica, así como los momentos y oportunidades dentro del laboratorio y en el proyecto.

Al **Dr. Juan Carlos Hernández** por su contribución en mi formación profesional y dedicarme tiempo para escucharme y orientarme.

Al **C.D. Federico Torres** por su apoyo, tiempo, conocimientos y amistad.

Al **C.D. Sergio Hernández y Mónica** por brindarme su sincera amistad y guiarme en el inicio del proyecto.

Al **Técnico Laboratorista Dental Ricardo** por la disposición y apoyo en el procesado de las muestras haciendo mi estancia en el laboratorio diferente.

ÍNDICE

Resumen	1
Antecedentes	2
Introducción	3
Especificaciones N° 12 ADA	11
Planteamiento del problema	13
Justificación	13
Viabilidad	13
Hipótesis	14
Objetivos	14
• Objetivo general	14
• Objetivo específico	14
Metodología	15
Resultados	18
Discusión	25
Conclusiones	27
Referencias	28
Anexos	34

RESUMEN

Dentro de la gran variedad de materiales dentales existentes en el mercado, es importante conocer y cumplir las especificaciones del fabricante para optimizar resultados. Sin embargo el cirujano dentista delega el procesado de la prótesis a los técnicos laboratoristas dentales, los cuales manejan este tipo de materiales sin cumplir con los requerimientos mínimos especificados por el fabricante alterando o disminuyendo las propiedades de estos.

El objetivo del estudio fue conocer cuales son las consecuencias en la microestructura superficial de las resinas acrílicas termopolimerizables al procesarlas por técnicas convencionales especificadas por el fabricante y al procesarlas cambiando los parámetros de temperatura y tiempo. La metodología para llevar dicha caracterización fue mediante el uso del microscopio electrónico de barrido (SEM) para analizar la topografía superficial.

Los resultados obtenidos de este trabajo compararon la superficie de resinas acrílicas termopolimerizables al procesarlas:

- Siguiendo las especificaciones de cada fabricante.
- Modificando la temperatura inicial al sumergir la mufla.
- Modificando el tiempo de permanencia en inmersión.

Dentro de los resultados se evaluó superficie de las resinas para base de dentaduras Lucitone 199 (Dentsply®), Pro Base Hot (Ivoclar vivadent®) y Nictone 309 (manufacturera dental continental S.a. de C.V.).

Palabras clave: PMMA, procesado convencional, especificaciones del fabricante, defectos superficiales.

ANTECEDENTES

A lo largo de la vida la región mandibular y maxilar se ve afectada por modificaciones en la cavidad bucal. Una de las desventajas principales de estas afectaciones en la edad adulta es la pérdida de dientes, afectando la masticación, ingestión dietética y estado alimenticio.^{28, 29, 17}

Desafortunadamente el nivel de edéntulos es mayor en las zonas rurales y en personas de edad avanzada, no encontrándose diferencias significativas entre hombres y mujeres.²⁸ La enfermedad periodontal, la necrosis y la caries dental son las principales causas de la pérdida dental en los adultos.

Por ello uno de los objetivos de la prótesis total es el reemplazo de la dentición así como de las estructuras adyacentes para mejorar la calidad de vida, logrando recuperar la función del sistema estomatognático (aspecto facial, masticación, fonación, deglución y postura) así como conservar la salud física y emocional del paciente.^{5, 10, 14, 28, 29, 40, 48-50}

Para lograr lo anterior, un material que juega un papel importante en la retención y estabilidad de la prótesis es el polimetilmetacrilato (PMMA). Este material desde sus inicios hasta el día de hoy ha ido cambiando su composición original con el fin de mejorar sus características físicas y propiedades mecánicas, atribuidas a las nuevas formas de procesar el material. Estas nuevas formas de procesamiento involucran a la temperatura y tiempo.

La alteración de temperatura y tiempo en el procesamiento del material, puede producir errores en la polimerización de la base protésica como pueden ser: la vaporización del monómero por exceso de temperatura; la falta de homogeneidad de la mezcla en el momento de la polimerización; la presión inadecuada, que dan lugar a la aparición de poros o defectos en la superficie. Estos defectos traen como consecuencia la disminución de la resistencia, por acumulo de tensiones y pueden ayudar a la formación inicial de la placa dentobacteriana y evitar además su remoción, dificultando la limpieza en caso de que los poros se localicen a nivel de superficie.³²

Algunos autores mencionan que la penetración bacteriana es un efecto indeseable y se produce cuando el material no ha sido procesado correctamente o presenta defectos en la superficie.^{9,10,11}

La presencia de poros en la resina acrílica condicionará la higiene y disminuirá las propiedades físicas de resistencia ante carga compresiva. En la literatura se han reportado variaciones en la porosidad al modificarse algunos parámetros como la presión, temperatura y técnica de procesamiento.¹³

Por ello en el presente estudio se investigará cuales son los defectos microestructurales causados en la superficie de tres resinas acrílicas al procesarlas bajo las especificaciones del fabricante y al manipular los parámetros de tiempo y temperatura mediante la técnica convencional.

INTRODUCCIÓN

Para la fabricación de la base de la dentadura a lo largo de la historia se han utilizado un sin número de materiales predominando la resina acrílica a base de Polimetilmetacrilato (PMMA) ya que ofrece las mejores características físicas, mecánicas y biológicas.

Dicha resina se descubrió en el siglo XIX, usándose por primera vez como base para dentadura a principios de 1930, en 1937 el Dr. Walter Writht la introdujo en el campo de la odontología y desde 1940 se ha extendido su uso para bases de prótesis totales, fabricación de dientes, provisionales de carillas, portaimpresiones, prótesis provisionales, férulas, guardas oclusales, base de registro y aparatos ortodóncicos.^{3,13, 14, 16, 24, 21, 23, 36, 39, 51, 52}

La resina acrílica es originalmente clara e incolora, aunque puede teñirse con facilidad. Esta compuesta de polvo y líquido los cuales son respectivamente esferas pequeñas prepolimerizadas de poli(metilmetacrilato) comúnmente conocido como polímero y metilmetacrilato no polimerizado conocido como monómero; al ser mezclados con el peróxido de benzoilo activa el proceso de la polimerización^{14, 32, 39, 56}

La polimerización se produce a través de una serie de reacciones químicas por medio de las cuales se forman una macromolécula conocida como polímero a partir de una cantidad de moléculas simples (monómeros) los cuales al reaccionar forman una molécula grande de elevado peso molecular. La polimerización puede llevarse a cabo por dos métodos: condensación y por adición.¹⁴

La polimerización por condensación corresponde a un grupo de polímeros que forman cadenas y productos secundarios colaterales como agua, alcoholes, halógenos, los cuales interfieren en el crecimiento de las cadenas, ejemplo de estos son: la bakelita, los poliuretanos, el nylon, los materiales de impresión a base de siliconas y mercaptanos, sin embargo estos no logran la formulación de moléculas gigantes.

La polimerización por adición es un proceso de formación de cadenas que se van adicionando, donde no existen subproductos debido a que los componentes queden integrados en su totalidad. Con este tipo de polimerización es posible formar moléculas gigantes (macromoléculas). Las cuales presentarán excelentes propiedades físicas, de gran utilidad en odontología.

El proceso de polimerización por adición, inicia por un centro activo al ser incorporado un monómero que va armando una cadena, la cual en teoría puede seguir su crecimiento de manera indefinida en tanto lo permita el aporte de unidades que lo constituye. Para pertenecer al grupo de polimerización por adición debe de existir un grupo no saturado, es decir tener dobles enlaces. Debido a que este método de polimerización depende de la formación de radicales libres, los cuales están compuestos de un electrón impar, por lo general un fragmento de la molécula más grande dividida por el calor, este electrón hace al radical muy reactivo. El símbolo convencional $C=C$ representa dos partes de electrones o un doble enlace. Cuando un radical libre choca con una unión doble, puede unirse con otro de los electrones de la ligadura complementaria, con lo que deja libre al otro miembro. Así el monómero se convierte en un radical libre.^{55, 56}

La etapa de polimerización se lleva a cabo en cuatro periodos:

- **Inducción:**

Son dos procesos los que intervienen: *activación e iniciación*. La sustancia química que forma los radicales libres y que se emplean para iniciar la polimerización se denomina *iniciador*. Una serie de sustancias capaces de generar radicales libres son potenciales iniciadores de la polimerización de poli (polimetilmetacrilato). El iniciador más utilizado es el peróxido de benzoílo, el cual se activa rápidamente entre los 50 y los 100° C para liberar dos radicales libres por molécula de peróxido de benzoílo. Cabe mencionar que cuanto mayor sea la temperatura más rápidamente se formaran los radicales libres. La *inducción* se conoce como el período durante el cual las moléculas del iniciador se energizan y rompen formando radicales libres, los cuales reaccionan con las moléculas del monómero para iniciar el crecimiento de la cadena.

- **Propagación:**

Cuando se aproxima otro monómero para formar un *dímero* el complejo de monómero-radical resultante actúa como un nuevo centro de radicales libres. El *dímero* también se convierte en un radical libre. Esta especie reactiva se puede añadir sucesivamente a un gran número de moléculas de etileno, de manera que el proceso de polimerización continua a través de la propagación del centro reactivo. Una vez que la cadena comienza a crecer se requiere poca energía y este proceso continúa conforme se va aumentando el calor dando como resultado la formación de grandes moléculas de polímeros en pocos segundos. La cadena del polímero deja de crecer cuando se destruye el centro reactivo a causa de una de las posibles reacciones de terminación.

- **Transferencia de cadena:**

En este paso se transfiere el radical libre activo de una cadena en crecimiento a otra molécula y se crea un nuevo radical libre que crecerá más adelante.

- **Terminación:**

Las reacciones de terminaciones adicionales concluyen al emparejar directamente los extremos de dos cadenas con radicales libres o al intercambiar un átomo de hidrógeno entre una cadena de crecimiento y otra.

El grado de polimerización puede determinarse al estimar el número promedio del peso molecular y este se encuentra directamente relacionado con muchas propiedades físicas de la resina acrílica, entre menor sea el peso molecular promedio menos satisfactoria será la resistencia del material a la tracción, fatiga, y resistencia transversa. Un promedio bajo del peso molecular indica que la polimerización no ha llegado a su debido término.^{53, 55}

COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS ACRÍLICAS TERMOCURABLES PARA BASES DE DENTADURAS

Composición del monómero

Metilmetacrilato de metilo puro:

- Líquido transparente e incoloro
- Gravedad específica de 0.945 g/ml a 20°C
- Calor de polimerización 12.9 Kcal/mol
- Punto de ebullición de 100.8°C
- Punto de fusión -48°C
- Tiene presión elevada de vapor y es un solvente orgánico excelente.

Se le debe de agregar:

- Inhibidor o estabilizador: La hidroquinona se agrega en proporciones que normalmente no sobrepasan 0.005 %.
- Base insoluble y estable dimensionalmente: agente de cadenas cruzadas la cual eslabona las cadenas de polimetilmetacrilato y actúa como cerrojo contra la disolución con solventes. El indicado es el metacrilato uglicol de 1 al 2 %.^{51, 55, 56}

Composición del polímero

Es un polvo con pequeñas partículas esféricas pre-polimerizadas, las cuales polimerizan a partir de su inclusión en el monómero. El polimetacrilato de metilo tiene un alto peso molecular y puede disolverse en monómero con lentitud.³²

- Resina transparente semejante al vidrio

Se le debe de agregar:

- Iniciador: Para superar la acción retardadora del inhibidor y para dar inicio a la polimerización, para lo cual se usan sustancias como: *peróxido de benzoílo* o el *peróxido de laurilo* del 0.02% al 1%.
- Plastificantes: se usan para que puedan modelarse con mayor facilidad por la acción de calor y de presión, no deben de ser toxicas, se pueden usar : *ftalato de dibutilo* o *trifenil- fosfato* 2-7%
- Agentes colorantes: deben de ser estable durante la manufactura y el uso de la prótesis, se usan pigmentos inorgánicos como el óxido de hierro, óxido de zinc y sales de cadmio.^{51, 55, 56}

Algunas resinas acrílicas contienen un agente de cadenas cruzadas como el di metacrilato de glicol.

La cadena cruzada como ya se había mencionado proporciona una cantidad suficiente de puentes entre las macromoléculas lineales y así forman una red tridimensional que modifica la resistencia, solubilidad y absorción de agua de la resina.

Propiedades del monómero

- Volátil
- Flamable
- Debe de almacenarse en un frasco de vidrio oscuro, lejos de la luz directa a temperatura ambiente.
- Evitar la contaminación.
- Densidad 0.945gm/m a 20°C

Propiedades del polímero

- No presenta cambios a la temperatura ambiente normal y su almacenaje es indefinido.

Propiedades del monómero y polímero combinados

Al mezclar el monómero y el polímero presentan fenómenos como los siguientes:

1. El polímero sufre una acción disolvente del monómero y se reblandece.
2. La mezcla toma varias consistencias: arenosa, filamentosa, plástica, elástica y rígida.
3. Tras colocar la mezcla en la mufla y aplicar calor el monómero se polimeriza y finalmente se endurece.
4. La polimerización provoca una contracción de 20 por ciento y una considerable reacción exotérmica.
5. Una vez polimerizado el monómero se observa que la masa únicamente se compone de polímero, la cual se mantiene blanda en tanto se conserva la temperatura final del curado, pero se endurece cuando la mufla se enfría.
6. La polimerización debe de llevarse a cabo lentamente y el material se debe de mantener bajo presión.

Propiedades del PMMA termopolimerizable

- Resistencia tensil 70MN/m²
- Elongación hasta la fractura 2% (quebradiza)
- Resistencia al impacto baja
- Módulo de elasticidad 3.5 GN/ m²
- Absorción al agua 2%

Relación monómero polímero

La proporción de monómero polímero es muy considerable ya que se debe respetar las instrucciones de fabricante puesto que repercutirá en la estructura final de la resina.

La literatura reporta la relación de 3 a 1 en volumen y de 2 a 1 en peso. ^{51, 53, 54, 55}

Propiedades fisicoquímicas y su interacción

Se presentan diferentes etapas:

1. Arenosa: el líquido entra en contacto con el polvo.
2. Filamentosa o pegajosa: Comienza a disolverse el polvo dentro del líquido y se inicia la polimerización.
3. Plástica: El proceso de la polimerización continúa y se forman cadenas con longitudes tales, que la masa resultante no se pega a los dedos ni a la espátula y es en esta etapa en la que se puede empacar en la zona en la que se va a reproducir. En las resinas acrílicas termopolimerizables esta etapa se prolonga entre 10 y 40 min.
4. Elástica: Se da la evaporación del monómero remanente o que no reaccionó, y el material adquiere la consistencia elástica; en esta etapa no es adecuado usarlo para ningún proceso de fabricación de aparatos odontológicos, por lo que sólo se debe darse como parte de una secuencia en el proceso de la polimerización antes de llegar a la siguiente etapa, que es la solidificación; en este momento se presenta una reacción exotérmica.
5. Rígida: La resina se endurece hasta concentraciones de polimerización que no permiten deformarla tan fácilmente.

La contracción de polimerización es del orden de 6%. La contención dentro de la mufla de la resina disminuye este fenómeno.^{39, 53, 55}

Respuesta biológica

Biocompatible con la mucosa oral.

Puede presentar irritación y alergia por la presencia del monómero residual, por lo que es necesario seguir las ordenes del fabricante.

El contacto directo del monómero con la piel puede ocasionar dermatitis.

Los vapores del monómero presentes en el medio respirable pueden producir intoxicación.

En este material pueden desarrollarse colonias de hongos o moniliasis en uso en la cavidad bucal a causa de una mala manipulación que produzca rugosidad en la superficie o poros.^{53, 55}

Ventajas de las resinas acrílicas

- Económicas
- Insolubles y no corrosivas
- Biocompatibles
- No requiere de equipo sofisticado para su manipulación
- Suficiente gama de colores
- Fácil manipulación
- Buenas propiedades físicas y mecánicas
- Excelente estética
- Fácil reparar, recolocar
- Dimensionalmente estable y precisa⁵¹

Desventajas

- Su dureza es menor a la del esmalte del diente por lo que sufre abrasión
- Contracción en la prótesis
- Riesgo de cultivo de hongos bucales
- Mal conductor térmico
- No es radiopaca
- No puede ser hervida para la esterilización
- Elevado coeficiente de expansión térmica (10 veces mayor del yeso y la estructura dental) causa tensión interna en la base durante el procesado^{51, 53}

Porosidad

La porosidad es una característica íntima de las prótesis. Esta compromete las propiedades físicas, estéticas e higiénicas para una base de prótesis ya que los poros se presentan en las porciones anchas de la prótesis. Los cuales son resultados de:

- Vaporización del monómero no reaccionado y del polímero de bajo peso molecular cuando la temperatura de una resina alcanza o sobrepasa los puntos de ebullición. La resina que ocupa la posición central será rodeada por una mayor masa de yeso tipo III y como resultado de que la masa no es conductora térmica, el calor no se disipa rápidamente y las especies de bajo peso molecular se vaporizan y los poros se producen.
- Un incorrecto mezclado de polvo y líquido puede producir poros, lo que indica que unas regiones pueden presentar más monómero que otras, las cuales durante la polimerización se contraen más que las regiones adyacentes y la contracción localizada tiende a producir vacíos.
- Los poros que se presentan por la elevación rápida de la temperatura pueden ser de dimensiones o espacios grandes.
- Se pueden producir también al incorporar aire durante el mezclado en los procesos de vaciados, si estas inclusiones no son removidas, los vacíos pueden presentarse en la base de la prótesis

Se puede presentar:

- La contracción del monómero durante la polimerización
- Volatilización del monómero durante la polimerización cuando esta tiene lugar a una temperatura que excede un cierto índice^{11, 13, 21, 36, 38, 51, 53, 55}

Las porosidades resultantes se clasifican en dos:

1. Porosidad por contracción:

Se contrae un 20% de su volumen durante la polimerización, la proporción monómero polímero es de 1:3, la reducción volumétrica total de la dentadura será del 5 al 8 por ciento. Para evitar la porosidad se debe de aplicar presión durante la polimerización, para que los poros se contraigan a medida que se forman y se obtenga así una estructura normal. La presión deberá aplicarse en el momento en que se produzca mayor contracción durante la polimerización. Tylman ha demostrado que esto ocurre entre 70°C y 90°C en el cual se produce la mayor parte de la polimerización. El describe que en este intervalo, la resina se encuentra fluida dispuesta a que se aplique la mayor presión.

2. Porosidad gaseosa

El mayor grado de polimerización empieza a los 70°C, el punto de ebullición del monómero es de 100.8°C, si la resina sobrepasa esta temperatura antes de polimerizarse se producirá un monómero gaseoso. Si por el contrario la temperatura del agua no sobrepasa los niveles para crear un monómero gaseoso, el calor de reacción que acompaña la polimerización puede provocar que la temperatura aumente en forma considerable, lo cual puede producir un monómero gaseoso y formar porosidades. La localización de estas porosidades es por lo regular en las superficies de la dentadura más cercana a la parte central de la mufla, por consiguiente se presenta en la superficie lingual de las prótesis totales inferiores y en la superficie palatina en las superiores.^{11, 13, 36, 51, 53, 55}

PROPIEDADES DE LAS RESINAS ACRÍLICAS

Contracción a la polimerización

Al formarse el poli metil-metacrilato la densidad de la masa cambia de 0.94 a 1.19g/cm³ el cual causa contracción volumétrica 20%.

La adaptación de la base a los tejidos blandos subyacente no es afectada en forma significativa cuando los materiales son manejados en forma correcta, la contracción lineal ejerce efecto significativo sobre la adaptación de la base de la prótesis y la interdigitación cuspídea.

A mayor contracción lineal, mayor discrepancia en el ajuste inicial de la prótesis. El promedio de contracción lineal de una prótesis es de 2% aproximadamente. La contracción térmica es la principal responsable de la contracción lineal.

Durante las etapas principales del enfriamiento la resina remanente es relativamente suave, la presión mantenida sobre la mufla ensamblada causa en la resina una contracción aproximadamente de igual velocidad a la de yeso tipo III que la rodea.

En el proceso de enfriamiento, la resina suave se aproxima a su temperatura de transición vidriosa y se haya en los límites térmicos en que la resina de polimerizado pasa de un estado suave, ahulado, a otro rígido y vidrioso, la masa rígida se contrae a una velocidad diferente del modelo de yeso y su periferia. La contracción ocurrida bajo la transición vidriosa es térmica por naturaleza y varía de acuerdo a la composición de la resina. La contracción de las resinas activadas por calor puede ser de 0.53%. La contracción también puede ser afectada por el tipo de material de revestimiento, método de aplicación de la resina y temperatura usada para activar el proceso de polimerización.

Absorción del agua

El poli (metil- metacrilato) absorbe relativamente pequeñas cantidades de agua cuando se colocan en un medio acuoso, sin embargo esta agua ejerce efectos sobre las propiedades mecánicas y dimensionales de los polímeros.

La absorción es facilitada por la polaridad del polimetilmetacrilato el mecanismo primariamente responsable del ingreso del agua es la difusión, las moléculas de agua penetran en el poli(metilmetacrilato) y ocupan posiciones entre la cadenas de polímeros. Esta entrada de agua causa expansión de deslizamiento en la masa del polimerizado, lo que provoca que las moléculas de agua interfieran con el entrecruzamiento de las cadenas de polímeros actuando como un plastificador. El valor de absorción del agua es de 0.069mg/cm². Por cada 1 % de aumento en peso producido por la absorción de agua, la expansión de la resina acrílica es de 0.23% linealmente.

Resquebrajamiento

La liberación de la tensión puede producir pequeñas superficies que afectan adversamente la estética y las propiedades físicas de una prótesis total. Clínicamente se pueden observar como pequeñas líneas de fracturas las cuales aparecen en la superficie de la prótesis. El resquebrajamiento de una prótesis transparente da un aspecto opaco. En una resina pigmentada aparece como un modelo blanquecino, además predispone a una fractura en la base de la prótesis. Esta puede resultar de la aplicación de tensión o de disolución parcial de la resina la tensión elástica puede ser responsable de este fenómeno. También se cree que el resquebrajamiento se produce por la separación mecánica de la cadena de polímeros individuales sobre la tensión de la tracción.^{51, 53, 55}

ESPECIFICACIÓN Nº 12 DE LA ASOCIACIÓN DENTAL AMERICANA PARA POLÍMEROS DE BASE DE DENTADURAS

De acuerdo a la especificación Nº 12 de la ADA los polímeros para base de dentadura forman parte del Tipo I, Clase 1

Tipo I: Polímero formado por calentamiento de mezclas de moléculas (polímeros procesados por calor)

Clase 1: Polvo y líquido

De acuerdo a esta norma debe de cumplir con valores como:

1. Propiedades de superficie como:
 - Color
 - Translucidez
 - Facilidad de pulido
2. De cuerpo como:
 - Porosidad
 - Sorción acuosa
 - Solubilidad
3. Mecánicos como:
 - Resistencia flexural
 - Capacidad de unirse a dientes prefabricados y otras resinas^{53, 54}

INSTRUCCIONES DEL FABRICANTE QUE DEBERÁ OFRECER SEGÚN LA ESPECIFICACIÓN Nº 12 DE LA ASOCIACIÓN DENTAL AMERICANA PARA POLÍMEROS DE BASE DE DENTADURAS

Las instrucciones del fabricante deben de ser adecuadas y precisas para el almacenaje, preparación y procesamiento de las resinas. Estas instrucciones deben de estar en cada paquete así mismo el modelar de las bases de la dentadura se pueda llevar a cabo con el equipo disponible generalmente en el laboratorio de práctica general. Estas instrucciones incluirán:

- Condiciones de almacenaje recomendada, cuando la vida del producto es limitada.
- La proporción polvo- líquido (polímero- monómero).
- Tiempo y procedimiento requerido para mezclar el material adecuadamente
- El tiempo requerido para que el material alcance la plasticidad de empaque a $23 \pm 1^\circ\text{C}$
- Tiempo de manipulación, el material usado para prepara el molde (ej. Yeso) la temperatura de la mufla cuando el polímero es empacado.
- Temperatura apropiada de polimerización
- Tiempo que se recomienda dar a la mufla para mantener la temperatura de polimerización
- Método de enfriamiento de la mufla y el tiempo al cual la dentadura puede ser desenmuflada.
- El fabricante debe de proporcionar las técnicas alternativas

Los datos deberán de presentarse por el fabricante en el momento de la certificación mostrando que el polímero cumplirá con los requerimientos de esta especificación cuando son procesados en cada uno de los métodos alternativos de acuerdo a los métodos recomendados

Con la información se sabrá:

1. Es necesario usar las proporciones indicadas por el fabricante, ya que demasiado monómero en el polvo producirá pesos moleculares más bajos, y menos monómero no captará todas las partículas de polvo, ocasionando resequedad y resquebrajamiento del producto.
2. **Para obtener los valores de calidad de acuerdo con la norma se deben de respetar el tiempo y la temperatura indicados, en virtud de los cuales se inicia y se propaga la polimerización; en esta etapa el material va adquiriendo las consistencias primero arenosa, después filamentososa, y finalmente plástica, que es cuando esta lista para el empaquetado.**
3. De cuanto tiempo se dispone para realizar todos los pasos del empaquetado y enmuflado antes de que el material pierda su consistencia plástica.
4. **El respetar el tiempo y las temperaturas durante el proceso garantiza que la polimerización se de completa; recordar que a temperaturas bajas (74°C) se requiere más tiempo para la polimerización, y que a temperaturas cercanas a los 100°C, aunque se requieren menos tiempo, se puede fácilmente alcanzar temperaturas de ebullición del monómero (100.8°C), por lo que produce porosidad, además de reducir las propiedades mecánicas de la prótesis o de la estructura resultante.**
5. En caso necesario como y con que reparar el material procesado sin reducir sus propiedades originales.
6. Si se utilizan dientes prefabricados para unirse a la base de acrílico, con los cuales existe mayor afinidad y unión, de acuerdo con el material del que están hechas, a modo de garantizar esta unión o cómo realizar las retenciones necesarias en los mismos para aumentarla.^{53,54}

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Existe una amplia gama de materiales de resinas acrílicas para base de prótesis, que ofrecen una variedad de propiedades conforme a los métodos empleados para el procesado y especificaciones del fabricante las cuales generalmente no son seguidas por los técnicos en los laboratorios dentales comerciales, lo que fomenta la creación de nuevas técnicas de manipulación obviamente inadecuadas. Sin embargo la resina acrílica termopolimerizable se sigue usando cotidianamente sin saber en realidad cuales son las variaciones en el resultado de la polimerización ante la manipulación inadecuada a las especificaciones del fabricante ya que pueden presentar más defectos en la estructura, los cuales podrían actuar como reservorio de microorganismos, favoreciendo así enfermedades para el paciente portador de prótesis removible.

JUSTIFICACIÓN

Dada la problemática vigente se requiere de un estudio comparativo basado en microscopía electrónica de barrido para la evaluación de las características microestructurales de la superficie de los materiales para base de prótesis totales, que nos podrá ayudar para:

1. Determinar las características estructurales generadas mediante la aplicación de las técnicas establecidas por los fabricantes para el procesado de los materiales poliméricos descritos.
2. Obtener una información que estará basada en la observación de imágenes de la superficie de las resinas acrílicas termopolimerizable elaboradas con indicaciones de fabricante y las elaboradas cambiando parámetro de temperatura y tiempo

VIABILIDAD

Se cuenta con los recursos técnicos y la infraestructura necesaria para la realización de este estudio en la Facultad de Odontología y en el Instituto de Investigación en Materiales, UNAM.

Se cuenta con personal técnico capacitado para el procesado de los materiales y para el análisis cualitativo y cuantitativo de la información obtenida.

HIPÓTESIS

La superficie de las resinas acrílicas termopolimerizables elaboradas por la técnica convencional con parámetros diferentes de tiempo y temperatura pueden presentar más defectos en la superficie que las elaboradas bajo las indicaciones del fabricante.

H₀: Resinas para base de dentadura procesadas conforme a las indicaciones del fabricante presentan menos defectos superficiales

H_i: Resinas para base de dentadura procesadas sin las especificaciones del fabricante presentan más defectos superficiales

OBJETIVOS

Analizar comparativamente con la ayuda de imágenes obtenidas mediante el uso de microscopía electrónica de barrido, la superficie de las resinas acrílicas procesadas mediante técnicas convencionales establecidas por los fabricantes de los materiales Lucitone 199 (Dentsply®), Pro Base Hot (Ivoclar vivadent®) y Nictone 309 (manufacturera dental continental S.a. de C.V.) para demostrar y hacer conciencia de las consecuencias ante posibles modificaciones en la temperatura y tiempo de procesamiento del material para así evitar la porosidad y reducir la adhesión y colonización de microorganismos.

Objetivos específicos

1. Observar con microscopio electrónico de barrido la superficie de las resinas acrílicas en estudio elaboradas bajo indicaciones de fabricante.
2. Observar con microscopio electrónico de barrido la superficie de las resinas acrílicas elaboradas mediante técnicas modificadas de acuerdo a las especificaciones del fabricante.
3. Comparar los resultados de las superficies acrílicas observadas bajo microscopio electrónico de barrido.

METODOLOGÍA

El presente estudio será: Explicativo, transversal y experimental.

Población de estudio:

Resina acrílica para base de dentaduras procesadas por técnica convencional:

- Lucitone 199 (Dentsply®)
- Pro Base Hot (Ivoclar vivadent®)
- Nictone 309 (manufacturera dental continental S.a. de C.V.)

Preparación de especímenes

Se fabricaran 5 láminas de resina acrílica de 7mm X 7mm X 2 mm, de cada casa comercial elaborados bajo especificaciones del fabricante.

Se fabricarán 5 láminas de resina acrílica de 7mm X 7mm X 2 mm, de cada casa comercial elaborados con tiempo y temperaturas modificadas

El control de la humedad se realizará por medio de silica gel por 48 hrs.

Análisis de Microscopia electrónica de barrido (SEM)

Las muestras serán analizadas utilizando un microscopio electrónico de barrido marca Cambridge-Leica microscope Stereoscan 440. La evaluación de las superficies se llevará a cabo realizando mapeos en diferentes áreas de la muestra a 20 KeV por 300 segundos. Cada análisis se realizará por triplicado obteniéndose una razón de rugosidad por área así como las imágenes en aumentos de 10µm.

Especímenes y condiciones de procesado

Se utilizará en cada una de las marcas registradas de resina acrílica con las especificaciones de sus fabricantes procesadas por la técnica convencional.

Se realizarán cinco especímenes de cada casa comercial.

Para la técnica modificada se tomarán parámetros de tiempo y temperatura diferente:

1. Empacar, prensar y sumergir a ebullición durante 45 minutos.
2. Empacar, prensar y sumergir a ebullición durante 3 horas.

Universo de estudio

Resina acrílica termopolimerizable a base de PMMA procesada con técnica convencional.

- Lucitone 199 (Dentsply®)
- Pro Base Hot (Ivoclar vivadent®)
- Nictone 309 (manufacturera dental continental S.a. de C.V.)

Un total de 45 especímenes de resina acrílica termopolimerizable a base de PMMA elaboradas con especificaciones del fabricante y con parámetros modificados de temperatura y tiempo procesados con técnica convencional.

Muestra

Cinco especímenes en lámina de 7mm X 7mm X 2mm de resina acrílica de las siguientes marcas:

- Lucitone 199 (Dentsply®)
- Pro Base Hot (Ivoclar vivadent®)
- Nictone 309 (manufacturera dental continental S.a. de C.V.)

VARIABLES INDEPENDIENTES

Marca y tipo de procesamiento de las resinas acrílicas.

VARIABLE DEPENDIENTE

1. Tiempo de procesamiento.
2. Temperatura de procesamiento.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Especímen de PMMA de las marcas comerciales establecidas
- Especímenes de PMMA elaboradas con materiales de fecha de caducidad vigente y siguiendo las indicaciones del fabricante.
- Especímenes de PMMA elaboradas con materiales de fecha de caducidad vigente con diferentes parámetros de tiempo y temperatura.

Criterios de exclusión

- Especímenes manejados con proporciones inadecuadas de polvo y líquido
- Especímenes de PMMA que durante el procesado se contaminen con cuerpos extraños
- Especímenes elaborados que no reúnan las características de las muestras antes descritas

Equipo y materiales

- 1 frasco de Acrílico termopolimerizable Nictone 309
- 1 frasco de Acrílico termopolimerizable Lucitone 199
- 1 frasco de acrílico termopolimerizable Pro Base Hot
- Muflas metálicas
- Prensa para muflas
- Separador yeso acrílico
- Vaselina
- Yeso tipo III
- Tasa de hule
- Espátula para yeso
- Espátula para mezclar acrílicos
- Pincel
- Probeta
- Godete de vidrio
- Bisturí
- Fresones
- Espátula de le cron
- Papel de lija de grano fino
- Báscula
- Termómetro TAYLOR 6335 SAMA CT 25 USA

Aparatos

- Microscopio Electrónico de Barrido Cambridge-Leica microscope Stereoscan 440
- Cámara fotográfica digital
- Micromotor de baja velocidad "Marathon 4"
- Estufa de gas

RESULTADOS

Los resultados obtenidos de este estudio se describirán a continuación y se hará referencia a las imágenes de microscopía electrónica de barrido donde se muestra la superficie de las diferentes muestras analizadas a una amplificación de 50X y 200X.

LUCITONE 199 Dentsply®

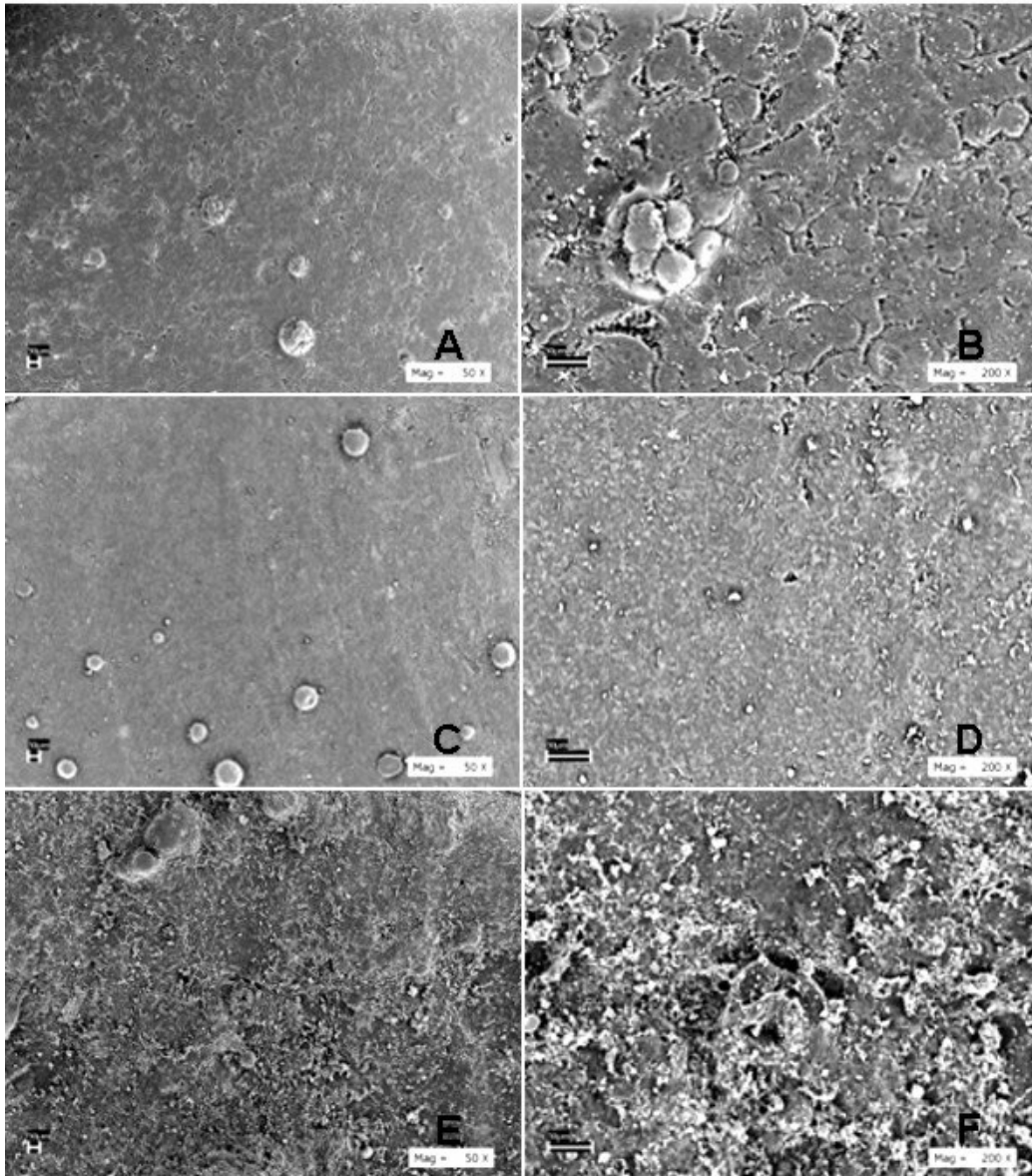


Figura 1

En la Figura 1 que pertenece al nombre Lucitone 199 podemos describir lo siguiente:

- A) y B) El PMMA procesado de acuerdo a las especificaciones del fabricante presenta una superficie con defectos como rugosidades y poros que al aumento de 50X y 200X (figura 1 A y B respectivamente) podemos observar diversas acanaladuras (surcos) distribuidos en la superficie del material las cuales varían de $1.5\mu\text{m} \pm 0.2$ aproximadamente. Así mismo presentan tamaños de partícula que varían de 20 a $60\mu\text{m}$ aproximadamente.
- C) y D) El PMMA procesado a 93°C durante 45 minutos presenta una superficie más uniforme en la mayor parte. Con el aumento a 50X y 200X (figura C y D respectivamente) se observan defectos como rugosidad y poros que varían de $2.3\mu\text{m} \pm 0.9$ aproximadamente y un tamaño de partícula de 15 a $60\mu\text{m}$.
- E) y F) El PMMA procesado a 93°C durante 3 horas presenta una superficie discontinua en la mayor parte, se pueden observar grandes defectos superficiales en aumento a 50X y 200X (figura E y F respectivamente) es más evidente la microporosidad y rugosidad de la superficie la cual varia entre $3.5\mu\text{m} \pm 0.5$ y un tamaño de partícula que varía de 20 a $150\mu\text{m}$ comparada con A, B, C y D presenta una microporosidad y rugosidad de la superficie alta.

Nictone 309 manufacturera dental continental

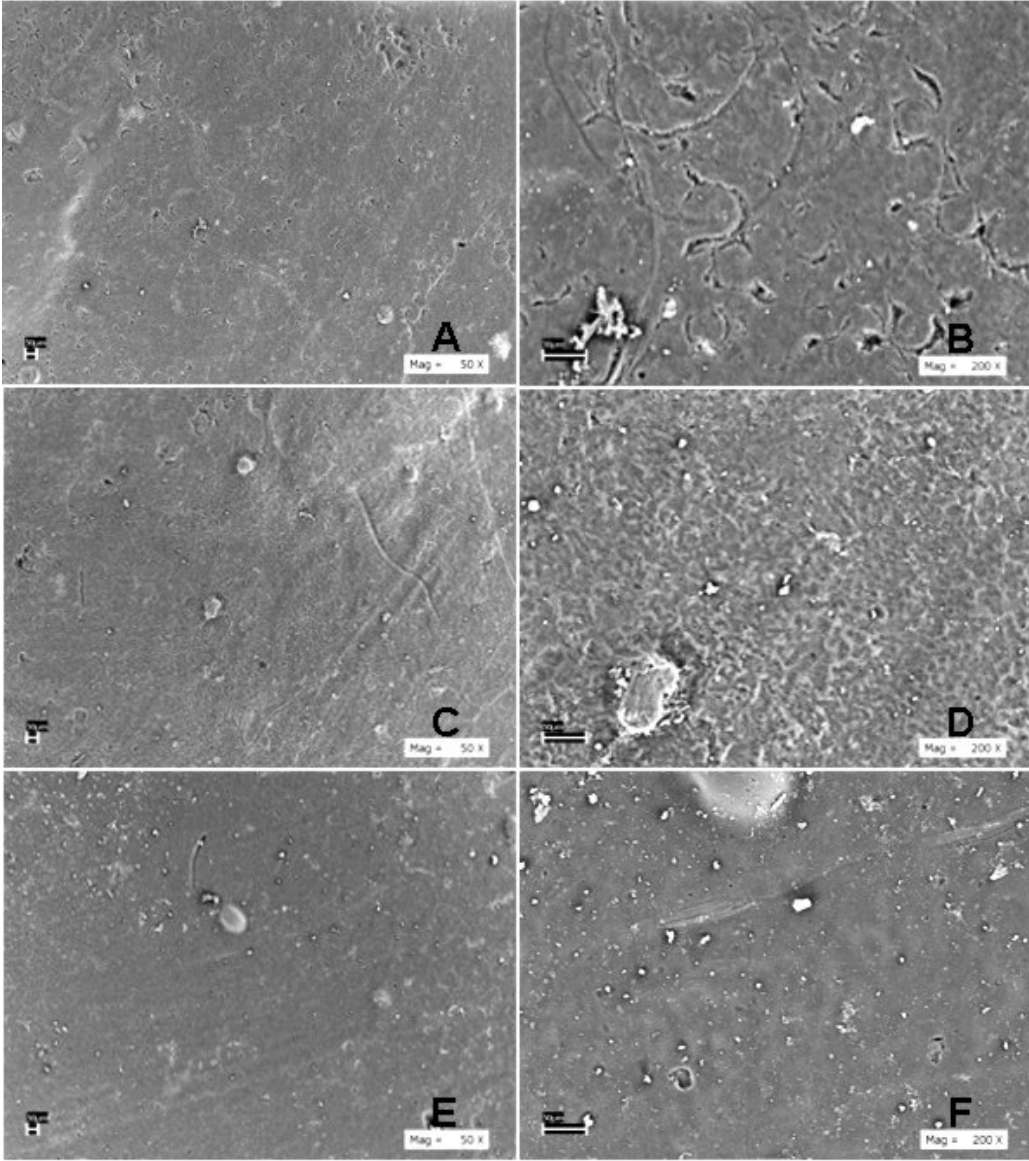


Figura 2

En la Figura 2 que pertenece al nombre Nictone 309 podemos describir lo siguiente:

- A) y B) El PMMA procesado de acuerdo a las especificaciones del fabricante presenta una superficie uniforme con la amplificación a 50X y 200X (figura A y B respectivamente) se puede observar grandes acanaladuras (surcos) rugosidades y microporosidad que varía de $1.2\mu\text{m} \pm 0.5$ aproximadamente. Así mismo presenta un tamaño de partícula que varía de 10 a $20\mu\text{m}$ aproximadamente.
- C) y D) El PMMA procesado a 93°C durante 45 minutos presenta una superficie más uniforme con relación A y B con el aumento a 50X y 200X (figura C y D respectivamente) se observa aspereza superficial y poros distribuidos en la superficie del espécimen que varía de $1.8\mu\text{m} \pm 0.07$ aproximadamente. Así mismo muestra un tamaño de partícula de 20 a $150\mu\text{m}$ aproximadamente.
- E) y F) El PMMA procesado a 93°C durante 3 horas se observa con una superficie uniforme presenta defectos los cuales en el aumento a 50X y 200X (figura E y F respectivamente) se pueden hacer evidentes acanaladuras (surcos), rugosidad y microporosidades distribuidas en la superficie del espécimen las cuales varían de $1.6\mu\text{m} \pm 0.06$ y un tamaño de partícula aproximadamente de 14 a $45\mu\text{m}$.

PROBASE HOT Ivoclar Vivadent®

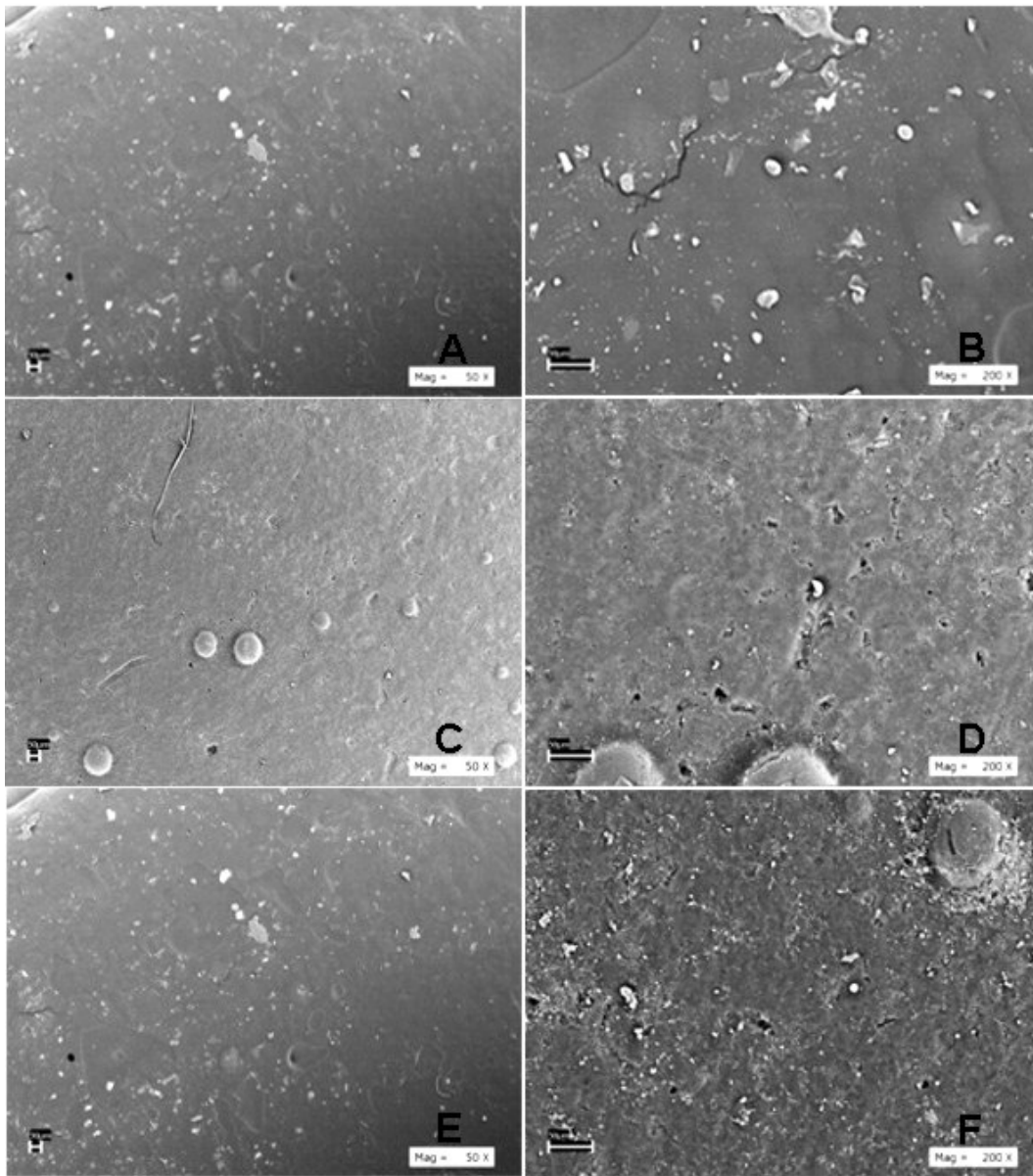


Figura 3

En la Figura 3 que pertenece al nombre Probase Hot podemos describir lo siguiente:

- A) y B) El PMMA procesado con las especificaciones del fabricante presenta una superficie uniforme en su mayor parte, con el aumento de 50X y 200X (figura A y B respectivamente) se observan defectos en la superficie como grandes fisuras, rugosidades y microporosidades las cuales varían de $1.40\mu\text{m} \pm 0.3$ aproximadamente. Así mismo un tamaño de partícula de aproximadamente de 12 a $24\mu\text{m}$.

- C) y D) El PMMA procesado a 93°C durante 45 minutos en un aumento a 50X y 200X (figura C y D respectivamente) se observa defectos en la superficie como rugosidad y microporosidades que varían de $1.60\mu\text{m} \pm 0.5$ Así mismo presenta un tamaño de partícula aproximadamente de 75 a $120\mu\text{m}$.

- E) y F) El PMMA procesado a 93°C durante 3 horas en un aumento de 50X y 200X (figura E y F respectivamente) se observan marcados defectos en la superficie como rugosidad y microporosidades con algunas áreas acanaladas (surcos) las cuales varían de $1.85\mu\text{m} \pm 0.09$. Así mismo presenta un tamaño aproximadamente de 25 a $175\mu\text{m}$.

Tabla 1. Valores de las muestras

Resina procesada	Tamaño de partícula	Rugosidad promedio de 5 áreas
Fig. 1 Lucitone 199		
L esp. Fab.	~20 a 60 μm	~1.5 μm \pm 0.2
L 45 min.	~15 a 60 μm	~2.3 μm \pm 0.9
L 3 hrs.	~20 a 150 μm	~3.5 μm \pm 0.5
Fig. 2 Nictone 309		
N esp. Fab.	~10 a 20 μm	~ 1.2 μm \pm 0.05
N 45 min.	~20 a 150 μm	~1.8 μm \pm 0.07
N 3 hrs.	~14 a 45 μm	~1.6 μm \pm 0.06
Fig. 3 Probase Hot		
P esp. Fab.	~12 a 24 μm	~1.40 μm \pm 0.3
P 45 min.	~75 a 120 μm	~1.60 μm \pm 0.5
P 3 hrs.	~25 a 175 μm	~1.85 μm \pm 0.09

De acuerdo a lo observado en SEM y analizado los resultados dan como mejor acomodo y tamaño de partícula entre nuestras muestras a Nictone 309 manufacturera dental continental s.a. de c.v. elaborada bajo las especificaciones del fabricante, asimismo también presento una rugosidad menor en la superficie.

La resina acrílica con más alteraciones en la superficie fue Lucitone199 Dentsply® con modificación a 93°C por 3 horas presentó una alta rugosidad superficial, Probase Hot presento un mayor tamaño de partícula con modificación a 93° C por 3 horas con respecto a las demás muestras.

DISCUSIÓN

Los defectos superficiales tales como aspereza superficial juegan un papel sumamente importante en la adherencia y colonización de microorganismos ya que los protege aun ante la limpieza mecánica de la prótesis. En este estudio se midió la rugosidad en la superficie, el tamaño y acomodo de las partículas de resinas acrílicas para base de dentaduras de tres casas comerciales diferentes las cuales se procesaron por técnica convencional siguiendo las especificaciones del fabricante y modificando el tiempo y temperatura, se observó la superficie sin pulir debido a que esta es la que presenta mayor problema, estas superficies no se pulen para mantener el ajuste apropiado de la prótesis, existen diferencias entre el microambiente en la superficie adaptada de la mucosa y las condiciones de la superficie externa debido a que la prótesis y la mucosa asemejan un sistema cerrado el cual favorece la adherencia microbiana y la colonización debajo de la prótesis de bacterias y hongos colonizando también la superficie epitelial de la mucosa. En este ambiente desarrolla un papel importante los defectos superficiales.

La rugosidad de la superficie se observó mediante SEM.^{20-24, 38}

Los resultados del estudio demuestran que si hay una diferencia importante cuando se modifica el tiempo y la temperatura coincidiendo con Kürzer y cols, Sofou y cols^{13, 23} en resinas acrílicas para base de dentaduras procesadas por técnica convencional ya que al modificar algunos parámetros se puede producir algún efecto indeseable.

Kürzer y cols. Mencionan que la modificación de la temperatura no afecta la superficie siempre que se mantenga una presión constante durante el periodo de polimerizado. Entre las resinas acrílicas polimerizadas con las especificaciones del fabricante y al compararlas con las resinas acrílicas que se modificó la temperatura y tiempo se observa una variación importante en la superficie como rugosidad, lo cual coincide con Verran J, y cols.³⁸ Wolfaardt y cols⁵⁷ ya que las especificaciones estandarizadas generalmente proporcionan los requerimientos mínimos, por lo tanto las resinas de acrílico para base de dentaduras procesadas como el fabricante especifica presenta un mejor comportamiento en la superficie y en el tamaño de partícula. Es importante aclarar que ninguna resina acrílica para base de dentaduras que se manejó se observó libre de defectos superficiales lo cual coincide con Igor J. y cols.²⁰.

En cuanto a los defectos en la superficie como lo son microporosidades y rugosidad superficial, no solo puede ser causado por la modificación de tiempo y temperatura también se pueden generar durante la manipulación del monómero y polímero al incorporar aire.

De acuerdo a la Tabla 1 podemos observar que la resina acrílica para base de dentaduras que tuvo un mejor comportamiento en la superficie fue Nictone 309 de la casa manufacturera dental continental s.a. de c.v. presentó un mejor acomodo en la partícula, así como también un menor tamaño de partícula y rugosidad en la superficie.

La resina acrílica con más alteraciones en la superficie fue Lucitone199 Dentsply® con modificación a 93°C durante 3 horas presentó una alta rugosidad superficial con respecto a las otras muestras de resinas acrílica. Asimismo la muestra de Pro Base Hot Ivoclar vivadent® presentó un mayor tamaño de partícula procesada a 93° C durante 3 horas.

Estudios previos ^{1, 4-7, 9-11, 15-17, 20-23, 30, 37, 40} mencionan que la aspereza mínima deseable para evitar la adhesión y colonización bacteriana, evitar y prevenir la pigmentación, así como disminuir la resistencia de la prótesis es de 0.2µm. En este estudio las resinas acrílicas para base de dentaduras comparadas no consiguieron este objetivo. Al observar clínicamente la superficie de la resina acrílica y el cambio en su rugosidad fue mínimo sin embargo es importante tomar en cuenta las repercusiones que esta tendría en la mucosa ya que actuaría como irritante mecánico.^{17, 40.}

El procesado de la prótesis en el laboratorio se realiza generalmente bajo condiciones menos cuidadosas, es decir, no se cuida la presión en la mufla, no hay un control preciso en el tiempo y temperatura, posiblemente no se respetan los periodos correspondientes a la polimerización, es importante mencionar que de las tres resinas acrílicas para base de dentaduras por técnica convencional sólo Ivoclar vivadent® contenía en el empaque la ficha técnica⁵⁴, por lo que se tuvo que pedir la información a las casa comerciales de las dos restantes, la información contiene datos importantes como: proporciones especificadas por el fabricante para cada material , respetar el tiempo y la temperatura indicados, tiempo que se dispone para realizar todos los pasos del empaclado y enmuflado. El respetar el tiempo y las temperaturas durante el proceso garantiza un comportamiento del material semejante al descrito por el fabricante del mismo, al ser omitida da pie a técnicas propias de cada laboratorista dental propiciando errores que repercutirán en defectos en la superficie.

Al analizar la superficie de las muestras en estudio de las resinas acrílicas para base de dentaduras encontramos una diferencia evidente aun con Nictone 309 la cual fue la de mejor comportamiento superficial comparado con las demás muestras de PMMA.

Sería importante el implementar otros estudios dedicados a observar cual de los valores de rugosidad en la superficie de las resinas acrílicas analizadas en el presente trabajo presenta una mayor adherencia y colonización bacteriana así como precisar cual es la importancia entre una aspereza de 0.2µm y con la de nuestros resultados.

CONCLUSIONES

Estos resultados indican que el manejo de los acrílicos termopolimerizables cambiando los parámetros de tiempo y temperatura dan lugar a deficiencias estructurales, disminuyendo las propiedades físicas como: resistencia a la fractura y al impacto y con ello aumentando la susceptibilidad a la colonización de múltiples microorganismos que pueden dar lugar a patologías de la mucosa que soporta la prótesis.

- Las superficies en la resina acrílica para base de dentaduras procesada por técnica convencional se ve afectada considerablemente al alterar el tiempo y la temperatura aun manteniendo una presión durante el procesado del PMMA.
- La rugosidad y defectos generados en la superficie del PMMA son de orden micrométricos.
- La modificación de temperatura y tiempo influyen en el acomodo y el tamaño de partícula.
- Las muestras de PMMA polimerizadas por técnica convencional siguiendo las especificaciones del fabricante presentaron un mejor comportamiento de partículas y mostraron una superficie menos rugosa.
- La muestra de PMMA de la Figura 2 C y D presentó una mayor rugosidad y tamaño de partícula comparada con las muestras de PMMA de la Figura 1 C y D y Figura 3 C y D.
- La medida más baja de rugosidad promedio fue de $\sim 1.2\mu\text{m} \pm 0.05$, siendo por la revisión literaria la medida deseable para evitar adhesión, colonización y pigmentación de la prótesis $0.2\mu\text{m}$
- Aunque la superficie de PMMA procesada bajo especificaciones del fabricante fue clínicamente aceptable realizando el análisis de rugosidad promedio no ofrecen los mejores resultados de acuerdo a nuestras referencias ^{1, 4-7, 9-11, 15-17, 20-23, 30, 37, 40}.
- Se sugiere seguir las especificaciones del fabricante, dando el tiempo para los periodos de polimerización, la manipulación adecuada para evitar atrapar aire y cuidar el tiempo y la temperatura que es especificada por el fabricante.

REFERENCIAS

1. Vasilas A, Molina L, Hoffman H, Haidaris C G. The influence of morphological variation on *Candida albicans* adhesion to denture acrylic *in vitro*. Archives of Oral Biology August 1992 Vol 37 (8) 613-22
2. Millsa, Bos R, Vander M, Busscher. Adhesion and surface aggregation of *Candida albicans* from saliva on acrylic surfaces with adhering bacteria as studied in a parallel plate flow chamber. Antonie Van Leeuwenhoek Vol 75 (4) 1999 351- 9
3. Yaldirim, Hasanreisoglu, Hasirci, Sultan. Adherence of *Candida albicans* to glow- discharge modified acrylic denture base polymers. J. Oral Rehabil 2005 Vol 32 (7) 518-25
4. Radford, Sweet, Challacombe, Walter. Adherence of *Candida albicans* to denture base materials with different surface finishes. J. Dent sep 1998 Vol 26 (7) 577-83
5. Zissis, Zois P, Yannikakiss A, Harrison A. Roughness of denture materials: a comparative study. Int. J. Prosthodont Marz- Apr 2000 Vol 13(2) 136- 41
6. Radford, Watson, Walter, Challacombe. The effects of surface machining on heat cured acrylic resin and two denture base materials: a scanning electron microscope and confocal microscope evaluation. J Prosthet Dent Aug 1997 Vol 78 (2) 200-8
7. Monsene P. Presence of microorganisms on the fitting denture complete surface: study in vivo. Journal of Oral Rehabilitation 2000 Vol 27 708-13
8. Donna L, Dixon, Larry C, Breeding, Tracy A. Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. The Journal of Prosthetic Dentistry February 1999 Vol 81 (2) 207-14

9. Dar- Odhe N S, Shehabi. Oral Candidiosis in patients with removable denture oral Candidiose bei Gebissträgern. *Mycoses* June 2003 Vol 46 (5-6) 187-91
10. Silva M J, Wander, Da Silva J, Pereira T, Del Bel A , Cunha C R, Rodriguez M. Influence of acrylic resin polymerization methods and saliva on the adherence of four *Candida* species. *The Journal of Prosthetic Dentistry* September 2006 Vol 96 (3) 205-11
11. Kuhar M, Nenad, Funduk. Effects of polishing techniques o the surface roughness of acrylic denture base resin. *J Prosthet Dent* Jan 2005 Vol 93 (1) 76- 85
12. Sipahi C, Anil N, Bayramli E. The effect of adquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *Journal of Dentistry* May 2001 Vol 29 (3) 197-204
13. Kúrzer G M. Efecto de la técnica de fabricación de los dientes de acrílico. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*2006 Vol 17 (2)34-45
14. Serrano G C. Estudio in Vitro de la adherencia de *Candida albicans* a las resinas acrílicas. Madrid, España. 2002
15. Berger J C. Surface roughness of denture base acrylic resin after processing and after polishing. *Journal Prosthodont* May- Jun 2006 Vol 15 (3) 180-6
16. Callaway As K. In vitro colonization of acrylic resin denture base materials by *Streptococcus oralis* and *Actinomyces viscosus*. *Journal Int. Dent.* April 2000 Vol 50 (2) 79- 85
17. Morgan T D, Wilson M. The effects of surface roughness and type of denture acrylic on biofilm formation by *Streptococcus oralis* in a constant depth film fermentor. *Journal of Applied Microbiology* July 2001 Vol 91 (1) 47 – 53
18. Kawai, Urano K, Ebisu S M. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J. Prosthet Dent* 2000 Vol 83 664- 67

19. Branting C, Sound M L, Linder L E. The influence of *Streptococcus mutans* on adhesion of *Candida albicans* to acrylic surfaces in vitro. Archives of Oral Biology 1989 Vol 34 (5) 347-353
20. Igor J. Pesum, Hodges J, Juey H. Lai. Effect of finishing and polishing procedures on the gap width between a denture base resin and two long- term resiliente denture liners. J. Prosthet Dent March 2002 Vol 87 (3) 311-318
21. Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. J Prosthetic Dentistry January 2005 Vol 93 (1) 76- 85
22. O'Donnell , Radford, Sinclair, Cark. Chairside polishing of heat- cured acrylic resin: an SEM and EDTA study. Int J. Prosthodont May- Jun 2003 Vol 16 (3) 233-8
23. Sofou A, Emmanoiul, Peutefeldt, Owall. The effect of different polishing techniques on the surface roughness of acrylic resin materials. Eur J. Prosthodont Restor Dent Sep-Dec 2001 Vol 9 (3-4) 117- 22
24. Waltimo T, Vallitu P, Haapasalo M. Adherence of Candida Species to newly polymerized and water- stored denture base polymers. Int J. Prosthodont Sep- Oct 2001 Vol 14 (5) 457-60
25. Nikawa, Nishimura, Makihira, Hamada, Sadamori, Samaranayake. Effect of serum concentration on Candida biofilm formation on acrylic surface. Mycoses May 2000 Vol 43 (3-4) 139-143
26. Nikawa H, Nishimura H, Hamada T, Yamashiro H, Samaranayake LP. Effects of modified pellicles on Candida biofilm formation on acrylic surfaces. Mycoses January 1999 Vol 42 (1-2) 37-40
27. Nikawa H, Nishimura H, Hamada T, Kumagai H, Saramanayake L P. Effects of dietary sugars and saliva and serum o Candida biofilm formation o acrylic surfaces. Mycopathology 2004 Vol 139 (2) 87-91

28. Shah N, Parkash H, Sunderam KR. Edentulousness denture wear and denture needs of Indian elderly a community- based study. Journal of Oral Rehabilitation. May 2004 Vol 31 (15) 467- 76
29. Pallegedara C, Ekanayake L. Tooth loss, the wearing of denture and associated factors in Sri Lankan older individuals. Gerodontology December 2005 Vol 22 193-99
30. Presci- Bardon C, Fosse T, Madinier I, Serre D. In vitro new dialysis protocol to assay the antiseptic properties of a quaternary ammonium compound polymerized with denture acrylic resin. J. Letters in Applied Microbiology September 2004 Vol 39 (3) 226-31
31. Fenlon, Sherriff, Walter. Factors associated with the presence of denture related stomatitis in complete denture wearers: a preliminary investigation. Eur J Prosthodont Restor Dent Dec 1998 Vol 6 (4) 145-47
32. Azzarri M J, Cortizo M S, Alessandrini J L. Effect of curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave- polymerised. J. Dent September 2003 Vol 31 (7) 463-468
33. Stafford G D, Bates J F, Huggett R, Handley R W. A review of the properties of some denture base polymers. Journal of Dentistry December 1980 Vol 8(4) 292-306
34. Nikawa H, Hamada T, Yamamoto T, Kumagai H. Effects of salivary or serum pellicles on the *Candida albicans* growth and biofilm formation on soft lining materials in vitro. Journal of Oral Rehabilitation 1997 Vol 24 594-69
35. Kolenbrander E P. Oral microbial communities: Biofilm, interactions and genetic systems. Annu Rev Microbiol. 2000 Vol 54 413-37
36. Yannikakis S, Zissis A, Polyzois G, Andreopoulos A. Evaluation of porosity in microwave- processed acrylic resin using a photographic method. The Journal of Prosthetic Dentistry June 2002 Vol 87 (6) 613-19

37. Taylor R, Maryan C, Verran J. Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finished. J. Prosthet Dent Nov 1998 Vol 80(5) 592-7
38. Verran J, Maryan C. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin silicone of different surface topography. J. Prosthet Dent May 1997 Vol 77 (5) 535- 9
39. Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmazs. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. Eur J. Oral Sci Feb 1998 Vol 106 (1) 588-93
40. Dorey J. Oral Mucosal Disorders in Denture Wearers. J Prosthet Dent 1985 Vol 53 210- 13
41. Ellen RP, Lépine G, Nghiem. In vitro models that support adhesion specificity I biofilms of oral bacteria. Adv. Dent Res 11 33-42
42. Bloomquist CG, Reilly BE, Liljemark WF. Adherence accumulation and cell division of a natural adherent bacterial population. J Bacteriol Feb 1996 Vol 178 (4) 1172-7
43. Quirynen M, Bollen. The influence of surface roughness and surface- free energy on supra – and subgingival plaque formation in man. J. Clin Periodontol 1995 Vol 22 1-14
44. Okita N, Orstavik D, Ortavits, Ostby. In vivo and in vitro studies on soft denture materials: microbial adhesion and tests for antibacterial activity. Dent Mater 1991 Vol. 7 155-160
45. Tuomasw. Adherence of *Candida albicans* to the surface of polymethylmethacrylate- E glass fiber used in dentures. J Int Prosthodont 1999 Vol 12 83-86

46. Willershausen B, Callaway A, The influence of oral bacteria on the surface of resin based dental restorative materials- an in vitro study. J Int Dental 1999 Vol 49 231-39
47. Kolenbrander PE, Andersen RN, Blehert Ds, Eglad PG; Foster JS. Communication among oral bacterial. Microbiol Mol Biol Rev. Sep 2002 Vol 66 (3): 486-505
48. Ozawa D J. Estomatología Geriatrica. México: Trillas; 1994: 1-40
49. Major M. Ash, Ramford S. Oclusión. 4 ed. DF, México: Ed Mc Graw – Hill Interamericana Editores S.A. de C.V; 1996 1-44
50. Winkler. Prosdoncia Total. Ed. Limusa, México 1999: 1- 21
51. Osborn J. Tecnología y Materiales dentales. Editorial Limusa S.A de C.V México 1987, pp 240-59
52. Guzmán H J. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 3ª ed Editorial Ecoe ediciones. Bogota, Colombia: 2003 180-83
53. Barceló F H, Palma J M. Materiales dentales Conocimientos básicos aplicados. 2a edición, Mexico 2004, Editorial Trillas p.p. 62-65, 222-232
54. Especificación N° 12 de la Asociación Dental Americana para polímeros de base de dentaduras, JADA, February 1975. Vol. 90
55. Anusavice, La ciencia de los materiales dentales de Phillips. 11 ed. Ed Elsevier. España S.A. 2004: 143-169, 721-757.
56. Cova N. Biomateriales dentales, Editorial Amolca, Colombia 2004: 316-323
57. John F. Wolfaardt, Meter Cleaton- Jones and Paul Fatti. The occurrence of porosity in a heat- cured poly (methyl metacrylate) denture base resin. The Journal of Prosthetic Dentistry. March 1986 Vol 55 (3) 393-98
58. Ficha técnica **LUCITONE 199** Dentsply®
59. Ficha técnica **PROBASE HOT** Ivoclar Vivadent®
60. Ficha técnica **NICTONE 509** manufacturera dental continental s.a. de c.v.

ANEXOS

FICHA TÉCNICA LUCITONE 199Dentsply®

Indicaciones de uso:

LUCITONE 199

La resina esta indicada para la fabricación de aparatos prostodónticos.

Contraindicaciones:

La resina de LUCITONE 199 esta contraindicada para los pacientes y usuario con una historia de reacciones alérgicas de los monómeros de metilmetacrilato.

Tipo y clase (según la ADA Spec. 12)	Tipo 1, Clase 1
Temperatura de almacenamiento para polvo y líquido	15-26°C
Proporción de polvo/ líquido	21g (32cc)/ 10 ml
Tiempo de mezcla (tiempo necesario para mojar todas las partículas)	15-30 seg
Tiempo para alcanzar la plasticidad del empaquetado @23±1°C	9±2 minutos
Tiempo de preparación	10±4 minutos
Material utilizado para preparar el molde	yeso
El rango de la temperatura de la mufla durante el empaquetado	debe de estar entre la temperatura ambiente y 43°C/110°F
Tiempo recomendado de curado y temperatura	
Primer etapa	1- ½ horas a 72 °C (163°F)
Segunda etapa	½ hora a 100°C (212°F)
Tiempo alternativo de curado y temperatura	9 horas a 72°C (163°F)
Método de enfriamiento del recipiente, tiempo y temperatura	
Primera etapa	½ hora al aire a 15-26°C (60-80°F)
Segunda etapa	¼ de hora en agua a 15-26°C (60-80°F)

INSTRUCCIONES PASO POR PASO

PROPIEDADES Y PROCEDIMIENTOS RECOMENDADOS:

La tabla anterior describe las propiedades típicas de la resina LUCITONE 199, más las temperaturas recomendadas y otra información importante para el proceso. Encontrará información más detallada a continuación.

Recipiente: Utilice métodos convencionales de compresión del molde y yeso para recipiente.

ELIMINACIÓN DE LA CERA:

Ablande la cera en agua hirviendo durante unos 6 minutos. Separe el recipiente y quite la cera, aclarándola con una solución de agua hirviendo a la que se habrá añadido una solución de detergente. Utilice agua limpia hirviendo para el aclarado final. NO USE DISOLVENTES DE CERA. Asegúrese de que la cáscara no tenga ni cera ni grasa.

SUSTITUCIÓN DEL PAPEL DE ALUMINIO POR SEPARADOR AL- COTE:

Aplique el Separador AL-COTE abundantemente en las zonas del molde caliente (a unos 48°C o 120°F) que van a estar en contacto con la resina. Quite el exceso de capa de AL-COTE con un cepillo seco. (El separador AL-COTE no forma una película en los dientes). La capa del separador AL-COTE deberá de estar completamente seca aproximadamente 3 minutos después de la aplicación antes de empaquetar la resina.

IMPORTANTE: mida el polvo y el líquido con precisión. Procure que no bata el aire de la mezcla por agitar demasiado la espátula.

MEZCLA:

Para asegurar la uniformidad del color, agite el frasco que contiene el polvo (con un movimiento oscilante) para prevenir la concentración de pequeñas partículas en la parte inferior del frasco. Añada 1 unidad de polvo de 21g (32cc) a 10 ml de líquido. Agite suficientemente (15 segundos) para asegurar que el líquido llegue a todas las partículas de polvo. No mezcle demasiado los ingredientes. Cubra la jarra de mezclas para permitir que el material alcance la consistencia del empaquetado (aproximadamente 9 minutos a una temperatura ambiente de 22 °C -73 ± 2°F) En los paquetes de la Resina LUCITONE 199 encontrará un medidor para el polvo y para el líquido. La siguiente tabla le indica las proporciones correctas para distintos casos.

MUFLA	POLVO	LÍQUIDO
Extra grande	42cc	13ml
Grande	32cc	10ml
Normal	26cc	8ml
Parcial	19cc	6ml

EMPAQUETADO:

La resina LUCITONE 199 debe de ser empaquetada en una mufla caliente entre la temperatura ambiente y una temperatura de 43°C – 110°F. se sabe cuando es correcta la consistencia del empaquetado si la masa de la resina no está pegajosa, ni gomosa. Quite la masa de la resina de la jarra y presiónela con los dedos para adaptarla al molde.

TIEMPO DE PREPARACIÓN:

El tiempo que tarda la Resina LUCITONE 199 es de aproximadamente, 10 minutos. No empaquetar nunca después de pasado el tiempo de preparación o si el material se ha vuelto gomoso.

CURA:

Sumerja el recipiente cerrado (bloqueado por compresión o por las abrazaderas) en agua a 72 °C (163°±2 °F) durante 1 hora y media. A continuación, sumerja media hora en agua hirviendo. Se comprobará periódicamente de la temperatura del agua que se recomienda tomar con un termómetro de precisión. Cura alternativa: 9 horas en agua a 72°C (163°F ±2°F). no es necesario hervir.

CURA DE CARCASAS EXTREMADAMENTE GRUESAS:

Los casos extremadamente gruesos requieren un manejo especial para prevenir la porosidad y que la superficie se encoja en exceso. Se debería emplear el siguiente procedimiento:

1. Empaque el material una vez que alcance una consistencia firme, como de masilla (aproximadamente 12 minutos a 23°C- 73 ±2 °F).
2. Presionar bien durante el empaquetado, cerrando el recipiente lentamente y realizando el empaquetado de prueba al menos tres veces.
3. El recipiente cerrado debe estar bajo presión durante 30 minutos antes de la cura.
4. Utilice el método de cura alternativo como se ha explicado.

ENFRIAMIENTO:

Saque y enfríe el recipiente a temperatura ambiente durante 30 minutos. A continuación, sumérjalo en agua fría (15-26°C -60-80°F) durante 15 minutos antes de sacarlo.

ACABADO Y PULIDO:

La dentadura se deberá acabar y pulir de manera habitual.

REPARACIÓN Y SUSTITUCIÓN:

Las sustituciones o reparaciones de la dentadura completa deberán de realizarse con MATERIAL DE REPARACIONES DENTSPLY ® para curas o MATERIAL PARA REPARACIONES LUCITONE 199 según las instrucciones que se han dado. Si se desea la reparación o sustitución también se puede hacer con las técnicas habituales, utilizando solamente la Resina LUCITONE 199. Curar en agua a 72 °C (163°F) durante 9 horas- no hervir.

FICHA TÉCNICA PROBASE HOT Ivoclar Vivadent®

Descripción del producto

ProBase Hot marca un nuevo estándar de calidad de las resinas termocurables en cuanto a la manipulación, estabilidad de forma y color, así como el máximo confort para los pacientes. El protésico dispone de diversos colores. Gracias a las diferentes variantes de polimerización, el protésico encontrará muchos campos de aplicación.

Ventajas

- Aplicación en la técnica de empaquetado
- Libre dosificación dentro de los límites normales (aprox. 10%)
- Agradable manipulación.
- Color adaptado a la gama de colores ProBase Cold y SR Ivoclar
- Diferentes variantes de polimerización
- Estabilidad de color y de forma
- Responde a EN ISO 1567, tipo 2
- Sistema de embalaje ecológico

Composición

(% en peso)

Polvo:

Polimetilmetacrilato	95.8%
Plastificante	3.5%
Peróxido de benzoílo	0.6%
Pigmentos	<0.1%

Líquido:

Metilmetacrilato	91.9%
Dimetacrilato (reticulente)	8.0%
Catalizador	0.1%

Indicaciones

- Prótesis total
- Prótesis parcial
- Prótesis combinada
- Rebases

Contraindicaciones

- Evitar el contacto del material sin polimerizar con la cavidad bucal.

Instrucciones de uso

Preparación

Aplicar dos capas de Separating Fluid Ivoclar sobre los modelos de yeso escalados y húmedos. Una vez aislados dejar secar bien. Para asegurar la unión con el material de prótesis, crear retenciones en los dientes y humectar con monómero.

- Aplicar dos capas de separador
- Enmuflar con yeso el modelo de cera

Dosificación

- Proporción ideal de mezcla para una prótesis:
 - 22.5g de polvo: 10ml de líquido
- Con sistema de dosificación:
 - 1 marca del vaso de dosificación de polímero:10ml de monómero

Sistema de dosificación

La utilización del sistema de dosificación que incluye el envase garantiza una proporción de mezcla ideal y una mínima contracción de polimerización de ProBase Hot. El vaso de dosificación del polímero lleva marcadas las cantidades para una o dos prótesis de tamaño medio. El vaso de dosificación presenta una escala en mililitros medir siempre las cantidades indicadas.

Dosificación libre dentro de los límites normales (Aprox. 10% de variación)

Verter la cantidad necesaria del monómero en el vaso de mezcla y añadir el polímero. Dejar reposar y retirar el sobrante de polímero. Si el contenido de monómero es excesivamente elevado se modifica el color y la manipulación. Además influye en la polimerización. Esto puede provocar irritación de la mucosa bucal.

Mezcla

Mezclar bien con una espátula el polvo y el líquido en la proporción de mezcla deseada. Dejar reposar la mezcla en un vaso de mezcla cerrado durante unos 8-10 minutos a temperatura ambiente (23°C).

Margen de manipulación

Pasado el tiempo de reposo y en cuanto el material no se adhiera a los dedos, puede manipularse durante unos 20 minutos a 23°C.

- Las proporciones de mezcla libres pueden cambiar el tiempo de reposo y de trabajo.
- Mezclar bien el polvo y el líquido
- Mezcla y margen de la manipulación dependen de la y temperatura.

Prensado

Empaquetar la masa de resina con exceso en la mufla templada (40°C) y previamente aislada. Cerrar con cuidado, colocar en la prensa con 80 bar. de presión y fijar con la brida.

Mantener la presión de prensado.

Polimerización

La polimerización puede llevarse a cabo según diversos métodos:

Métodos estándar (método recomendado)

Introducir la mufla en agua fría, calentar a 100°C y dejar hervir a 45 minutos.

Variantes

- Introducir la mufla en agua fría, calentar a 70°C y mantener durante 30 minutos. A continuación calentar a 100°C y hervir durante 30 minutos.
- Introducir la mufla en agua caliente a 70°C y mantener durante 60 minutos. A continuación calentar a 100°C y hervir durante 30 minutos.
- Introducir la mufla directamente en agua hirviendo. Una vez que el agua hierva de nuevo mantener la mufla durante 40 minutos. ¡indicado sólo para prótesis de tamaño medio!
- Introducir la mufla durante 9 horas en agua a 70°C y dejar enfriar manteniéndola una noche en el mismo agua.
- Polimerizar la mufla durante 10 horas a 80°C en un horno de secado.

Como norma general, el contenido del monómero residual disminuye aumentando la temperatura de polimerización y prolongando el tiempo de polimerización.

Para un contenido óptimo de monómero residual se recomienda el método estándar.

Enfriamiento

Mantener la mufla durante 30 minutos al aire y terminar de enfriar en agua fría.

Desmuflado y acabado

Abrir la mufla ya fría y eliminar el yeso. Llevar a cabo controles de oclusión en la prótesis y seguidamente proceder a repasar, prepulir y pulir a alto brillo.

Posibilidades de reparación y corrección de ProBase Hot

Las reparaciones y correcciones se pueden llevar a cabo con el material autopolimerizable ProBase Cold según la técnica de vertido. Para ello, repasar bien con una fresa en las zonas de unión y humectar bien con monómero. El monómero residual tras la polimerización con el método estándar es de 2.2 %

El material ha sido fabricado para su uso dental y debe manipularse según las instrucciones de uso. El fabricante no se hace responsable de los daños ocasionados por otros usos o una manipulación indebida. Además, el usuario esta obligado a comprobar, bajo su propia responsabilidad, antes de su uso si el material es apto para los fines previstos, sobretudo si estos no figuran en las instrucciones de uso.

FICHA TÉCNICA DE NICTONE 309 manufacturera dental continental s.a. de c.v.

Medidas para evitar accidentes

Antes de limpiar cualquier derrame o fuga, los involucrados deben de utilizar equipo de protección personal adecuado (goggles, guantes, etc.) trapee para evitar el peligro de deslizarse trate de evitar levantar partículas en el aire al trapear los desechos trátelos de acuerdo a sus leyes de su estado y regulaciones federales, lave todas las áreas afectadas con mucho agua y jabón quite cualquier ropa contaminada y lávela antes de usarla.

Manejo y almacenaje:

Precauciones para su manejo:

Utilícelo en áreas bien ventiladas, evite el contacto con los ojos, piel y ropa evite respirarlo mantenga su higiene personal y el área limpia.

Precauciones para su almacenaje:

Almacene los contenedores en un lugar fresco y seco, lejos de la luz directa del sol u otras fuentes de calor, o fuentes de intenso calor manténgalo cerrado para prevenir absorción del agua y contaminación.

Prácticas industriales de higiene:

Evite el contacto prolongado con el producto, utilice un área bien ventilada después de su uso lave las manos y piel expuesta con jabón y agua no coma, beba o fume mientras maneja el producto.

Propiedades físicas y químicas

Apariencia: Fina clara a polvo pigmentado

Olor: En cantidades muy grandes puede causar mareo

pH: ND

Punto de ebullición: NA

Punto de congelamiento: ND

Viscosidad: NA

Gravedad específica (H₂O =1): NA

Presión de vapor: NA

Porcentaje de volatilidad: NA

Densidad del vapor: NA

Rango de evaporación (BUAC=1): NA

Densidad del vapor AIR=1 na

Rango de evaporación (BUAC= 1) ND

Solubilidad en agua: insoluble

Coefficiente de distribución de agua/aceite ND

ESTABILIDAD Y REACTIVIDAD

Condiciones a evitar:

Calentar arriba de 240 °C, 464 °F

Materiales incompatibles a evitar:

Agentes fuertes oxidantes.

Productos peligrosos de descomposición:

Monómero de metacrilato y óxidos de carbón cuando son quemados.

Polimerización peligrosa: No ocurre

Estabilidad: Estable

Instrucciones paso a paso para el acrílico NicTone 309

NicTone 309 es un acrílico de alto impacto, el cual no requiere equipo extraordinario para su proceso.

- a) Enmuffle, desencere, lave y aplique separador en la mufla y contramufla de la manera tradicional.
- b) Agite el frasco de polvo.
- c) Medidas: el estuche proporciona probetas para la medición de polvo y líquido.

RELACIÓN DE MEDIDAS

Tipo	Polvo	Líquido
Superior	33cc	11ml
Inferior	27cc	9ml
Parcial	21cc	7ml

- d) Mezcle durante 30 segundos y tape.
- e) Deje reposar por 9 minutos a una temperatura ambiente de 22°C hasta alcanzar el periodo plástico. Este periodo se caracteriza porque ha dejado de ser fibroso y ya no se adhiere a las paredes del recipiente ni a los dedos. Tenga cuidado de no incluir en el amasado residuos resacos de acrílico que suelen aparecer en los bordes de los recipientes.
- f) Empaque de forma tradicional habiendo colocado previamente una capa uniforme de separador yeso/acrílico Sepya.
- g) Prese suavemente, permitiendo que los excesos fluyan con libertad, elabore recortes y vuelva a prensar.
- h) Introduzca su mufla en una prensa brida y llévela al agua a una temperatura de 65°C-70°C, manteniéndola por 1½ horas, enseguida eleve la temperatura del agua a punto de ebullición por media hora más.
Nota: para casos exageradamente gruesos cure a 74 °C durante nueve horas sin hervir al final
- i) Retire y deje enfriar al medio ambiente por lo menos 20 minutos. No se lleve la mufla inmediatamente al agua fría, esto podría ocasionar distorsiones o grietas a la prótesis.
- j) Pulido, para alcanzar un excelente terminado use en su taza Pulecristil