

73
2ej



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

EL PROCESADO DE ACRILICOS CON
MICROONDAS: ESTUDIO COMPARATIVO DE
POROSIDAD EN 3 TIPOS DE ACRILICOS
COMERCIALES.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A N :
CONTRERAS MORALES CLAUDIA ISABEL
GARCIA BECERRA RAQUEL MAYO

TUTOR: DR. ARMANDO LOPEZ SALGADO.

ASESOR: DR. HUMBERTO BARCELO SANTANA.



MEXICO, D. F.

1998

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

258096



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.

A LA UNAM POR EL ESPACIO Y LA OPORTUNIDAD PARA NUESTRA FORMACION ACADEMICA.

AL DR. ARMANDO LOPEZ SALGADO POR SU AMISTAD Y ASESORIA SIN LA CUAL NO HUBIERA SIDO POSIBLE LA REALIZACIÓN DE ESTE TRABAJO.

A LOS DOCTORES:

HUMBERTO BARCELO SANTANA

CARLOS MORALES ZAVALA

JORGE GUERRERO IBARRA

GABRIEL SAEZ ESPINOLA

GRACIAS POR SUS OBSERVACIONES Y APORTACIONES PARA ESTE TRABAJO.

INDICE

Paginas.

| | |
|--|-----------|
| RESUMEN | 3 |
| INTRODUCCION | 6 |
| ANTECEDENTES | 9 |
| RESINAS ACRILICAS | 13 |
| A. DEFINICION | 14 |
| B. CLASIFICACION | 15 |
| C. TIPOS DE RESINAS | 20 |
| D. COMPOSICION (POLIMETILMETACRILATO) | 23 |
| E. PROPIEDADES | 25 |
| F. REQUISITOS DE LAS RESINAS | 28 |
| G. VENTAJAS Y DESVENTAJAS | 29 |
| POLIMERIZACION | 31 |
| INHIBICION DE LA POLIMERIZACION | 35 |
| POROSIDAD | 37 |
| REVISION DE LA ESPECIFICACION NO. 12 PARA POLIMEROS DE BASE DE DENTADURA DE LA ASOCIACION DENTAL AMERICANA. | 40 |
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 65 |
| JUSTIFICACION | 66 |
| HIPOTESIS | 67 |
| OBJETIVOS | 68 |
| OBJETIVO GENERAL | 68 |
| OBJETIVOS ESPECIFICOS | 69 |
| METODO | 70 |
| PROCEDIMIENTO | 72 |
| MATERIAL Y EQUIPO | 84 |

| | |
|------------------------------|------------|
| RESULTADOS | 87 |
| ANALISIS ESTADISTICO. | 90 |
| DISCUSION | 100 |
| CONCLUSIONES | 103 |
| BIBLIOGRAFIA | 105 |

RESUMEN

En la odontología el polimetilmetacrilato es la resina más utilizada para la elaboración de dentaduras artificiales. La polimerización de esta resina es una reacción adicional que requiere de activación de un iniciador, como lo es el peróxido de benzoilo, para producir radicales libres. El procedimiento de polimerización ocurre cuando los radicales libres rompen las uniones dobles del metilmetacrilato, creando una reacción en cadena en el cual el monómero se agrega a los radicales libres.

Generalmente el procesado de acrílicos se lleva a cabo en moldes de bronce (muflas) para el moldeado de la resina mientras que esta se encuentra en una etapa blanda, el curado convencional de la resina usualmente se realiza en un baño de agua a una temperatura de 65 grados centígrados (°C) manteniendo la mufla dentro del agua durante un largo periodo de tiempo.

Con el uso de microondas para procesar acrílicos se han reportado algunas ventajas como poder reducir el tiempo de trabajo, sin embargo también se ha reportado que existe una mayor porosidad en las dentaduras

El presente trabajo pretende demostrar que al utilizar correctamente factores como tiempo de curado y una técnica adecuada se logra reducir la porosidad.

Se eligieron 3 diferentes marcas de acrílicos, se elaboraron 25 especímenes de 1cm x1cm x 3cm para cada marca de acrílico y se polimerizaron a una temperatura de 500 watts y a un tiempo de 3 minutos a un poder "HI" según la técnica sugerida por William J. Pagan; posteriormente se curaron otras 75 muestras de iguales características que las anteriores, solo que realizamos una variación en cuanto al tiempo (13 minutos a un poder "LOW" 80-90 watts y minuto y medio a un poder "HI" 500 watts). Para determinar la porosidad existente todas las muestras fueron seccionadas por la mitad, teñidas y fotografiadas (diapositivas), para posteriormente proyectar la imagen y llevar a cabo el conteo de los poros existentes; esta técnica fue utilizada por Thad R. Taubert y es mencionada en su artículo Controlando la porosidad en acrílicos procesados con microondas.

Los resultados obtenidos se evaluarón estadísticamente; con los resultados obtenidos se demostró que el acrílico Acron GC al ser sometido a cualquiera de los dos tiempos sugeridos no presenta ningún grado de porosidad; el acrílico marca Nictone presenta un incremento en la porosidad al ser curado durante 3 min ("HI" 500 watts); logramos reducir dicho incremento,

al curarlos por un tiempo de 13 minutos ("LOW" 80-90 watts) y minuto y medio ("HI" 500 watts) y el acrílico marca Proalon presenta una porosidad excesiva al ser curado a cualquiera de los dos tiempos empleados.

INTRODUCCION

Las resinas acrílicas se empezaron a usar en los años de 1936-1940 principalmente por el Doctor Dappen y el Doctor Schuebel en Alemania. Los polímeros de acrílico se introdujeron por primera vez como material de base de dentaduras en 1937.

La resina acrílica llamado acrílico es una resina sintética, cuerpo químico artificial derivado del ácido acrílico análogo a la resina o polimetilmetacrilato de metilo. Se presenta en forma de polvo y líquido. El líquido es la forma monómera del metacrilato y el polvo o polímero es la forma polimerizada del monómero líquido.

La resina acrílica termocurable es el material más popular empleado en las bases de dentadura; para su procesamiento se utiliza el método de termocurado lento, también llamado método convencional, en el cual la polimerización del acrílico se lleva a cabo en baño de agua caliente a 65°C por un periodo de nueve horas. Existe otra técnica de duración corta que eleva la temperatura a 70°C (158°F) durante una hora a hora y media, más 30 minutos a una hora a 100°C (212°F). No obstante que se acorta el tiempo de trabajo durante el procesado, existe el inconveniente de no obtener tan buenos resultados como el método convencional.

Desde hace algunos años, las resinas acrílicas han sido modificadas, no solamente para perfeccionar sus propiedades físicas y mecánicas, si no también se ha buscado mejorar las técnicas de laboratorio tales como el empleo de luz visible, la inducción y la introducción de microondas.

El uso del horno de microondas para procesar resinas acrílicas en laboratorios dentales es cada día más amplio, a diferencia del calor de conducción y calor dieléctrico es que con el método dieléctrico, lo de adentro y lo de afuera se calienta igualmente, y la temperatura se eleva más rápido; entonces cuando se colocan materiales dieléctricos en el campo de microondas, toma lugar un especie de fricción molecular y los materiales dieléctricos se calientan más rápidamente. El horno de microondas produce ondas electromagnéticas; estas ondas pueden generar calor dentro de la resina acrílica. Las ondas electromagnéticas son producidas mediante un generador llamado magnetrón. Los hornos de microondas domésticos emplean una frecuencia de 2450 megahertz (Mhz) que da una longitud de onda de aproximadamente 12 cm. (4.8 pulgadas). Las moléculas de metilmetacrilato son capaces de orientarse a sí mismas en el campo electromagnético de las microondas y a una frecuencia de 2450 Mhz, su dirección cambia cerca de cinco billones de veces por segundo. En consecuencia, ocurren numerosas colisiones intermoleculares y causan un rápido calentamiento. Debido a que las microondas no pasan a través del metal, las muflas convencionales de

metal no pueden ser utilizadas cuando se calienta la resina acrílica directamente; así que es necesario emplear mullas diseñadas especialmente.

El procesado de acrílicos mediante microondas tiene la ventaja de poder ahorrar una gran cantidad de tiempo. La resina curada en un horno de microondas tiene una proporción más baja de monómero residual y las mismas propiedades físicas que la resina curada por el método convencional, pero los laboratorios dentales pueden rehusarse a emplear el horno de microondas debido a que se ha reportado un incremento en la porosidad.

El propósito de esta investigación es comparar y determinar el porcentaje de porosidad existente en tres diferentes acrílicos, dos de ellos son para ser procesados con el método convencional y el último es específico para ser procesado en un horno de microondas. Esperamos aportar algún avance más a los estudios previos realizados; por ejemplo el poder emplear acrílicos termocurables para ser polimerizados en un horno de microondas, logrando con ello bajar los costos en el procesamiento.

ANTECEDENTES

En 1968 el Doctor Nishii y el Doctor Hashimoto¹² aportaron las primeras investigaciones en que las resinas acrílicas fueron polimerizadas mediante microondas, pero el uso de su técnica fue rechazada debido a que se presentaban problemas de porosidad y un curado insuficiente. La energía de microondas era generada en un oscilador magnetrón y era transferida a una cámara de calor y la mufla con la resina era radiada. Durante la radiación, la radiación es absorbida por el objeto radiado y es cambiada instantaneamente a calor (calentamiento dieléctrico).

Posteriormente en 1983 el Doctor H. Kimura⁷ del Japón, introdujo a la profesión odontológica el uso de un horno de microondas para procesar las dentaduras artificiales. Fue hasta 1985 cuando el Doctor Kimura y el Doctor Teraka diseñaron unas muflas especiales fabricadas de plástico de fibra reforzada (FRP) que se aprietan con tornillos de policarbonato. Estas muflas reemplazaron las muflas bronce, porque al usar el horno de microondas con las muflas metálicas había reflexión de las microondas.

Kimura⁸ comparó la adaptabilidad de los acrílicos curados por medio de un horno de microondas con aquellas curadas por baño de agua. Kimura reportó las siguientes ventajas: reducción en el tiempo de curado, disminución en el tiempo de formación de masa, una masa más homogénea, cambios

mínimos de color, menor fractura de los dientes artificiales y base de dentadura y una adaptabilidad superior.

Algunos investigadores, por ejemplo Reitz¹⁹ reportó una desventaja en 1985, descubrió que existía una porosidad en las secciones más gruesas de la resina, pero se disminuía la porosidad bajando el voltaje e incrementando el tiempo de curado utilizando una mesa giratoria. En 1987 Westpal, Tiebout y Doori²⁵ descubrieron que en muestras más gruesas procesadas mediante horno de microondas presentaban porosidad. Troung y Thomas²⁶ asociaron el incremento de la porosidad con el tiempo de procesado y el voltaje. Sanders²² reportó que existía una porosidad sin importar el método que se utilizara. Bafile¹ comparó la porosidad total en la resina curada con horno de microondas con la resina curada con el método convencional, no encontrando diferencias significantes entre ambos métodos.

Tetsuya Takamata²⁵ et al estudiaron la exactitud dimensional de las resinas acrílicas activadas de la siguiente manera: mediante calor, mediante luz visible y mediante un horno de microondas; encontrando que la resina procesada con agua hirviendo era la que presentaba la menor adaptación.

En 1987 J.P. De Clerck⁵ realizó una investigación sobre la polimerización de resinas acrílicas utilizadas en prótesis dentales procesadas

en un horno de microondas, creando un método para llevar a cabo el procesamiento de las resinas acrílicas.

Bernard Levin¹⁰ y colaboradores en 1989 realizaron una investigación sobre las propiedades físicas de las resinas procesadas con horno de microondas concluyendo que las propiedades físicas de estas resinas eran aproximadas a las resinas curadas por el método convencional.

Phillip W. Wallace²⁷ et al en 1991 estudiaron la exactitud dimensional de las bases de dentaduras curadas con horno de microondas comparadas con las curadas por el método convencional , llegando a la conclusión de que las bases de dentaduras procesadas con horno de microondas tenían una exactitud dimensional igual o mejor que las procesadas por el método convencional, además el método con horno de microondas es más limpio y más eficiente.

En 1992 Sherman Salim²¹ et al compararon la exactitud dimensional de especímenes rectangulares de acrílicos curados por tres métodos de procesado.

William J. Pagan¹⁵ creó una técnica para el procesamiento de dentaduras artificiales y de elastómeros de silicón procesadas con horno de microondas.

Thad R. Taubert²³ realizó un estudio en donde se investigaban la técnica de curado en banca, el tiempo de procesado y el voltaje en cuanto a la porosidad de la resina acrílica procesada.

RESINAS ACRILICAS

Los plásticos también llamados frecuentemente polímeros han tenido numerosas aplicaciones en odontología. Aunque su uso ha sido utilizado principalmente al área de la prostodoncia, también son empleados en operatoria, ortodoncia, etc,. Los primeros materiales plásticos desarrollados para la elaboración de prótesis fueron la vulcanita, el celuloide y la bakelita; actualmente se encuentran polímeros : acrílicos, vinílicos, de estireno y epóxicas, de los cuales los acrílicos son los más empleados en la elaboración de prótesis, ya que los demás polímeros presentan algunas limitaciones tales como absorción de saliva, dificultad al moldearlos o son tóxicos.

Los acrílicos tienen diferentes aplicaciones, dependiendo si son flexibles o rígidos. Los flexibles se emplean en la elaboración de prótesis maxilofaciales, construcción de orejas, narices y otras prótesis; los acrílicos rígidos son usados en la elaboración de bases de prótesis dentales, ya sean parciales o totales.

A. DEFINICION

Los plásticos son compuestos no metálicos, sintéticos que a través de diferentes procesos (calentamiento, trituración y moldeo), son transformados en productos útiles.

Se define a las resinas como “un término amplio usado para indicar sustancias orgánicas, usualmente translúcidas o transparentes, solubles en éter, etc., pero no en agua. Se denominan de acuerdo a su composición química, estructura física y medio para su activación y curado. Ejemplos: resina acrílica, resina autopolimérica, resina sintética, resina de estireno, resina de vinilo.”¹

La palabra polímero deriva de la palabra “poli” que significa muchos, y “mero” que significa miembro. Es decir una molécula compuesta de muchas unidades estructurales.

¹ Materiales Dentales en Odontología, Reesbick pag. 285.

B. CLASIFICACION

Los polímeros se pueden clasificar de la siguiente manera:

1.POR SU ORIGEN

a) Naturales. Se elaboran a partir del exudado de troncos de plantas como el ámbar, colofonia, sandaraca, copal, etc..

b) Sintéticas. Han desplazado en su uso a las naturales, según el tipo de polimerización o formación de cadenas se clasifican en aquellas en las cuales la polimerización viene acompañada de formación de productos secundarios se denomina de condensación. Un segundo grupo produce cadenas por adición o suma de moléculas.

Estas resinas se clasifican de acuerdo a su tipo de polimerización en:

Resinas sintéticas de policondensación de las cuales las más empleadas son fenoplásticas (bakelita), aminoplásticas (melamina), gliceroftálicas (barnices y esmaltes al horno) y las superpoliamidas de las cuales destaca el nylon, muchas de estas resinas se han empleado en la elaboración de aparatos y bases de dentaduras, pero sin éxito.

2. POR SU APARICION CRONOLOGICA

1855. Se descubrió el hule vulcanizado (vulcanita).

1868. Se descubrió el primer plástico moldeable (celulode).

1870. El celuloide es empleado para hacer bases de dentadura.

1909. La resina de fenol-formaldehido fue descubierta por el Dr. Leo Baekeland (bakelita).

1924. Las resinas fenólicas se utilizan como material de base para dentaduras, pero presentaban desventajas como resistencia variable, cambio de color e inestabilidad dimensional.

1930. Se probaron y descartaron polimerizados de cloruro de vinilo, acetato de vinilo modificaciones de la bakelita, plásticos de celulosa etc. Las desventajas que presentaban eran: falta de estabilidad dimensional, métodos difíciles de procesado, fragilidad y elevado costo.

1937. Introducción de la Vernonite por el Dr. Walter Wright. Era un metacrilato de polimetilo que resultó ser el material más satisfactorio probado hasta ese tiempo.

3. POR SU COMPORTAMIENTO TERMICO

a) Termoplásticos. Su presentación es en polvo, se ablandan con el calor para poder ser moldeadas con presión, para después ser enfriadas, en este proceso no se experimenta ningún cambio químico. Materiales de este grupo que se utilizan como base de dentadura son el celuloide, el nitrato de celulosa, la resina de vinilo, el nylon, el policarbonato y la resina acrílica.

b) Termoestables. Estas resinas para poder llevar a cabo su polimerización requieren de agentes químicos (iniciadores y activadores). A este grupo corresponden las resinas epóxicas, se moldean mientras están en estado líquido; se han proclamado numerosas ventajas, sin embargo, se ha comprobado que presentan demasiadas desventajas, por lo cual su uso no se difundió.

c) Termocurables. Este tipo de resina para llevar a cabo su polimerización requiere de calor y un producto químico, llevándolo a cabo una reacción química. Estas resinas no se funden ni solubilizan, son las que se emplean en la elaboración de dentaduras.

4.POR EL TIPO DE REACCION DURANTE LA POLIMERIZACION

Autocurables. Son activados mediante agentes químicos y polimerizan al medio ambiente, experimentando cambios químicos.

C. TIPOS DE RESINAS

Existen diversos tipos de resinas. Se mencionan aquellas que han sido de interés en odontología, aún cuando no todas tuvieron el éxito que se esperaba, ya que presentan algunas desventajas. No obstante se describirá ampliamente las resinas acrílicas ya que son las únicas con las que se obtienen resultados óptimos en cuanto a la elaboración de dentaduras.

Las resinas usadas en odontología son las siguientes:

1. Resinas Vinílicas. Derivan del etileno, se emplean el cloruro de vinilo y las de acetato de vinilo, con las propiedades de este grupo se pensaba que darían éxito al ser utilizadas como base de dentaduras, pero presentaban fracturas después de un tiempo; además el método de procesamiento es difícil.

2. Poliestirenos. Son resinas termoplásticas, resistentes a agentes químicos y estables a la luz, han sido usadas como base de dentaduras muy limitadamente. La resina es presentada en forma de barra la cual se calienta con la finalidad de ablandarla e inyectarla en un molde por medio de un equipo especial. La polimerización de esta resina se lleva a cabo por adición.

3. Policarbonatos. Son plásticos más duros y fuertes, las propiedades físicas de estas resinas son ligeramente superiores a las de polimetilmetacrilato, pero se requiere de un equipo elaborado para su procesamiento, además, presentan algunas desventajas tales como mayor flexibilidad, menor densidad, dificultad en el pólido, etc..

4. Resinas epóxicas. Son resinas que se moldean cuando se encuentran en un estado líquido y son termoestables, se han descrito numerosas ventajas; pero su uso en la elaboración de base de dentaduras no se difundió ya que también presentan demasiadas desventajas; pero su uso en operatoria dental y cosmética es amplia.

5. Resinas acrílicas. Es el grupo de resinas de mayor aplicación en la elaboración de prótesis, dientes artificiales, ortodoncia, cirugía, etc.. Derivan del etileno y poseen un grupo vinílico.

Se usó como base de dentadura en 1930, pero fué hasta 1937 cuando se presento en forma de monómero en líquido y de un polímero en polvo.

El metilmetacrilato es un líquido transparente muy volátil e inflamable, se le denomina monómero, si sus moléculas se activan con calor, luz o algún producto químico se unen con otras y se forman moléculas más grandes; logrando con ello cambiar el líquido en un estado sólido, el cual es llamado

polimetilmetacrilato. Está es una resina transparente, con buena estabilidad en el color.

La presentación de polvo-líquido de esta resina es muy popular, ya que facilita el procedimiento de procesado. El polímero (polvo) se mezcla con el monómero (líquido) para formar una masa, la cual polimeriza aplicándole calor o, bien si el monómero tiene un activador químico. La polimerización se lleva a cabo a temperatura ambiente.

El éxito de esta resina es dada por que tiene propiedades superiores sobre las demás resinas y el método de procesamiento es muy simple.

D. COMPOSICION (POLIMETILMETACRILATO)

POLVO:

- Poli (metacrilato de metilo) o polímero
- Peróxido orgánico
- Dióxido de Titanio
- Pigmentos inorgánicos; sulfuro de Mercurio (rojo), sulfuro de Cadmio (amarillo), óxido férrico (marrón).
- Fibras sintéticas

LIQUIDO:

- Metacrilato de metilo o monómero
- Hidroquinona
- Dimetacrilato
- Amina orgánica

El principal componente del polvo son gránulos de polimetilmetacrilato que se encuentran en forma de pequeñas esferas denominadas perlas. Son producidas por medio de la polimerización del metilmetacrilato, la cual se lleva a cabo agregando un iniciador (peróxido de benzoilo). A este polímero transparente, se le agrega dióxido de Titanio en pequeñas cantidades para aumentar la opacidad. Los pigmentos inorgánicos se agregan en pequeñas cantidades para asemejarse a los tejidos blandos, las fibras sintéticas son empleadas para simular los vasos sanguíneos que se encuentran en la mucosa bucal.

El líquido contiene etilglicol con metacrilato que es un agente que favorece la formación de los enlaces cruzados, también contiene un inhibidor para prolongar la vida de almacenamiento, sin el inhibidor la polimerización es lenta, por lo general se usa como inhibidor la hidroquinina; la amina orgánica sólo se agrega para que la resina polimerice a temperatura ambiente.

E. PROPIEDADES

Para el estudio de las propiedades de las resinas acrílicas las dividiremos en:

PROPIEDADES FISICAS

Las resinas acrílicas no presentan alta resistencia contra impactos, por lo tanto, no resisten tensiones súbitas como lo es si la dentadura cae al piso; su resistencia a las rayaduras y abrasión no son buenas; son malos conductores térmicos y eléctricos; clínicamente, esto provoca que la mucosa no reciba el estímulo térmico adecuado. La densidad de la resina, es menor que la de cualquier otro material representando una ventaja en cuanto a la retención de la dentadura superior, evitando con ello desplazamientos.

La resina acrílica sufre cambios dimensionales debido a que absorbe el agua con facilidad, se debe evitar el contacto de las dentaduras con alcohol y metilmetacrilato ya que son solubles a estos compuestos. La resina acrílica es radiolúcida, por lo tanto no aparece en las radiografías.

PROPIEDADES MECANICAS

El polimetilmetacrilato de metilo es un material frágil y relativamente rígido, ello representa problemas mecánicos durante el uso de las dentaduras, durante los primeros 12-18 meses de uso, presentan fallas debidas a deficiencias en el procesado provocando sobrecargas en las dentaduras. Existen otros tipos de fallas; pero se dan por el uso, son generalmente por fatiga provocando fracturas en las dentaduras.

Los materiales deben tener suficiente resistencia a la abrasión, para evitar el desgaste del material debido al uso de limpiadores o consumo de alimentos abrasivos.

PROPIEDADES QUIMICAS

Las resinas acrílicas deben ser químicamente inertes, insolubles en agua o saliva, para evitar modificar propiedades mecánicas del material o hacer que la prótesis resulte antihigiénica.

PROPIEDADES BIOLÓGICAS

El material de base de dentaduras no debe ser perjudicial al momento de su manipulación, no debe ser tóxico ni irritable para los tejidos del paciente; así como de no permitir el crecimiento de hongos o bacterias.

Otras propiedades del material de base prótesis es económico y tiene vida de almacenamiento alto, es fácil de manipular y no requiere de equipos de procesamiento caros.

F. REQUISITOS DE LAS RESINAS

Los requisitos ideales para uso dental presentan las siguientes características:

1. No tóxico o irritante.
2. No soluble, ni absorbente e inerte.
3. Translucidez y transparencia.
4. Propiedades mecánicas adecuadas.
5. Estabilidad de color.
6. Estabilidad dimensional.
7. No debe poseer olor o sabor.
8. Densidad baja.
9. La temperatura de ablandamiento térmico, debe estar por encima de la temperatura de alimentos que ingiere el paciente.
10. Fácil de reparar en caso de ruptura.

G. VENTAJAS Y DESVENTAJAS

VENTAJAS

1. Presentan buena estética.
2. Fáciles de procesar y moldear.
3. No requiere de equipos caros para su procesamiento.
4. Las dentaduras son fáciles de reparar o alterar sus contornos.
5. Estables dimensionalmente.
6. No son alérgicos, ni causan irritación a los tejidos.
7. Insolubles y no corrosivos.
8. El material es relativamente económico, y su duración de almacenamiento es satisfactorio.
9. Fáciles de limpiar por el paciente.
10. Presentan color estable.

DESVENTAJAS

1. Las resinas son malos conductores térmicos.
2. Es radiolúcida.
3. No puede ser hervida para su esterilización.
4. Elasticidad baja.

5. Elevado coeficiente de expansión térmica, causa tensión interna en la base durante el procesamiento.
6. Sufre cambios dimensionales a causa del lavado y secado.

POLIMERIZACION

"La polimerización es una reacción intermolecular repetida capaz de continuar indefinidamente."² Los ingredientes de bajo peso molecular reaccionan para formar moléculas de alto peso (polímeros). La polimerización convierte al material en un sólido sin presión de vapor.

Las moléculas o unidades estructurales conforman el monómero. Los polímeros son moléculas de elevado peso molecular en forma de cadena. El proceso de convertir los monómeros en polímeros se llama polimerización.

Un iniciador, capaz de abrir dobles enlaces y generar radicales, es importante para llevar a cabo la polimerización. En la odontología las resinas sintéticas contienen un iniciador que es el peróxido de benzoilo. Al ser expuestas al calor (como en las resinas termocurables) o al ser expuestas a un activador químico (como en las resinas de autopolimerización) estas se rompen en dos radicales: benzoico y fenílico. Cada uno con un radical que induce la ruptura de dobles enlaces de las unidades estructurales del monómero, para después formar una cadena. Los activadores pueden ser físicos o químicos.

Existen principalmente dos tipos de polimerización:

² La Ciencia de los Materiales Dentales, Skinner pag. 166.

-Polimerización por condensación.

-Polimerización por adición.

La polimerización por condensación corresponde a la reacción " de dos moléculas para formar una tercera molécula de mayor tamaño con la producción de un elemento secundario que puede ser una molécula pequeña."³ Ejemplos de estos productos secundarios son: agua, alcoholes y halógenos. Ejemplos de polímeros por condensación son la bakelita, poliuretanos, nylon, materiales para impresión a base de siliconas y mercaptanos. Todos estos no logran que se formen moléculas gigantes.

La polimerización por condensación es aquella que: es acompañada por la eliminación repetida de moléculas pequeñas y los grupos funcionales se repiten en la cadena del polímero. Esta polimerización es muy lenta y se detiene antes de que las moléculas alcancen un tamaño gigante, porque al crecer la cadena, se hace menos móvil y numerosa.

En odontología, las resinas que se utilizan son de polimerización por adición, en esta no hay cambios en la composición. Este proceso es rápido y las reacciones son exotérmicas. "La química de polímeros por adición es parte de los monómeros que poseen moléculas con grupos no saturados (dobles enlaces). El iniciador entonces, induce la ruptura de los dobles enlaces,

³ Materiales de Aplicación Dental, Anderson pag. 79.

creando valencias libres aptas para la unión entre sí de cada una de las unidades estructurales por adición o suma y la conformación de la cadena de polímeros. Ante la presencia del iniciador se abren los dobles enlaces.”⁴

El periodo de polimerización se efectua en cuatro etapas:

1. Iniciación. Esta etapa es la inducción, se activa el iniciador por medio de energía química, física o radiación luminosa (luz visible o ultravioleta).

Hay ruptura de los dobles enlaces de cada molécula o unidad estructural. Influye mucho la pureza del monómero, entre más impurezas más se alarga el período, y a mayor temperatura más corto el período de inducción.

2. Propagación. Tambien llamado conformación de la cadena. “En teoria las reacciones en cadena deberían continuar, con la evolución del calor, hasta que todo el monómero se transforme en polímero. En la práctica, la polimerización no se completa nunca.”⁵

⁴ Biomateriales Odontologicos de Uso Clínico H. J. Guzman Baez pag. 172.

⁵ La Ciencia de los Materiales Dentales, Skinner pag 171.

3. Terminación. En esta etapa se termina la propagación de radicales libres. Terminan las reacciones en cadena por acoplamiento directo por intercambio de átomos de hidrógeno de una cadena en crecimiento a la otra.

4. Transferencia de cadena. Aquí puede surgir la activación de una cadena a otra ya terminada, así aumentando el peso molecular.

INHIBICION DE LA POLIMERIZACION

El proceso de la polimerización no termina por que existe la presencia de un monómero libre remanente y por la coactivación de otras cadenas. También como se dijo anteriormente la presencia de impurezas alargan el período de inducción, por lo consiguiente inhibe la polimerización.

La hidroquinona es un inhibidor que se agrega al monómero y al polímero para evitar su polimerización al estar almacenado. La hidroquinona da lugar a radicales estables. "La estabilidad del radical se explica por el hecho de que el electrón no pareado no queda aislado del átomo de oxígeno, si no que puede ocupar varias posiciones alrededor del anillo."⁶

Para reducir la presencia de radicales no deseados en el líquido se deberá almacenar el material en una botella o envase marrón obscura. La razón es que la luz visible puede activar los componentes y formar radicales.

El activador solo se presenta en las resinas de autocurado y curado en frío, ya que el activador de los termocurables es por medio de calor. El activador reacciona con el peróxido del polvo para crear radicales libres que pueden iniciar la polimerización del monómero. Otro tipo de inhibidor es el oxígeno.

⁶ Materiales de Aplicación Dental, Anderson pag. 87.

POROSIDAD

La porosidad puede presentarse por las siguientes causas:

- 1.- Contracción del monómero durante la polimerización.
- 2.- Volatilización del monómero o polímero de bajo peso molecular durante la polimerización, cuando la temperatura excede el punto de ebullición en un cierto índice.
- 3.- Falta de homogeneidad en la masa plástica y falta de presión adecuada durante la polimerización, o falta de resina acrílica en el molde en el momento que se cierran las muflas.

Estas burbujas no son esféricas.

La porosidad que se presenta en el primer punto se denomina porosidad por contracción y en el segundo punto se le llama porosidad gaseosa.

POROSIDAD POR CONTRACCION.-El monómero se contrae un 20% de su volumen durante la polimerización. La reducción lineal puede ser de

0.47 a 0.56%. Es importante aplicar la presión suficiente sobre el material plástico, para que no queden los poros (porosidades) en el material. Se aplicará la presión cuando haya mayor contracción durante la polimerización (entre 70°C y 90°C). La presión se puede aplicar de las siguientes maneras: 1. Agregando el material en exceso durante el cierre de la mufla, y cierre completo de la mufla bajo presión; 2. Agregando material excesivo sin cerrar la mufla por completo.

Con el primer método existe la ventaja que la presión se mantiene todo el tiempo y funciona cuando se produce la contracción, pero la desventaja que puede existir, es que al mantener la resina a una presión constante puede haber distorsiones, la cual resulta en una mordida abierta en la dentadura, ya que hay presión de los dientes sobre el yeso de revestimiento.

En el segundo método la presión puede aumentar "a 70°C al tensar los resortes, o permitir que los resortes accionen por sí mismos en el momento en que la resina alcance su mayor punto de fluidez."⁷.

POROSIDAD GASEOSA.- En el método convencional se lleva a cabo la colocación de la mufla en agua hirviendo. "El mayor grado de polimerización comienza a los 70°C, se presenta acompañado por un calor de reacción. El punto de ebullición del monómero es de 100.3°C y en caso que la

⁷ Tecnología y Materiales Dentales, John Osborne pag 249.

resina sobre pase esta temperatura antes de completarse la polimerización, da por resultado porosidad”⁸.

Este tipo de porosidad generalmente se encuentra en la superficie de la dentadura más cercana a la parte central de la mufla. Aparte de estas dos clases de porosidades puede existir otro tipo de deficiencia, esta se llama granulosis, se produce por la pérdida de monómero y, por lo consiguiente falta de unión entre el monómero y polímero. “La perdida de monómero puede producirse: a) por evaporación de la mezcla y, b) por absorción en el yeso durante el empaclado.”⁹ Esta granulosis se presenta por falta de volumen del material.

⁸ Tecnología y Materiales Dentales, John Osborne pag 250.

⁹ Tecnología y Materiales Dentales, John Osborne pag 254.

REVISION DE LA ESPECIFICACION NO. 12 PARA POLIMEROS DE BASE DE DENTADURA DE LA ASOCIACION DENTAL AMERICANA.

La siguiente revisión de la especificación No. 12 de la Asociación Dental Americana para los polímeros de base de dentaduras fué aprobada por el Consejo sobre Materiales Dentales y Aparatos de la Asociación Dental Americana. La revisión de la especificación fue llevada a través del Comité MD-156 de Estándares Nacionales y su subcomité del los materiales para dentaduras. El Consejo, con agradecimiento, reconoce el trabajo de los miembros del subcomité: Gerhard Brauer (presidente), Sección de Investigaciones Dentales, Oficina Nacional de Estándares, Washington, DC; George Cowperthwaite, Esschem Co., Essington, Pa; Emery Dougherty, L.D. Caulk Co., Millford, Del; Eugene Huget, Instituto de Investigaciones Medicas de la Armada Walter Reed, Washington DC; Andrew Koran, Escuela de Odontología, Universidad de Michigan, Ann Arbor; Robert McConnell, Asociación Dental Americana, Chicago, Ill; E. Severn Olsen, Spooner, Wwis; William Sweeney, Escuela de Odontología, Universidad de Alabama, Birmingham; Julian B. Woelfel, Universidad de Odontología, Ohio State University, Columbus; y Sheldon Winkler (secretario), Escuela de Odontología, State University of New York at Buffalo, Buffalo.

Las diferencias principales entre la siguiente revisión y la especificación previa son la inclusión de las resinas de las resinas pour; cambios en las pruebas para la decoloración, la prueba de plasticidad al empacar y preparación de especímenes de absorción y solubilidad; y un requerimiento más para las precauciones. La revisión se vuelve efectiva el 1 de enero de 1976.

**ESPECIFICACION NO. 12 DE LA ASOCIACION DENTAL
AMERICANA PARA POLIMEROS DE BASE DE DENTADURAS
CUARTA REVISION, APROBADA DIC. 1973 EFECTIVO 1 ENERO,
1976**

1. PROPOSITO Y CLASIFICACION.

1.1 PROPOSITO. Esta especificación es para un polímero de base de dentaduras para cualquiera de las siguientes:

- (1) Poli (ésteres de ácido acrílico)
- (2) Poli (substitutos de ésteres de ácido acrílico)
- (3) Poli (ésteres de vinil)
- (4) Poliestireno
- (5) Copolímeros y mezclas de los anteriores.

1.2 TIPOS Y CLASES. El polímero de base de dentaduras cubierto por esta especificación será de los siguientes tipos, clases y colores tal especificado:

TIPO I. Polímero formado por calentamiento interno de la mezcla monómero-polímero (polímeros procesados por calor).

Clase 1. Polvo y líquido incluyendo las resinas pour.

Clase 2. Lámina plástica.

TIPO II. Polímeros formados sin calentamiento externo de la mezcla monómero-polímero (polímeros autopolimerizados).

Clase 1. Polvo y líquido.

TIPO III. Resinas termoplásticas para formar las bases de dentaduras completas.

2. ESPECIFICACIONES APLICABLES.

2.1 ESPECIFICACIONES. No hay otras especificaciones aplicables a esta especificación. (copias de la especificación de la A.D.A. Pueden obtenerse solicitándolas al Consejo de Materiales Dentales y Aparatos, Asociación Dental Americana, 211 E Chicago Ave, Chicago, 60611.)

3. REQUERIMIENTOS.

3.1 LIQUIDO.

3.1.1 Los líquidos de tipo I y II (1.2) deberán ser claros y libres de depósitos y sedimentos.

3.1.2 ESTABILIDAD TERMICA. Los líquidos tipo I y II (1.2) no se deberán decolorar o incrementar su viscosidad por más del 10% cuando son calentados en la obscuridad en un recipiente cerrado a $60\pm 2^{\circ}\text{C}$ por 48 horas.

3.2 COMPONENTES SOLIDOS. En todos los tipos y clases (1.2), los componentes sólidos y semisólidos deberán estar libres de materiales extraños como polvo o pelusas que podrían afectar la apariencia o las propiedades de la resina procesada.

3.3 MEZCLA DE MONOMERO-POLIMERO.

3.3.1 PRERARACION PARA EMPAQUETAMIENTO. Todos los tipos de resina serán proporcionadas y mezcladas o preparadas para empacar de acuerdo a las instrucciones que acompañan al producto (3.4.3) excepto cuando es especificada de otra manera en dicho instructivo.

3.3.2 PLASTICIDAD DE EMPACADO. Tipo I, II y III, cuando son sujetos a las pruebas descritas en 4.3.1.2, intrometerán no menos de dos agujeros del modelo a una profundidad mínima de 0.5mm.

3.4 PROCESADO DEL POLIMERO PARA BASE DE DENTADURA.

3.4.1 TOXICIDAD. El fabricante debe remitir en el tiempo de certificación a la A.D.A., un escrito que las bases de dentaduras producidas de acuerdo a las instrucciones que acompañan al material no tienen ningún efecto tóxico conocido en las personas normales, saludables y que el estándar intermedio recomendaron prácticas estándar para las pruebas toxicidad en los materiales dentales Tipo II, clase 7 (Guía dental de materiales publicada, ed. 7 Chicago, A.D.A., 1974, p 161) han sido llevadas a cabo. Las instrucciones deberán incluir una precaución contra el manipulado prolongado de la mezcla aún no curada con las manos sin cubrir y en contra de la inhalación del vapor del monómero.

3.4.2 CARACTERISTICAS DE LA BASE DE DENTADURAS.

Cuando es procesado de acuerdo a 4.3.1.1, el polímero de la base de dentadura poseerá las siguientes características:

3.4.2.1 CARACTERISTICAS DE LA SUPERFICIE. Cuando es curado de acuerdo a las instrucciones del fabricante, el material deberá estar sin porosidades y libre de defectos en la superficie.

3.4.2.2 PULIDO. El polímero deberá presentar una superficie lisa teniendo un alto brillo cuando se pule por medio de los métodos convencionales.

3.4.2.3 COLOR. Los materiales claros deberán ser incoloros. el espécimen laminado del polímero claro, formado como se describe en 4.3.5, será lo suficiente transparente para poder leer claramente este párrafo a través de esta lámina. La resina de color deberá ser coloreada uniformemente o moteada. El color y la apariencia general de la resina procesada en molde cubierto con un sustituto de alginato y pulida por métodos convencionales, no deberán ser diferentes de la resina procesada en un molde cubierto por aluminio y pulida de manera similar.

3.4.2.4 TRANSLUCIDEZ. El espécimen laminado (Fig. 2), formado como se describe en 4.3.5, deberá tener un grado de translucidez que permitirá la sombra de un objeto opaco tal como un disco de metal de 10mm. de diámetro que sea visible a través de él cuando el objeto y el espécimen laminado son colocados a una distancia de 50cm. de un foco eléctrico de 40 watts.²²

3.4.2.5 POROSIDAD, El espécimen laminado (Fig. 2), cortado como se describe en 4.3.5, no deberá mostrar burbujas o huecos cuando es visto sin aumento.

3.4.2.6 ABSORCION. El incremento en el peso del polímero no deberá ser mayor de 0.8mg/ cm² de superficie, después de sumergirlo en agua por siete días a 37±1°C, como se describe en 4.3.3.

3.4.2.7 SOLUBILIDAD. La pérdida de peso del polímero no deberá ser mayor de 0.04mg/cm² de superficie cuando se prueba, como se señala en 4.3.4.

3.4.2.8 DEFLEXION TRANSVERSA. La deflexión por lo menos de tres de los cinco especímenes, preparados como se marca en 4.3.5, deberá cumplir con los requerimientos en la Tabla 1 cuando se prueba con agua destilada a 37±1°C.

3.4.2.9 ESTABILIDAD DE COLOR. El polímero no deberá demostrar más que un ligero cambio de color cuando se prueba de acuerdo como se describe a 4.3.6.

3.4.2.10 CUALIDADES DE TRABAJO. El polímero, cuando se procesa de acuerdo a las instrucciones suministradas por el fabricante (3.4.3), deberá de producir una dentadura satisfactoria.

3.4.3 INSTRUCCIONES DEL FABRICANTE. Deberán ser proporcionadas instrucciones adecuadas y exactas para el almacenamiento, mezclado y procesamiento de la resina.

Estas instrucciones deberán acompañar cada paquete y deberán ser de tal manera que el moldeado de la dentadura pueda ser llevado a cabo con equipo generalmente disponible en el laboratorio dental del practicante general. Estas instrucciones incluirán como es aplicable: condiciones recomendables de almacenaje donde la vida útil del producto es limitada, relación polvo-líquido, el tiempo y procedimiento requerido para mezclar el material apropiadamente tiempo requerido para que el material alcance la plasticidad adecuada para empacarlos a $32\pm 1^{\circ}\text{C}$, tiempo de trabajo durante el cual la resina pueda ser empacada, el material usado para preparar el molde (por ejemplo, yeso o hidrocoloide), temperatura de mufla cuando el polímero es empacado, la temperatura apropiada para el curado, el tiempo que se requiere para llevar la mufla a una temperatura de curado recomendable, el tiempo para mantenerla a la temperatura de curado, método para el enfriado de la mufla y tiempo en el cual la dentadura debe de ser desenfrascada. Para los materiales de Tipo III, las instrucciones deberán incluir: la temperatura de la resina previo al termoformado, la temperatura del termoformado o de moldeado, la temperatura del molde, los materiales usados para preparar el molde (por ejemplo, yeso), cualquier material o procedimientos de separación que se usarán, y otros detalles importantes para producir dentaduras satisfactorias.

Las temperaturas dadas serán accesibles con el equipo pre-escrito. Las instrucciones del fabricante deberán de estar de acuerdo con aquellas especificadas en 4.3.2 para el polímero Tipo I, excepto las resinas Tipo I puor. Además de las instrucciones dadas en 4.3.2 para los materiales de Tipo I, el fabricante deberá proveer técnicas alternativas. Si los datos alternativos son dados, los datos serán proporcionados por el fabricante en el momento de certificación mostrando que el polímero reunirá los requerimientos de esta especificación cuando es procesado de acuerdo a cada uno de los métodos alternativos al igual que como los métodos pre-escritos. Las instrucciones para los materiales Tipo III deberán estar en forma disponibles para el usuario. Las instrucciones del fabricante incluirán el método para reparar el material procesado.

4. MUESTRAS, INSPECCION Y PROCEDIMIENTOS DE PRUEBA.

4.1 MUESTRAS. Suficiente material para hacer no menos de 10 dentaduras (10 ejemplares) deberán obtenerse a la venta por menos por un miembro de A.D.A . .Los ejemplares deberán ser enviados en los paquetes cerrados originales al consejo de Materiales Dentales de la A.D.A.; 211 E. Chicago Ave, Chicago, 60611.

4.2 INSPECCION. La inspección visual deberá ser usada para determinar el cumplimiento de los requerimientos reportados en 3.1, 3.2, 3.4.2.1, 3.4.2.2, 3.4.2.3, 3.4.2.4, 3.4.2.5, 3.4.2.9, 3.4.3, 5.1 y 5.2.

4.3 PRUEBAS FISICAS. Todo el equipo deberá estar condicionado y todas las pruebas deberán ser realizadas a $23\pm 2^{\circ}\text{C}$ al menos especificado de otra manera.

4.3.1 CARACTERISTICAS DE MEZCLADO Y EMPAQUETAMIENTO.

4.3.1.1 MEZCLADO. Tipo I, clase I y Tipo II, clase I polímeros serán mezclados como se dice en las instrucciones que acompañan el paquete excepto de la temperatura de mezclado será de $23\pm 2^{\circ}\text{C}$. Al menos especificado de otra manera en las instrucciones, el polímero deberá estar listo para el empaquetamiento cuando la plasticidad sea tal que el polímero se separe limpiamente de las paredes del vaso en que se mezcló.

4.3.1.2 PRUEBA DE EMPACADO. El dado de latón perforado (Fig.1) y plato de vidrio aproximadamente de 5mm de grosor y 60mm² serán acondicionados a la temperatura para el empaquetado según las instrucciones especificadas del fabricante (3.4.3) y mantener dentro de $\pm 2.5^{\circ}\text{C}$ hasta que

inicie la medición intrusa. La prueba de empaçado para Tipo I y Tipo II clase I polímeros excepto las resinas pour deberán empezar 5 minutos despues de que el material alcance la plasticidad adecuada como se indica en 4.3.1.1. Una muestra de 8 a 10 g de resina deberá ser preparada a las instrucciones del fabricante. En el tiempo inicial recomendado para empaçado, deberá tener un grosor de 5 mm aproximadamente y deberá ser colocado en un modelo acondicionado a la temperatura de empaçado especificada en un ambiente pre-escrito por el fabricante. La resina deberá ser cubierta con una hoja de polietileno e inmediatamente el plato de vidrio y una masa de 5 kilogramos (Kg). deberá ser colocada encima. Diez minutos después las cargas deberán retirarse y se medirá en décimas de milímetros lo que se intrudujo en cada agujero antes de que el material se desaloje del modelo. Para el Tipo I, resinas Pour, Tipo I Clase 2 y materiales Tipo III las perforaciones del modelo deberán ser cubiertas con cera aproximadamente de 2mm. de grosor. Esto deberá ser investido, desencerado, empaçado y procesado de acuerdo a los procedimientos convencionales para dentaduras recomendados por el fabricante. Una medición después del procesado deberá ser tomada para determinar si 2 o más agujeros han sido penetrados a la profundidad requerida.

4.3.2 PREPARACION DE LOS ESPECIMENES DE PRUEBA PARA EL CURADO DE POLIMERO, PARA LAS PRUEBAS SORCION, SOLUBILIDAD, DEFLEXION TRANSVERSAL Y ESTABILIDAD DE COLOR.

Para resinas Tipo I y Tipo II empacadas en moldes rígidos, la mufla deberá sumergirse en agua hirviendo y después se lavo con detergente y agua hirviendo. Después de que el molde se ha enfriado hasta que pueda sostenerse con la mano, deberá ser pasado con una o más capas de separador de un compuesto de sustituto de aluminio de alginato no diluido. Las muflas para los materiales que no requieren altas temperaturas para empacar, tan solo deben de ser acondicionados a una temperatura de $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$ previo al empacado. Preparación de los moldes para las resinas que requieren moldes calentados se realizará de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Los especímenes del Tipo I, serán procesados de acuerdo al siguiente calendario. Diez minutos después de la plasticidad requerida (como se específico en 4.3.1.1) ha sido alcanzada, el espécimen enfrascado (Fig. 2.3), en una prensa se sumergirá en agua a $73 \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 1 hora y media, y 30 minutos sumergido en agua hirviendo. Cuando el calentado se ha terminado, la mufla en la prensa deberá enfriarse con aire a $23 \pm 10^{\circ}\text{C}$ por 30 minutos o más y después sumergida en agua a $23 \pm 10^{\circ}\text{C}$ Tipo puor están de acuerdo a la Figura 4 y las instrucciones del fabricante deberán seguirse.

4.3.3. ABSORCION DE AGUA.

La prueba de absorción de agua, deberá ser hecha en duplicados sobre los discos que tengan 50 ± 1 mm. en diametro y 0.5 ± 0.05 mm. de grosor. Estos especímenes deberán ser formados en un molde de acero inoxidable (Fig. 3) o un molde de yeso para duplicarse como sea apropiado (Fig. 4). La cubierta de yeso para el molde deberá ser formada en otra de vidrio plano o superficie metálica para obtener una superficie plana y lisa. La resina deberá ser introducida en el molde como se describe en las instrucciones del fabricante excepto que no habrá un paquete de prueba el cual interferirá con la película de aluminio. el disco así obtenido deberá ser aproximadamente de 0.88mm de grosor. Cada espécimen deberá ser reducido a tolerancia removiendo por lo menos 0.15mm. de cada superficie mediante el manejo metalográfico de procedimientos de la máquina de trituración empleando papeles en hojas de 120, 240, 400 y 600. Un aparato deberá reducir el grosor del espécimen es mostrado en la Fig. 5. Los papeles abrasivos deberán ser sumergidos en agua durante los procedimientos de pulido. Todas las superficies del disco deberán ser planas. Los discos deberán ser secados en un desecador que contenga sulfato de anhidro de Calcio (CaSO_4) o gel silice (secado frecuentemente a 130°C) a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ por 24 horas, removido a un desecador similar a temperatura ambiental por una hora, después debe ser pesado con una precisión de 0.2mg.. Este ciclo deberá ser repetido hasta que

la pérdida de peso de cada disco no sea mayor de 0.5mg. en un periodo de 24 horas. Los discos después serán sumergidos en agua destilada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 7 días, los cuales después de ese tiempo los discos serán sacados del agua con pinzas, se limpiaran con una toalla de mano limpia y seca hasta que este libre de humedad visible, ventilados al aire por 15 segundos, y pesados un minuto después de sacarlos del agua. El valor para la absorción del agua se calculará de la siguiente manera para cada disco: $[\text{masa después de sumergirse (mg)} - \text{masa acondicionada (mg)}] / \text{área superficial (cm}^2) = \text{absorción (mg / cm}^2)$.

El promedio de los valores determinados para 2 discos deberá ser registrado lo más cercano de 0.01mg/cm². El valor final (promedio de las dos determinaciones) deberá ser redondeado, lo más cercano a 0.1/cm². Si el valor final cae a la mitad entre los dos números, se registrará el número par.

4.3.4 SOLUBILIDAD

Después del pesado final (4.3.3) los discos deberán ser reacondicionados a un peso constante en el desecador a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ como fue hecho en 4.3.3.

El valor para la solubilidad deberá ser calculado como se indica para cada disco :[masa acondicionada (mg) (4.3.3.) -masa reacondicionada (mg) (4.3.4)]/ área superficial (cm²) = solubilidad (mg/cm²).

El valor final (promedio de dos determinaciones) deberá ser redondeado lo más cercano a 0.01mg/ cm². Si el valor final cae a la mitad entre dos números el número par se registrará.

4.3.5 PRUEBA DE DEFLEXIÓN TRANSVERSA.

Un espécimen laminado de polímero deberá ser procesado en un molde de yeso como se describe en 4.3.2 (Fig. 2) o en un molde de yeso duplicado (Fig. 4). Los especímenes para la prueba transversa deberán ser fabricados (de la lámina) a las dimensiones mostradas en la Figura 6. El plato (Fig.2) deberá ser cortado a lo largo en 5 tiras iguales con una banda abrasiva operado a una velocidad aproximada de 100M-min.(328 pies / min). Para los polímeros Tipo II el plato deberá tener por lo menos dos días de almacenado previo a cortar. Las tiras entonces son lijadas ligeramente sobre las superficies moldeadas, si es necesario, eliminar las imperfecciones. Todas las tiras subsecuentes deberán ser fabricados en ambas superficies moldeadas y en los bordes tal que las dimensiones estén ligeramente más grandes. Se debe tener cuidado para evitar el sobrecalentamiento del espécimen .

Una técnica preferente es la que se usa un cuchillo mosca de 50 mm. de diámetro, operando a una velocidad aproximada de 1800 rpm y una masa de alimentación alrededor de 15cm/min.. Como una alternativa, se puede usar un molino "SLAB" o molino de terminado. Los cortos rugosos deberán ser aproximadamente de 0.08 de profundidad, y los cortes para el terminado deberán ser de 0.03mm de profundidad. Las tiras deberán ser montadas lado a lado en un visor en los bordes fabricados paralelos para remover todas las marcas de los cortos.

Las tiras en este punto deberán ser de mayor tamaño en ancho. Uno más tiras deberán ser montadas en un visor y las caras desgastadas al grosor requerido ($2.50 \pm 0.03\text{mm.}$). Todas las 5 tiras deberán entonces ser prensados en un visor y los bordes desgastados al visor requerido ($10.00 \pm 0.03\text{mm.}$).

Los especímenes deberán ser almacenados en agua destilada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 50 ± 2 horas inmediatamente antes de las pruebas.

El espécimen deberá ser montado en un instrumento calibrado adecuadamente capaz de proporcionar una carga uniforme y equipado con un aparato para medir la deflexión dentro de 0.01mm. en el centro de los especímenes, tal como se demuestra en la Figura 6. La nariz de carga y los dos soportes tendran una superficie cilíndrica altamente pulida de 3.2 mm. en

dímetro y será paralelo 0.1 mm. sobre una longitud de 10-mm. La distancia entre los centros de los soportes serán $50 \pm 0.025\text{mm}$.

La nariz de carga deberá ser a la mitad entre los soportes hasta 0.025mm..Medios deberán ser proporcionados para prevenir desalineamientos de los especímenes sobre los soportes. Los especímenes serán sumergidos en agua durante las pruebas. Una carga inicial consistiendo de partes moviéndose libremente del aparato (Fig.6), más lo suficiente "LEAD SHOT" para hacer una carga de 14.71N, serán colocados sobre el espécimen. Cada incremento 4.90-N de "SHOT" será agregado a una proporción uniforme durante los últimos 30 segundos de cada minuto. El horario que se muestra en la Tabla 2 será utilizada para aplicar las capas para hacer las observaciones. Las diferencias entre las deflexiones en la carga inicial y en las cargas específicas se tomarán como las deflexiones del espécimen. Las deflexiones registradas serán reportadas hasta el más cercano 0.1mm. El valor para la deflexión transversa será reportada como el promedio de tres o más especímenes de un lote de 5. Si el valor determinado para la deflexión cae entre dos números sucesivos, el número par será registrado.

4.3.6 ESTABILIDAD DE COLOR.

La prueba de estabilidad de color deberá realizarse en un disco 50 ± 1 mm. en diámetro y 0.5 ± 0.05 mm. de grueso. Los especímenes utilizados en las pruebas de absorción de agua y solubilidad 4.3.3 y 4.3.4 serán empleadas. Los discos serán cortados a la mitad. Una mitad sera expuesta a la radiación de una lámpara (Fig. 7) con un foco S-1 (6.2) el cual ha estado en uso no menos de 50 horas y no más de 400 horas. Esta fuente de luz (foco S-1), en rango de 400w, será una combinación de mercurio-filamento de tungsteno que son encerrados en vidrio el cual filtra luz ultravioleta menos de 280nm. El espécimen será cargado en un disco de aluminio el cual será centrado bajo el foco S-1 descansando en una mesa giratoria a 33 rpm. El espécimen será atado por tornillos aproximadamente 5 mm arriba de los discos y 12.7 cm del centro y serán mantenidos entre 60 y 65 C. El plano de la superficie superior del espécimen será 17.8 cm desde abajo del foco S-1. Después de ser expuesto por 24 horas, la mitad expuesta del espécimen, no demostrara más que un ligero cambio de color (que sea perceptible con dificultad). La comparación será realizada por inspección visual a la luz del día.

5. PREPARACION PARA ENTREGA.

5.1 EMPAQUETAMIENTO.

El material será proporcionado en recipientes y sellados apropiadamente hechos de materiales que no contaminaran o que permitiran la contaminación del contenido.

5.2 ETIQUETAMIENTO.

5.2.1 NUMERO DE LOTE.

Cada recipiente inmediato del material será marcado con un número en serie o una combinación de letras y números que se refieran a los registros del fabricante para aquel lote en particular.

5.2.2 FECHA DE FABRICACION.

La fecha o fechas de fabricación (año y mes) serán colocadas sobre el paquete ya sea como artículo separado o como parte del número (s) de lote (5.2.1). Si no se utiliza el paquete unidad; la fecha de fabricación será colocada sobre el recipiente (s).

5.2.3 PESO NETO Y VOLUMEN.

El peso mínimo en gramos del polvo y el volumen mínimo en mililitros del líquido serán escritos legibles sobre el recipiente. Cuando el término "unidad " se utiliza como asignación, representará no menos de 21g de polvo y lo suficiente volumen de líquido para combinarse con el polvo cuando se mezcla de acuerdo a las instrucciones del fabricante.

5.2.4 TIPO, CLASE Y COLOR.

El tipo, clase y color (1.2) del polímero estará indicado en todos los recipientes.

5.2.5 PRECAUCIONES.

Características tóxicas, dañinas, inflamables o irritantes asociados con el manejo de los componentes de la mezcla no curada estarán indicados sobre el recipiente.

6. NOTAS.

6.1 INFORMACION ESPECIFICA.

Las fuentes del equipo para las pruebas, información sobre la certificación para los polímeros para bases de dentaduras y otros detalles se pueden obtener del Consejo sobre Materiales Dentales y Aparatos, American Dental Association, 211 E Chicago Ave, Chicago, 60611. Fabricantes de materiales Tipo III y tipo pour proporcionaran sin cobro cualquier equipo especial como prestamo que se pueda requerir para probar sus productos.

“Sustituto de aluminio” cuando aparesca en esta especificación, se referirá a una solución simple de polialginato de Sodio en agua. Un porciento de estabilizador bacteriano se puede agregar.

6.2 FUENTE PARA “BALLAST” Y FOCO PARA LA PRUEBA DE ESTABILIDAD DE COLOR.

El “BALLAST”, catalogo no. 9T64Y4008 está disponible de la compañía General Electric, Fort Wayne, Ind. Gates S-1-400 Mercury Lamp Assembly incluye el reflector de aluminio oxidado con soportes y articulaciones de conexión; autotransformador para la lámpara de sol S-1; y lámpara Mercury S-1 (tambien son disponibles los focos para la lámpara de sol S-1). George W. Gates y Co., PO BOX 216, Hempstead Turnpike and Lucille Ave, Franklin Square, Long Island, NY 11010.

6.3 FACTORES DE CONVERSION.

25.4 mm= 1 pulgada

$(C \times 1.8) + 32 = F$

453.59 g= 1 libra

1N=0.102 Kgf=0.225lbf

1MN/m²= 10.2 kgf/cm²=145psi.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Existe un factor que a través del tiempo, las dentaduras son causa de Estomatitis en tejidos bucales. Los laboratorios dentales en su mayoría no respetan las instrucciones ni especificaciones en el manejo de acrílicos de uso dental, es decir son alterados sus proporciones y tiempos de curado, teniendo como resultado un alto grado de porosidad favoreciendo así la adherencia de placa bacteriana, y por lo tanto la presencia de microorganismos como la candida siendo el factor etiológico.

En el presente estudio se llevará a cabo una comparación en cuanto a su porosidad de tres acrílicos comerciales que serán curados por medio de la energía de un horno de microondas; dos de estos acrílicos (Nictone y Proalon) se deben curar por medio del baño de agua y el último (Acron GC) es específico para ser procesado por medio del horno de microondas.

Se pretende disminuir la porosidad y tiempo de trabajo empleando el horno de microondas, respetando ciertos factores como lo son: el tiempo de curado, la temperatura y características del horno, así como, el manejo de la técnica y el espesor del acrílico.

JUSTIFICACION

Con los estudios realizados del procesado de resinas por medio de un horno de microondas se han logrado obtener algunas ventajas como: disminución del tiempo de trabajo, mayor limpieza, casi no se presenta cambio de color en la resina, mejor adaptabilidad , etc.; pero también se ha reportado la presencia de mayor porosidad en las resinas curadas con microondas que en las curadas por el método convencional.

Al lograr reducir la porosidad en estos acrílicos se obtendrá la ventaja de poder disminuir la presencia de bacterias que se desarrollan cuando existe una mayor porosidad, las cuales afectan directamente en la irritación de los tejidos blandos; además de esta ventaja existe otra que sería la de poder disminuir el costo al usar acrílicos termocurables (Nictone y Proalon) representando con ello un beneficio para el paciente.

HIPOTESIS

Si la energía electromagnética activa las moléculas de acrílico directamente, atravesando diferentes estructuras y disminuyendo así el gradiente térmico, entonces activara el total de moléculas evitando que el metacrilato hierva y se vaporice por lo que se observara una disminución en la porosidad y tiempo de curado. Si con el uso de un acrílico (Acron GC) específicamente creado para ser curado por medio de un horno de microondas se obtienen bajos índices de porosidad; entonces al manejar un técnica adecuada y respetando algunos factores como: la temperatura y el tiempo, se logrará reducir la porosidad en dos acrílicos comerciales termocurables (Nictone y Proalon) que serán procesados por medio del horno de microondas.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Comparar y observar la porosidad existente en 150 especímenes realizados con tres marcas de acrílicos comerciales (ACRON GC; NICTONE Y PROALON) procesados por medio de la energía de un horno de microondas, manejando dos diferentes tiempos de curado (13 minutos "LOW" 80-90 watts y 1½ a un poder "HI" 500 watts y 3 minutos a un poder "HI" 500 watts) con el fin de determinar con que marca de acrílico y a que tiempo de curado se obtienen óptimos resultados.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- A) Reducir la porosidad significativamente empleando una técnica adecuada, a si como la temperatura y el tiempo durante el curado de acrílicos por medio de la energía de un horno de microondas.

- B) Acortar el tiempo de trabajo, ya que el procesado de dentaduras por medio del método conveccional requiere de largos periodos de tiempo.

- C) Procesar con mayor limpieza

- D) Optimizar el costo al utilizar acrílicos termocurables para ser procesados con microondas.

- E) Disminuir la incidencia de estomatitis al obtener menor porosidad en las resinas.

METODO

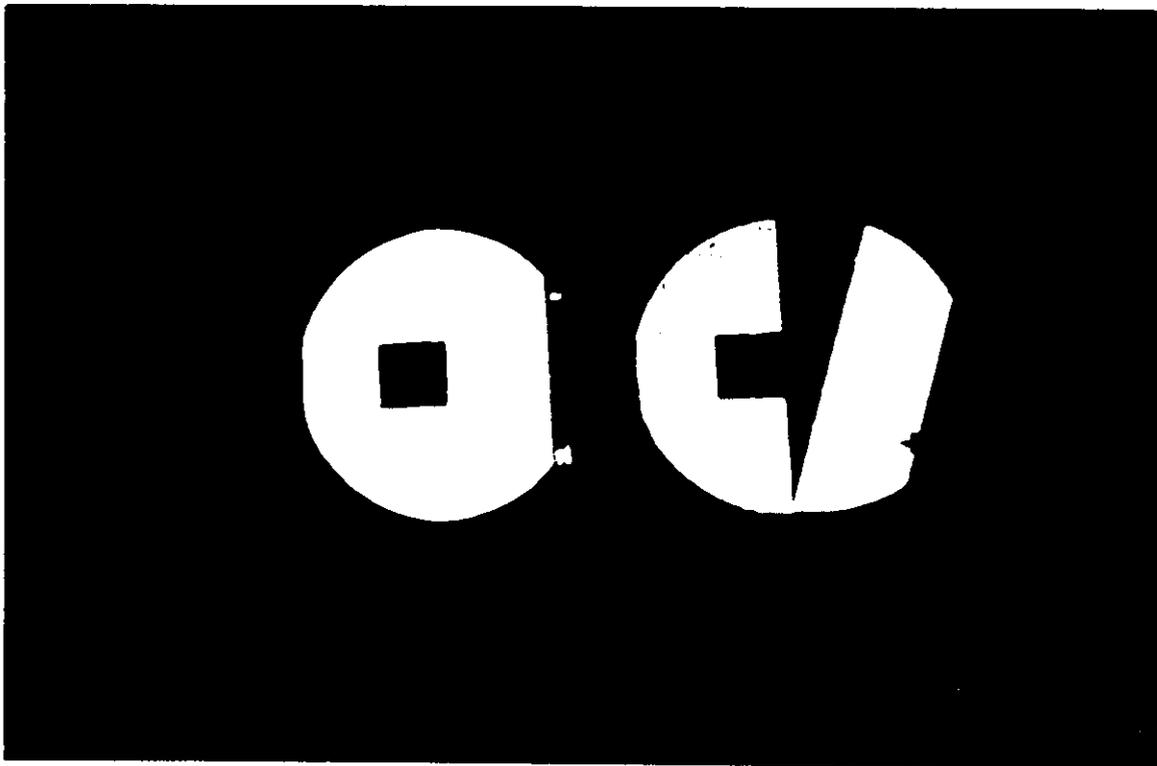
Se elaboraron 150 muestras enmuflando y descenderando bloques de cera para base de 1cm. x 1cm. x 3cm.. Se empacaron las muestras con tres diferentes marcas de acrílicos Acron GC que presenta la característica de ser un acrílico creado específicamente para ser procesado con microondas y dos acrílicos nacionales termocurables, se empacaron 25 especímenes de cada acrílico, se procesaron en un horno de microondas a una temperatura de 500 watts durante un tiempo de 3 minutos en un poder "HI", las otras 75 muestras se elaboraron de igual forma pero en estas se realizó una variación en cuanto al tiempo, curandolas durante 13 minutos "LOW" 80-90 watts y 1½ " HI" a 500 watts.. Las muestras se dividieron en dos grupos de 75 (25 muestras para cada tipo de acrílico).

Cada muestra procesada se numeró, seccionó y tiño; después cada muestra teñidase fotografío (diapositivas), las diapositivas obtenidas eran claras con un buen contraste entre los poros teñidos y la superficie lisa.

Para determinar el número de poros existentes en cada muestra, las diapositivas se proyectaron en proyector estandar Kodak en una pantalla blanca (método sugerido por Thad R. Taubert²³ en su artículo. Controlando la porosidad en acrílicos procesados con microondas), sobre la imagen amplificada se contaron los poros existentes en cada una de las muestras.

PROCEDIMIENTO

1. Se fabrico un conformador metálico con las siguientes medidas; 1.0cm.x.1.0cmx 3.0cm.
2. El conformador esta compuesto de dos partes, unidas por dos tornillos. Cuando se ensamblan queda al descubierto un extremo.(foto 1)
3. Se construyó para obtener 150 muestras (en cera) con las mismas medidas.



4. Para la elaboración de los prismas rectangulares se untó el conformador, con un separador (Con un contenido de 30% de glicerina), para desprender el cubo fácilmente

Utilizamos hojas de cera rosa para base No. 7, marca Filenes.

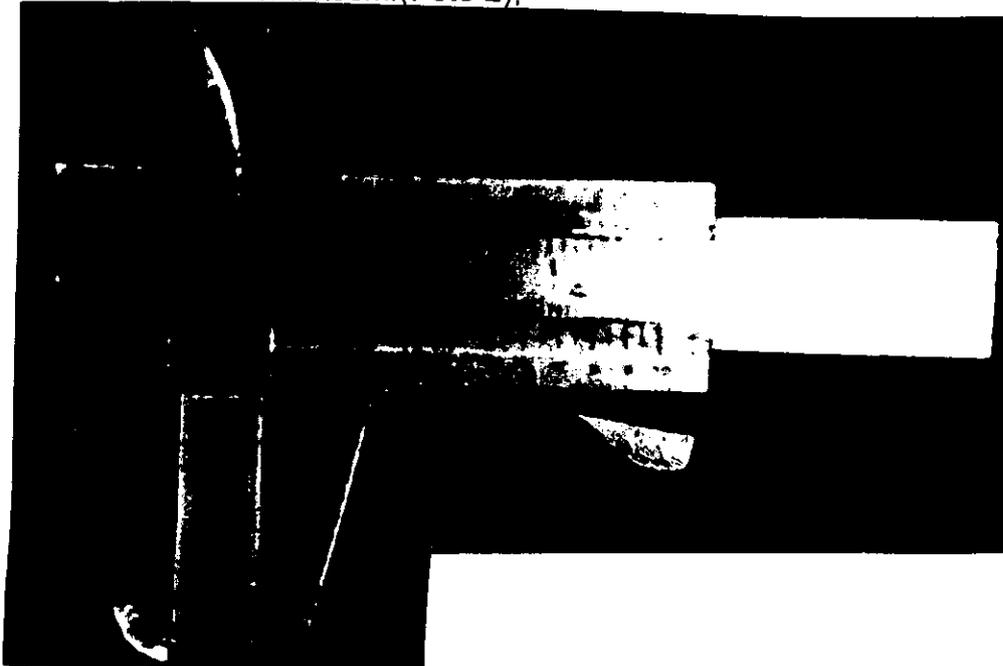
5. La cera se derritió en un Dura Dip, aparato que mantiene la cera a una temperatura constante.

Se colocó el conformador ensamblado sobre una loseta de vidrio, se vació la cera hasta llegar al límite conformador.

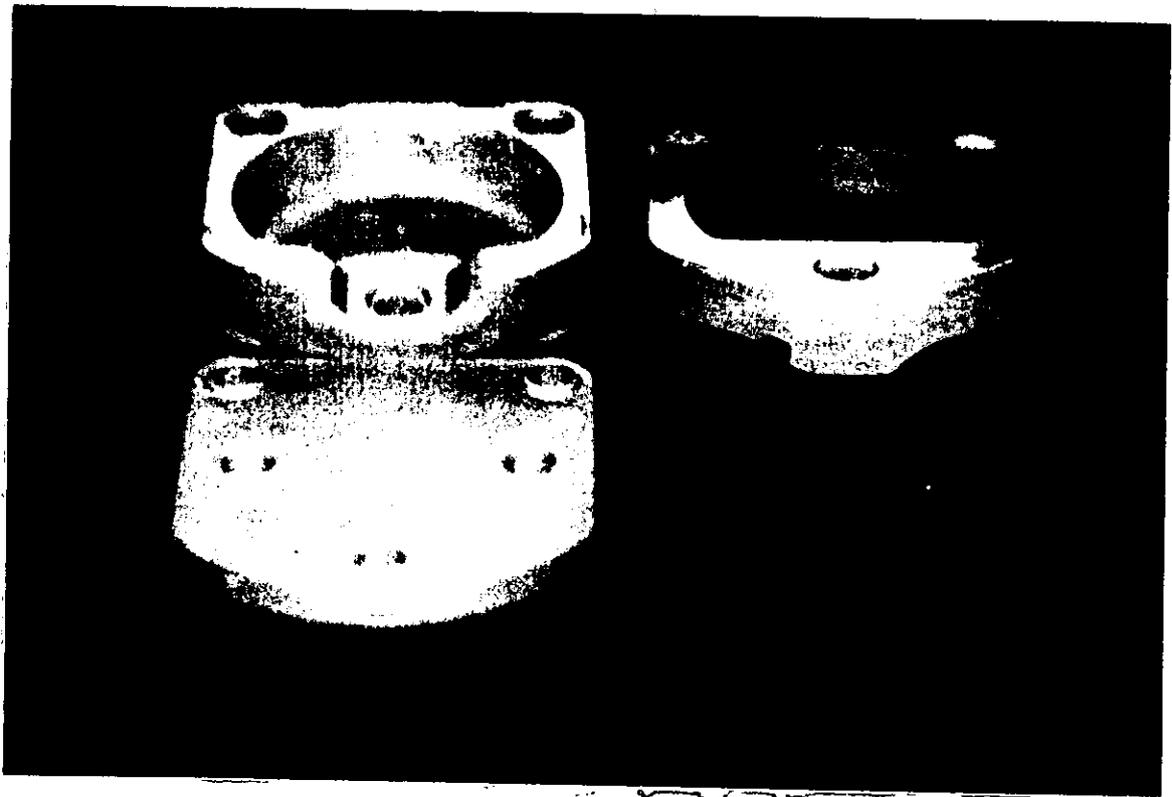
6. Después de haberse enfriado la cera, se desensambló el conformador.

7. Para sacar el prisma rectangular de cera del conformador se deslizó con el dedo índice.

8. Después de fabricar cada uno de los prismas, se calibraron para verificar su medida 1cm. x 1cm. x3cm.(Foto 2),



9. Después de la fabricación de las 150 muestras en cera se prosiguió a enmuflar.(Foto 3)



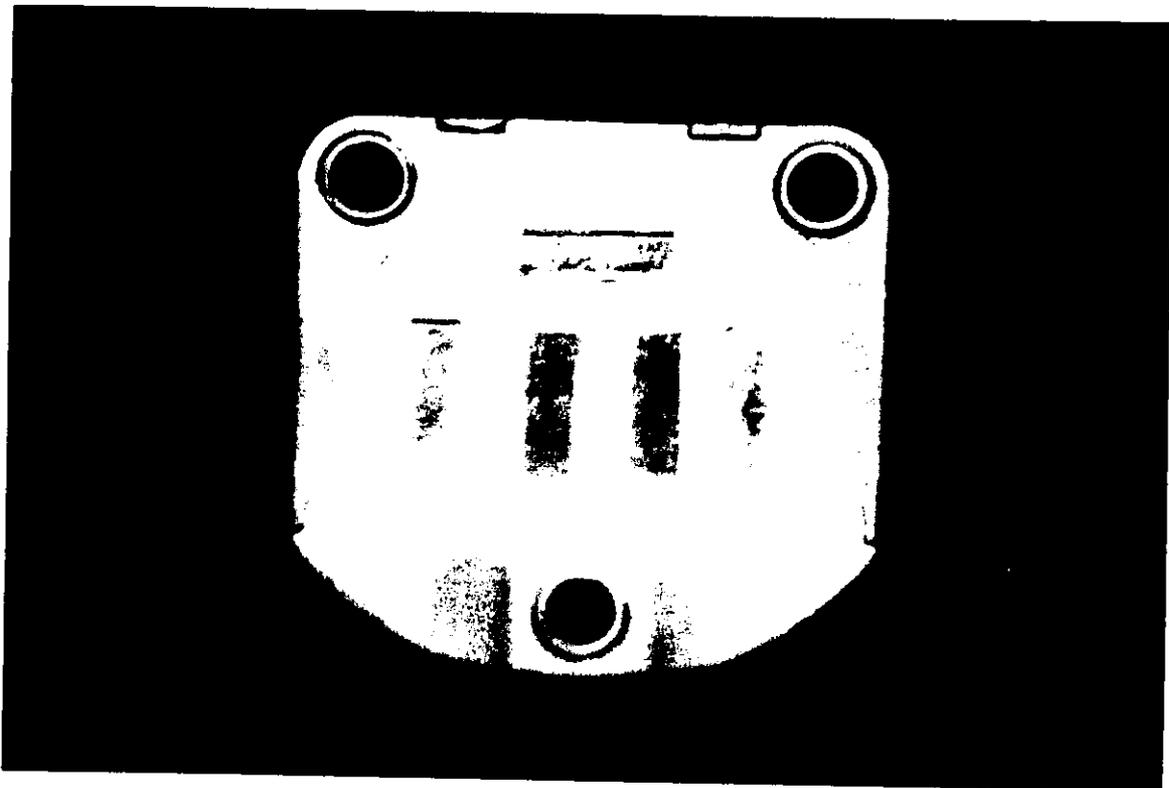
10. Primero se aplicó vaselina a la mufla GC (FRP).

11. Se pesaron 100 gramos de yeso tipo alfa y 100 gramos de yeso paris

Se mezclaron estos dos tipos de yeso con 80ml. de agua.

12. Se vibró el yeso para eliminar burbujas de aire, posteriormente la mufla se colocó sobre el vibrador, depositando el yeso mezclado para evitar burbujas.

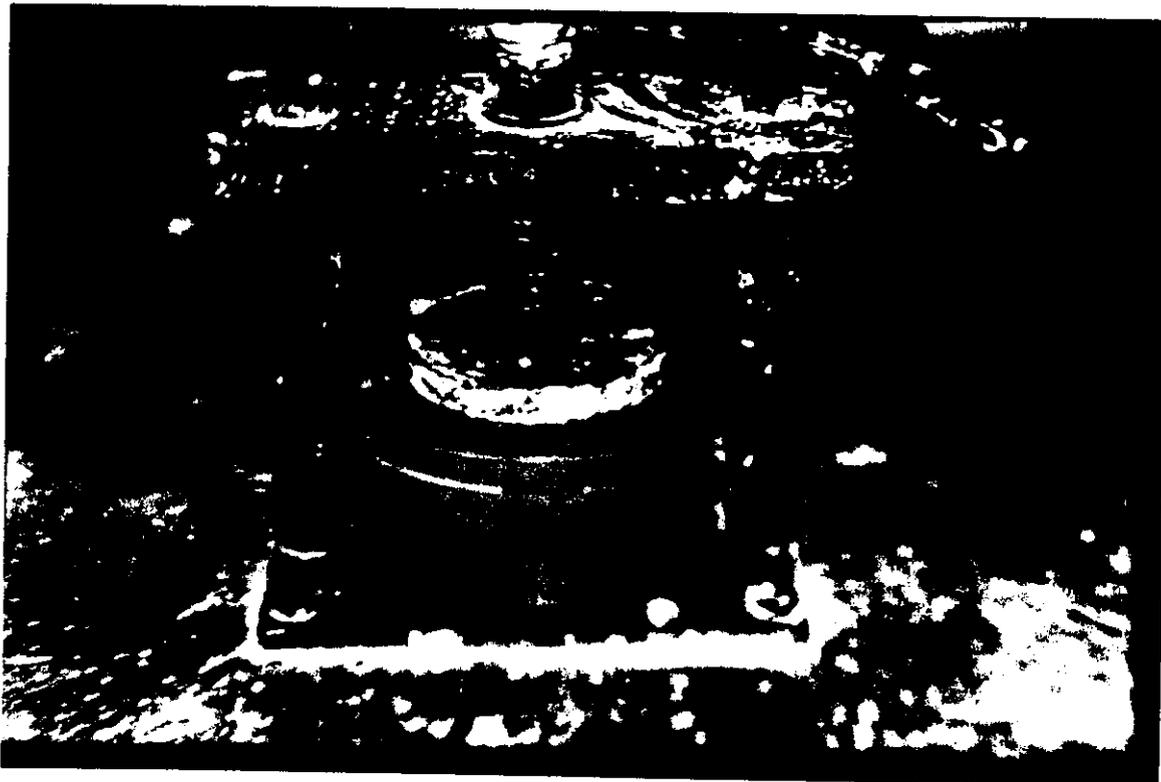
13. Se distribuyeron 5 prismas de cera dentro de la mufla como se indica en la foto 4.



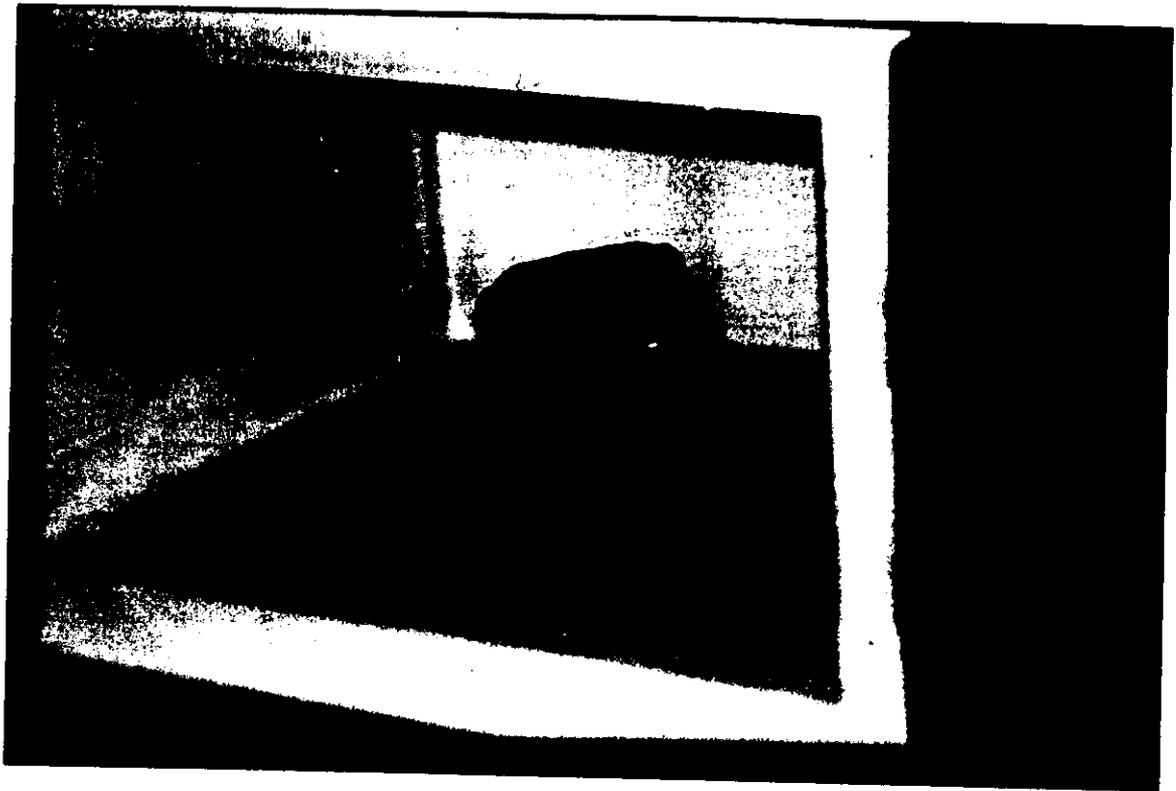
14. Después de que el yeso ha fraguado se colocó separador (agua jabonosa).

15. Se coloca la contramufla y se preparan otros 200 gramos de yeso (50% de yeso tipo alfa y 50% de yeso paris), se coloca la mufla sobre el vibrador y se viertió el yeso hasta el límite de la misma.

16. La mufla (sin tornillos) se colocó en una prensa dinámica, apretando lo suficiente solo para mantener la mufla a una presión constante, hasta que fraguara el yeso. (Foto 5).



17. Posteriormente al fraguado del yeso se colocaron los tornillos y se apretaron un cuarto de vuelta. Se metio la mufia en posición vertical al horno de microondas marca Panasonic a un poder "HI", por 30 segundos para ablandar la cera (Foto 6).



18. Se abrió la mufla y se retiraron los prismas de cera, al estar blandos los cubos se retirarán con facilidad, ya que si se le deja mayor tiempo en el horno de microondas la cera se derrite provocando con ello más residuos.

19. Para eliminar los residuos se empleo el Aqua Clean 3, Degussa el cual expulsa agua a presión. (Foto 7).



20. Posteriormente a la eliminación de los residuos de cera, se colocaron 4 capas de separador yeso/acrílico, marca Alcote.

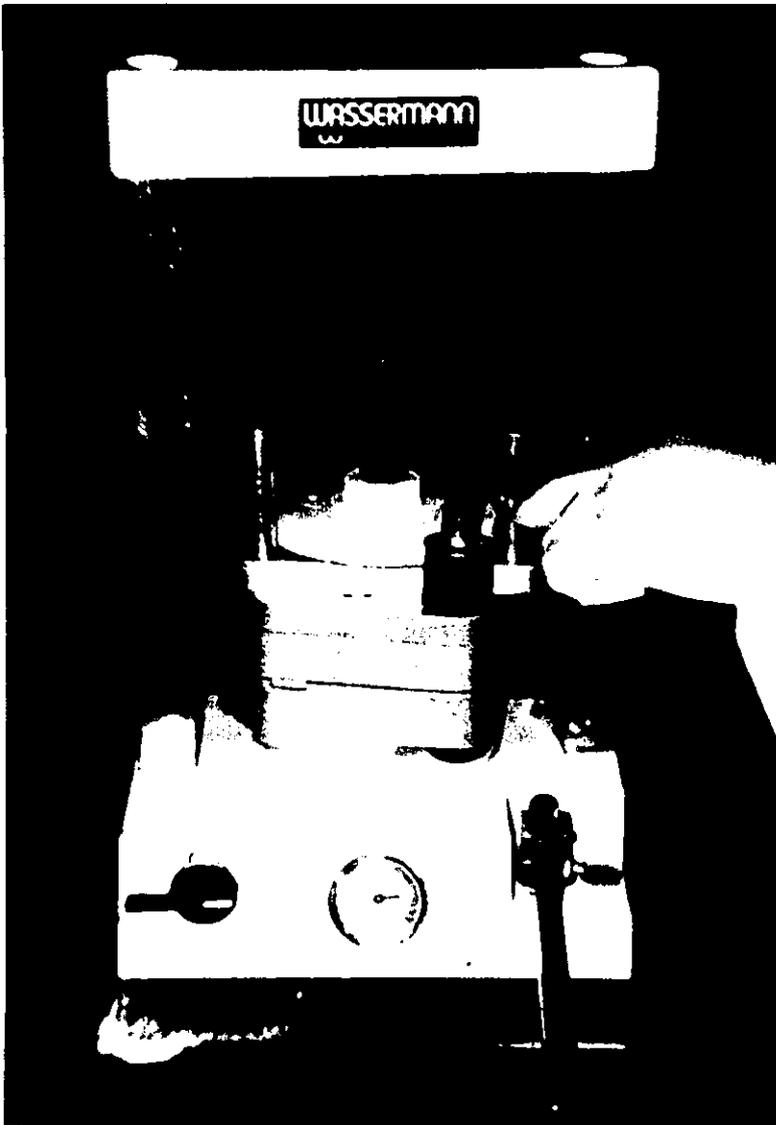
21. En un frasco de vidrio se preparó el acrílico marca Proalon, previamente medido en una proporción polvo/líquido de 30cc/10ml. Se mezclaron hasta obtener una consistencia granular. Se tapó el frasco y esperamos de 8 a 10 minutos, revisando periódicamente ya que dependiendo del clima esté altera la polimerización; hasta que el acrílico tomó una consistencia de migajón (esto es cuando el acrílico ya no se pega, ni se hace hebra). Con guantes de latex se toma el acrílico y se amasa bien para una mejor mezcla del monómero y polímero y también para evitar el posible atrapamiento de burbujas de aire.

22. Se colocó el material suficiente de acrílico en cada uno de los 5 espacios de la mufla. (Foto 8).



23. Después se colocó un papel de celofan humedecido en agua sobre el acrílico empacado y se cerro la mufla. Se insertó el tripode en la mufla y se llevó a una prensa neumática marca Wasserman a una presión de 1.5, 2.0.psi.

24. Se abrió la mufla, se retiró el papel celofan y se recortaron los excedentes de acrílico con un bisturi hoja No. 11, posteriormente se volvió a cerrar la mufla, se colocaron los tornillos y se llevo la mufla nuevamente a la prensa, esta vez la posición del tripode es invertida, se preno hasta 2.5 psi, cuando la presión baja hasta 2.0 psi se apretaban cada uno de los tornillos de la mufla dandoles un cuarto de vuelta. (Foto 9).



25. Posteriormente se retiró la mufla de la prensa y se dejó en curado de banca por un período de 20 minutos.

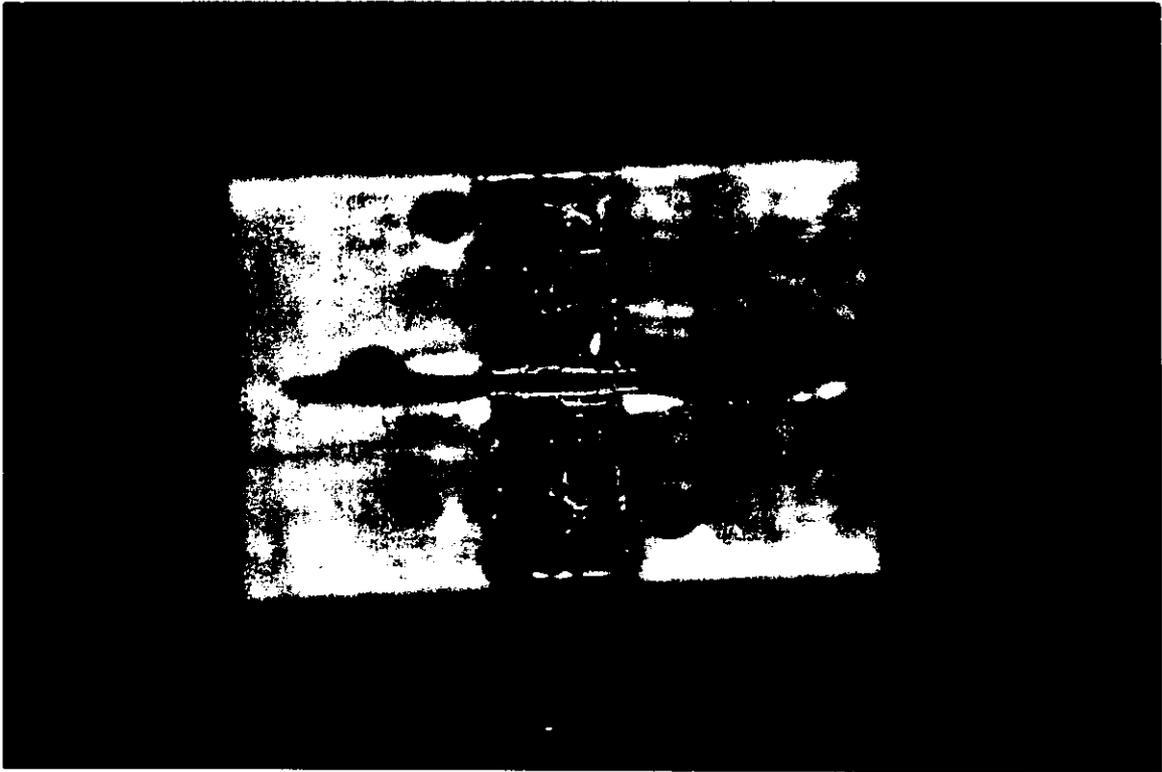
26. Después se procesó en el horno de microondas, marca Panasonic a un poder "HI" por 3 minutos, se retiró del horno y se dejó enfriar en banca durante 30 minutos, después se abrió la mufla y se separaron los prismas de acrílico del yeso usando las pinzas de cangrejo.

27. Para eliminar los residuos de yeso en los cubos de acrílico, se limpiaron con un freson para acrílico y se pulieron con una lija de agua, marca Fandeli grano no. 240.

28. Este procedimiento se llevó a cabo para las 25 muestras de cada tipo de acrílico (Acron GC, Proalon y Nictone), las otras 75 muestras de los mismos acrílicos se procesaron con una diferencia en el tiempo y poder. Estas muestras fueron programadas para ser procesadas a un poder bajo ("LOW") por 13 minutos y enseguida en un poder alto ("HI") a 1.5 minutos, esta modificación de tiempo y poder fue sugerido por William Pagan¹⁵, Jefe de Laboratorio Central de VA Centro Médico Oeste Los Angeles.

29. Obtenidas todas las muestras de cada acrílico se seccionaron los cubos de la siguiente manera. El mismo conformador metálico empleado para la elaboración de los cubos en cera se desensambló, descartando la mitad plana,

y se le realizó una ranura a la mitad con un disco de óxido de aluminio. Una vez seccionado el conformador se colocó el prisma de acrílico dentro del conformador sujetandolo de los extremos libres y se seccionó con un motor de baja velocidad, usando un disco de óxido de aluminio. (Foto 10)



30. Las superficies seccionadas de los cubos de acrílico fueron teñidas con Fuscina. La razón por la que se empleó esta tintura fué que se llevaron a cabo pruebas de tinción para elegir la que mejor penetraba las porosidades.

Para las pruebas de tinción se utilizaron las siguientes tinturas : tinta china, violeta de Genciana, fuscina, eosina, hematoxilina y un marcado (Sharpee, color azul). Se colocó una gota de cada tintura en los cubos de acrílico y se dejó durante un minuto para que la tinta penetrara en los poros. Después se retiraron excedentes con una torunda con alcohol. El mejor resultado se obtuvo con la fuscina.

31. A continuación de teñir todas las muestras se le tomaron transparencias a una mitad de cada una de las muestras seccionadas utilizando una cámara Yashica Dental-Eye II con lente macro 100 más tubo de extensión 2x y también se le agregó dos lentillas de 4x cada una, con película para transparencias Fujichrome ASA 100, a una distancia de 7 cm. entre el cubo y la cámara tomada con luz natural (sin flash).

32. Para llevar a cabo el conteo de las porosidades existentes en cada uno de los cubos de acrílico, se proyectaron cada una de las transparencias sobre una pantalla blanca a una distancia de 2.23 cm.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

MATERIAL Y EQUIPO

- Acrílico GC Acron MC (G-C Dental Industrial Corp., Tokyo, Japan)
- Acrílico Proalon (marca nacional)
- Acrílico Nictone (marca nacional)
- Muflas GC (de plástico de fibra reforzada)
- Horno de microondas con mesa giratoria (marca Panasonic)
- Conformador metálico (1.0cm. X 1.0cm.X 3.0cm.)
- Cera rosa no. 7 (marca Filenes)
- Separador para cera (con un contenido de 30% de glicerina)
- Dura Dip
- Mechero
- Espatulas 7a, 31 y de lecrón
- Vernier metálico
- Taza de hule
- Espatula para yeso
- Bascula
- Probeta
- Vaselina
- Yeso piedra (marca magnum)
- Yeso paris
- Prensa dinámica

- Agua jabonosa (FAB)
- Maquina de vapor a presión (Aqua Clean 3, Degussa)
- Frascos de vidrio
- Medidores de acrílico (Polímero y monómero)
- Separador de yeso/acrílico (marca Alcote)
- Papel celofan
- Prensa neumática (Wasserman)
- Tripode
- Mango de bisturí con hoja no. 11
- Pinzas de cangrejo
- Motor de baja velocidad para laboratorio
- Freson para acrílico
- Lijas de agua (grano 240)
- Discos de diamante (óxido de aluminio)
- Tintura de fuscina, eosina, hematoxilina, violeta de genciana, tinta china y marcador sharpee azul
- Cámara Yashica Dental-Eye II con lente macro 100 y tubo de extensión 2x
- 2 lentillas de 4x
- Péliculas para diapositivas Fujichrome ASA 100
- Pantalla blanca
- Proyector para transparencias

RESULTADOS

Esta investigación está basada en el porcentaje de porosidad, entonces la variable será cuantitativa, discontinua y su escala de clasificación será dada en el número de porosidades.

El diseño de esta investigación es observacional y no experimental, retrospectivo, y como solo se midió una sola vez transversal y explicativo en donde comparamos dos grupos contra un grupo control.

Las pruebas estadísticas aplicadas a los resultados obtenidos fueron media, mediana y moda, realizadas en cada marca de acrílico y a los dos tiempos empleados.

Los datos obtenidos se agruparon en una tabla (tabla 1), para hacer más fácil su análisis; en donde comparamos las tres diferentes marcas de acrílicos (Acron GC, Nictone y Proalon) curados a los dos tiempos sugeridos (13 min. "LOW" 80-90 watts 1½ "HI" 500 watts y 3 min. "HI" 500 watts.), señalando en cada uno de los cubos el número de poros hallados,

Los resultados obtenidos de la tabla comparativa de porosidad para Nictone curado a 13 min. "LOW" 80-90 watts 1½ "HI" 500 watts se llevarón a una gráfica de barras en donde el eje de las abscisas se refiere al número de poros de cada cubo y el eje de las coordenadas es el número de prismas (gráfica 1).

Posteriormente los datos obtenidos de Nictone curado a 13 min. "LOW" 80-90 watts 1½ "HI" 500 watts se analizarón estadísticamente (tabla 2) para obtener la media, mediana y moda de donde el porcentaje de porosidad existente en el total de las 25 muestras se obtuvo de la media aritmética.

Los procedimientos realizados para obtener la media, mediana y moda fueron tabulados con sus resultados.

Para los acrílicos Nictone curado a 3 min "HI" 500 watts.(tabla 3), Proalon curado a 13 min. "LOW" 80-90 watts 1½ "HI" 500 watts (tabla 4) y Proalon curado a 3 min."HI" 500 watts (tabla 5) se realizó el mismo análisis estadístico y gráfica de barras como se menciona arriba.

Se realizó una tabla comparativa comparativa de los tres acrílicos a los dos tiempos empleados de los datos obtenidos del análisis estadístico en donde se comparó la media aritmética, mediana, moda, varianza y desviación estandar (tabla 6).

Al acrílico de marca Acron GC no se le realizó ninguna prueba estadística debido a que no presentó porosidad.

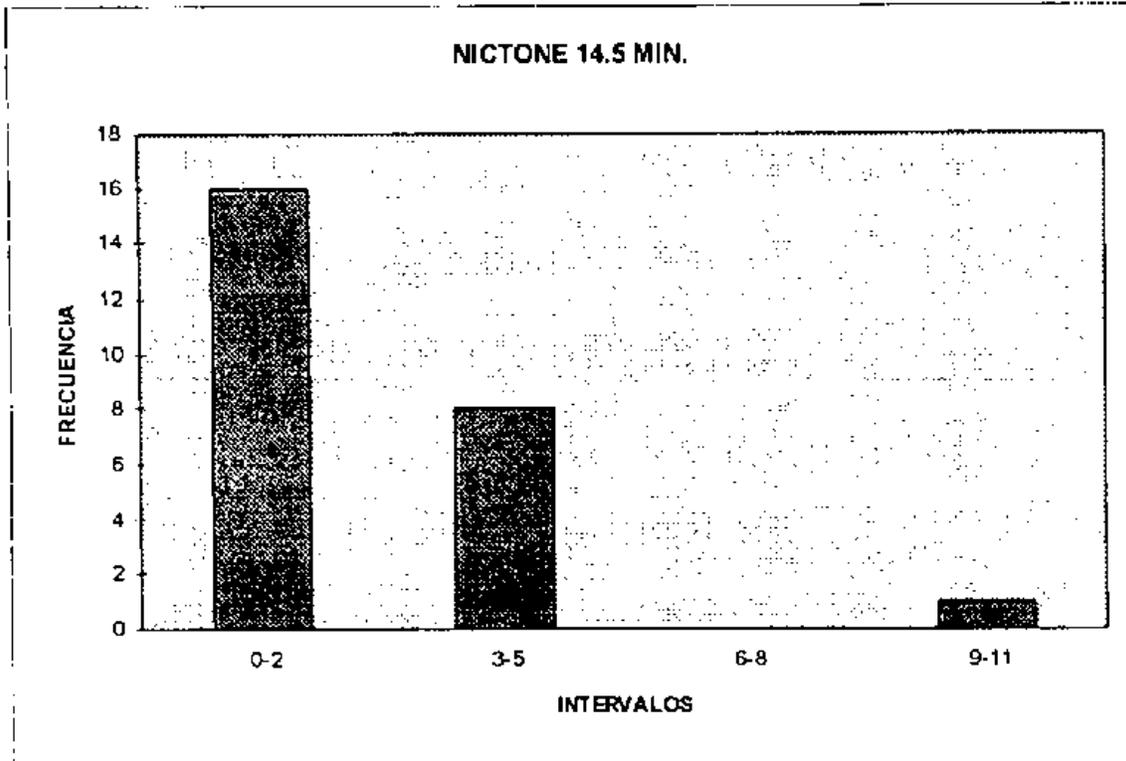
Se realizó polígono de frecuencias (gráfico 5 y 6) para la comparación de los datos obtenidos

| Se comparó las tres marcas de acrílicos curados a 13 min. "LOW" 80-90 watts | | | | | | |
|---|------------|--------|------------|------------------|------------|------------------|
| No. de Cubo | ACRON GC | | NICTONE | | PROALON | |
| | *14.5 MIN. | 3 MIN. | *14.5 MIN. | 3 MIN. | *14.5 MIN. | 3 MIN. |
| 1 | 0 | 0 | 0 | 14 | 1 | 58 |
| 2 | 0 | 0 | 2 | 3 | 2 | 31 |
| 3 | 0 | 0 | 4 | 5 | 2 | 54 |
| 4 | 0 | 0 | 1 | microporosidades | 5 | 1 |
| 5 | 0 | 0 | 0 | 8 | 1 | 22 |
| 6 | 0 | 0 | 0 | 4 | 1 | 0 |
| 7 | 0 | 0 | 3 | 9 | 1 | 60 |
| 8 | 0 | 0 | 4 | 8 | 8 | 60 |
| 9 | 0 | 0 | 0 | 22 | 10 | 21 |
| 10 | 0 | 0 | 1 | 7 | 1 | 3 |
| 11 | 0 | 0 | 2 | 6 | 0 | 24 |
| 12 | 0 | 0 | 2 | 13 | 6 | 25 |
| 13 | 0 | 0 | 0 | 8 | 3 | 16 |
| 14 | 0 | 0 | 0 | 8 | 10 | 13 |
| 15 | 0 | 0 | 3 | 10 | 4 | 4 |
| 16 | 0 | 0 | 5 | 14 | 6 | 12 |
| 17 | 0 | 0 | 0 | 4 | 3 | microporosidades |
| 18 | 0 | 0 | 1 | 4 | 0 | 18 |
| 19 | 0 | 0 | 10 | 5 | 9 | 26 |
| 20 | 0 | 0 | 3 | microporosidades | 17 | 6 |
| 21 | 0 | 0 | 4 | 12 | 5 | 4 |
| 22 | 0 | 0 | 3 | 17 | 9 | 8 |
| 23 | 0 | 0 | 0 | 5 | 11 | 3 |
| 24 | 0 | 0 | 1 | 22 | 1 | 5 |
| 25 | 0 | 0 | 1 | 10 | 4 | 5 |

Tabla 1. Comparación de la porosidad existente en cada muestra.

*13 min. "LOW" 80-90 watts, 1½ "HI" 500 watts.

ANALISIS ESTADISTICO.



gráfica 1

NICTONE 14.5 MIN.

| Intervalos | Marca de Clase (MK) | Frecuencia (F) | F. Acumulada (F.A.) | F. Relativa (F.R.) | F. R. Absoluta (F.R.A.) | (MK)(F) | $-(X_i - \bar{X})$ | $(X_i - \bar{X})^2$ | $F(X_i - \bar{X})^2$ |
|--------------|---------------------|----------------|---------------------|--------------------|-------------------------|-----------|--------------------|---------------------|----------------------|
| 0-2 | 1 | 16 | 16 | 64% | 64% | 16 | -1.32 | 1.74 | 27.84 |
| 3-5 | 4 | 8 | 24 | 34% | 96% | 32 | 1.68 | 2.82 | 22.56 |
| 6-8 | 7 | 0 | 24 | 0% | 96% | 0 | 4.68 | 21.9 | 0 |
| 9-11 | 10 | 1 | 25 | 4% | 100% | 10 | 7.68 | 58.98 | 58.98 |
| Total | | 25 | | | | 58 | | | 109.38 |

Tabla 2

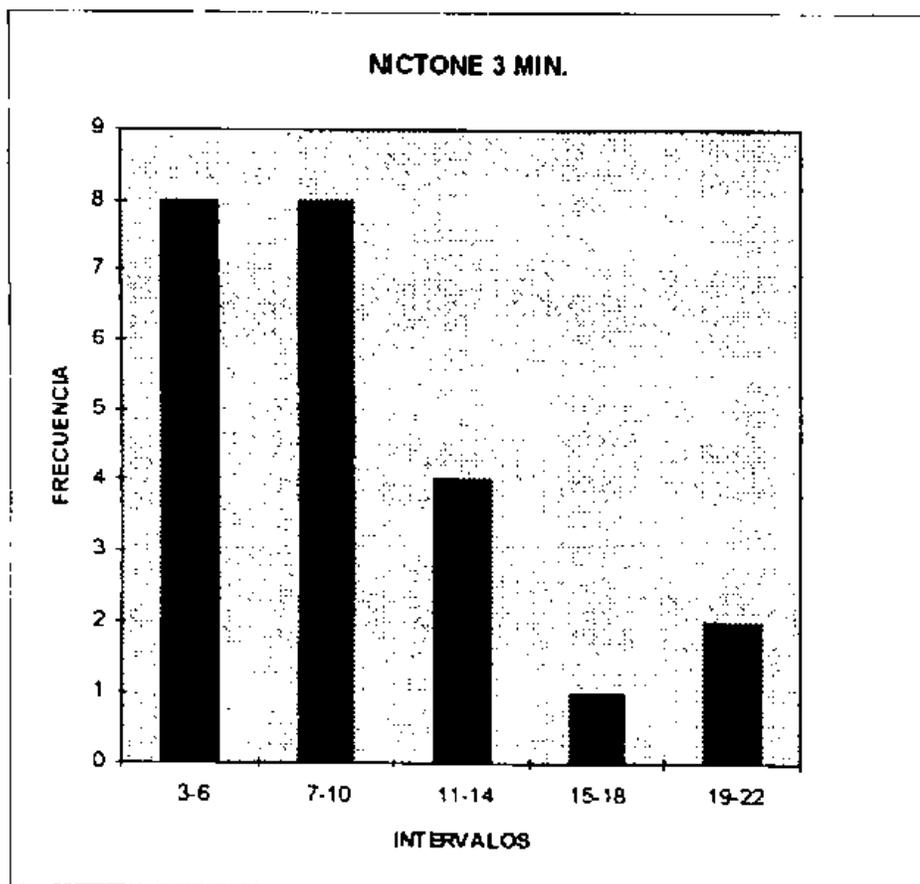
Media Aritmética (\bar{x})=2.32

Mediana=1.56

Moda=1.32

Varianza=4.53

Desviación Estandar=2.13



gráfica 2
NICTONE 3 MIN.

| Intervalos | Marca de Clase (M _C) | Frecuencia (F) | F. Acumulada (F.A.) | F. Relativa (F.R.) | F. R. Absoluta (F.R.A.) | (M _C)(F) | (X _i -X) | (X _i -X) ² | F(X _i -X) ² |
|--------------|----------------------------------|----------------|---------------------|--------------------|-------------------------|----------------------|---------------------|----------------------------------|-----------------------------------|
| 3-6 | 4.5 | 8 | 8 | 34% | 34% | 36 | -4.69 | 21.99 | 175.92 |
| 7-10 | 8.5 | 8 | 16 | 34% | 69% | 68 | -0.69 | 0.47 | 3.76 |
| 11-14 | 12.5 | 4 | 20 | 17% | 86% | 50 | 3.31 | 10.95 | 43.8 |
| 15-16 | 18.5 | 1 | 21 | 4% | 91% | 16.5 | 7.31 | 53.43 | 53.43 |
| 19-22 | 25.5 | 2 | 23 | 8% | 100% | 41 | 11.31 | 127.91 | 255.82 |
| Total | | 23 | | | | 211.5 | | | 632.73 |

Tabla 3

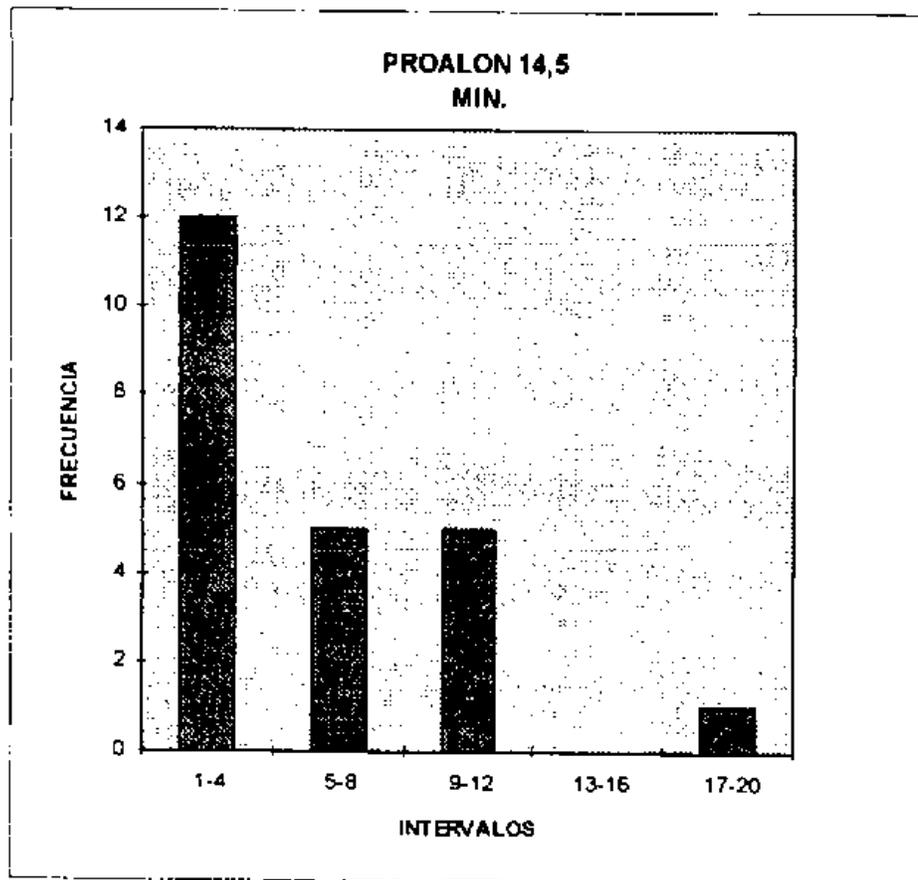
Media Aritmética (x)=9.19

Mediana=8.29

Moda=6

Varianza=20.20

Desviación Estandar=4.92



gráfica 3
PROALON 14.5 MIN.

| Intervalos | Marca de Clase (MK) | Frecuencia (F) | F. Acumulada (F.A.) | F. Relativa (F.R.) | F. R. Absoluta (F.R.A.) | (MK)(F) | (X _i -X) | (X _i -X) ² | F(X _i -X) ² |
|--------------|---------------------|----------------|---------------------|--------------------|-------------------------|--------------|---------------------|----------------------------------|-----------------------------------|
| 1-4 | 2.5 | 12 | 12 | 52% | 52% | 30 | -3.3 | 10.89 | 130.68 |
| 5-8 | 6.5 | 5 | 17 | 21% | 73% | 32.5 | 0.7 | 0.49 | 110.45 |
| 9-12 | 10.5 | 5 | 22 | 21% | 95% | 52.5 | 4.7 | 22.09 | 0 |
| 13-16 | 14.5 | 0 | 22 | 0% | 95% | 0 | 6.7 | 75.69 | 161.29 |
| 17-20 | 18.5 | 1 | 23 | 4% | 100% | 18.5 | 12.7 | 161.29 | 404.87 |
| Total | | 23 | | | | 133.5 | | | 807.29 |

Tabla 4

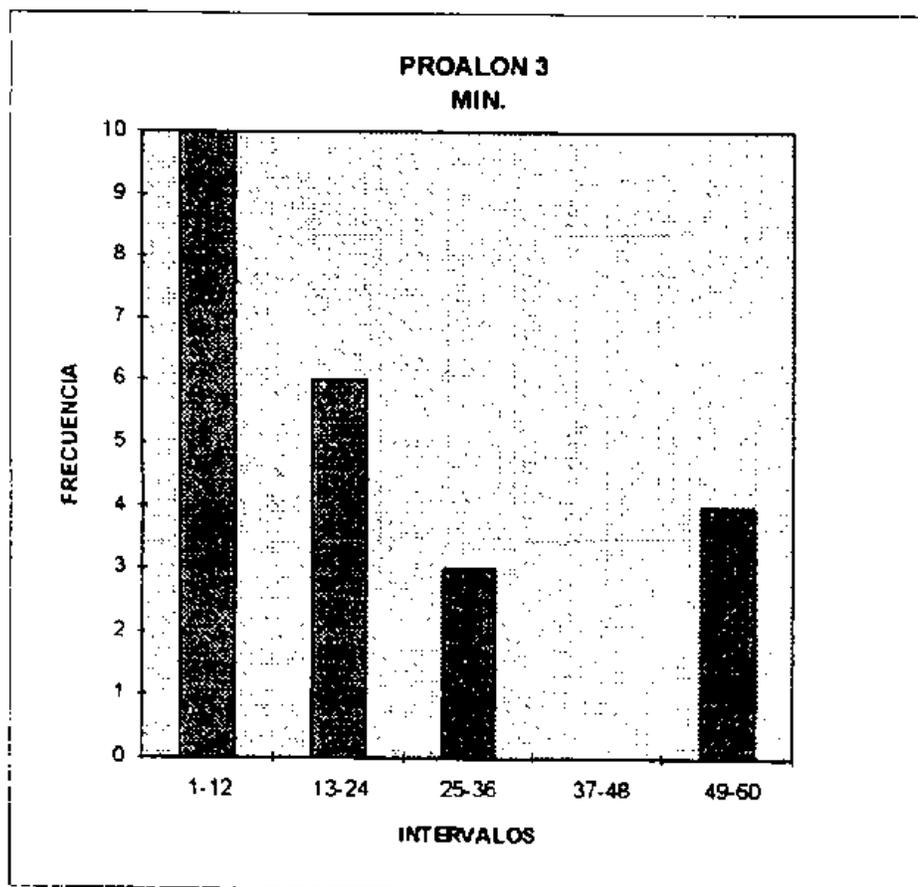
Media Aritmética (x)=5.80

Mediana=3.85

Moda=2.87

Varianza=18.31

Desviación Estandar=4.28



gráfica 4
PROALON 3 MIN.

| Intervalos | Marca de Clase (MK) | Frecuencia (F) | F. Acumulada (F.A.) | F. Relativa (F.R.) | F. R. Absoluta (F.R.A.) | (MK)(F) | (X _i -X) | (X _i -X) ² | F(X _i -X) ² |
|--------------|---------------------|----------------|---------------------|--------------------|-------------------------|--------------|---------------------|----------------------------------|-----------------------------------|
| 1-12 | 6.5 | 10 | 10 | 43% | 43% | 65 | -14.6 | 213.16 | 2131.6 |
| 13-24 | 18.5 | 6 | 16 | 26% | 69% | 111 | -2.6 | 6.76 | 40.56 |
| 25-36 | 30.5 | 3 | 19 | 13% | 82% | 91.5 | 9.4 | 88.36 | 268.08 |
| 37-48 | 42.5 | 0 | 19 | 0% | 82% | 0 | 21.4 | 457.96 | 0 |
| 49-60 | 54.5 | 4 | 23 | 17% | 100% | 218 | 33.4 | 1115.56 | 4462.24 |
| Total | | 23 | | | | 485.5 | | | 6899.48 |

Tabla 5

Media Aritmética (x)=21.10

Mediana=15.75

Moda=5.18

Varianza=313.29

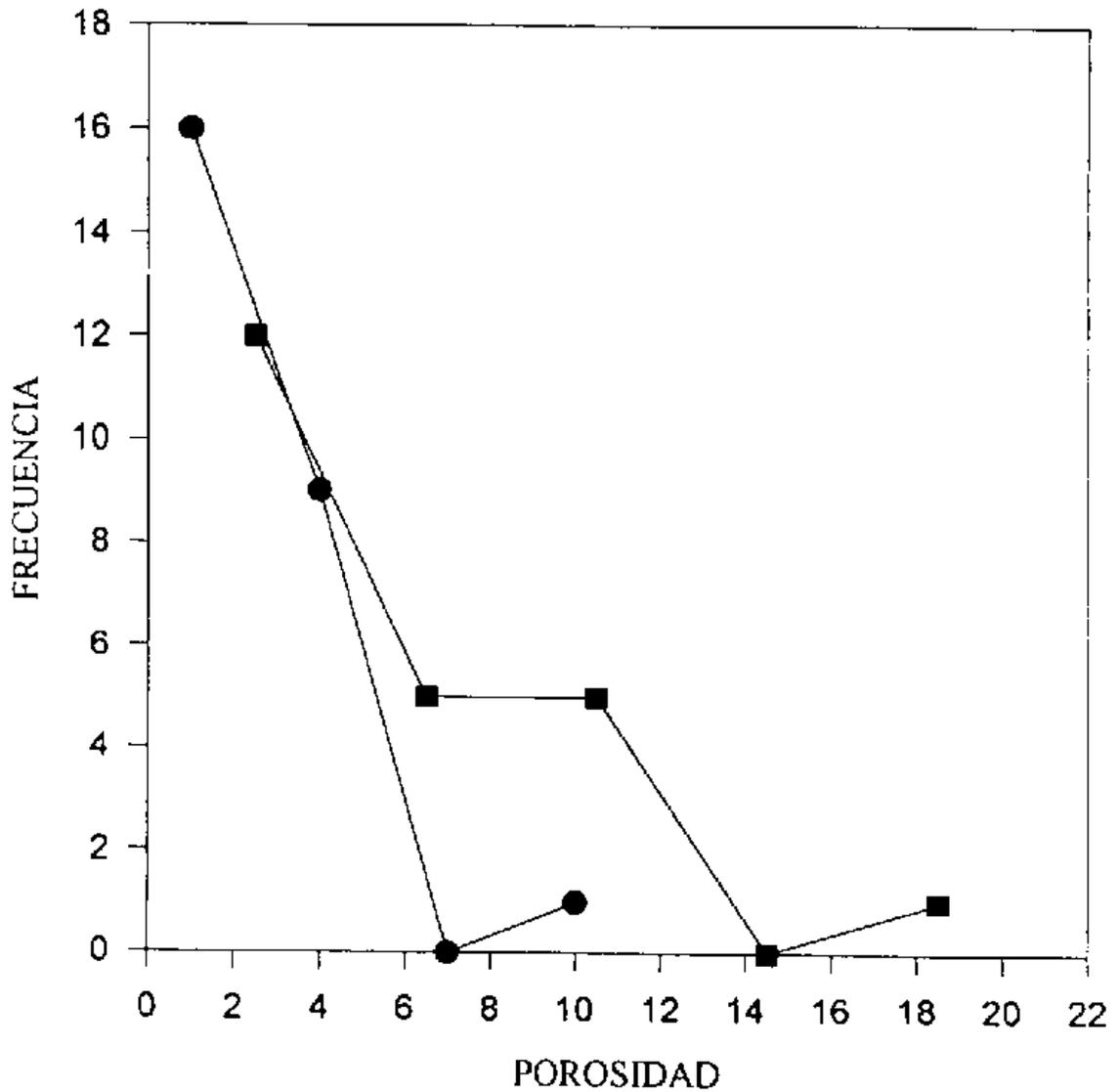
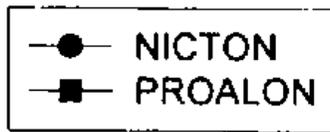
Desviación Estandar=17.70

| | Acron GC 14.5 MIN. | Acron GC 3 MIN. | Nictone 14.5 MIN. | Nictone 3 MIN. | Proalon 14.5 MIN. | Proalon 3 MIN. |
|-------------------------|-----------------------|--------------------|----------------------|-------------------|----------------------|-------------------|
| x= | 0 | 0 | 2.32 | 9.13 | 5.80 | 21.10 |
| Mediana= | 0 | 0 | 1.56 | 8.29 | 3.85 | 15.75 |
| Moda= | 0 | 0 | 1.32 | 6 | 2.87 | 5.18 |
| Varianza= | 0 | 0 | 4.53 | 20.20 | 18.31 | 313.29 |
| Desviacion Estandar= | 0 | 0 | 2.13 | 4.92 | 4.20 | 17.79 |

Tabla 6

POLIGONO DE FRECUENCIAS 13 MIN. "LOW" 1 1/2 MIN. "HI".

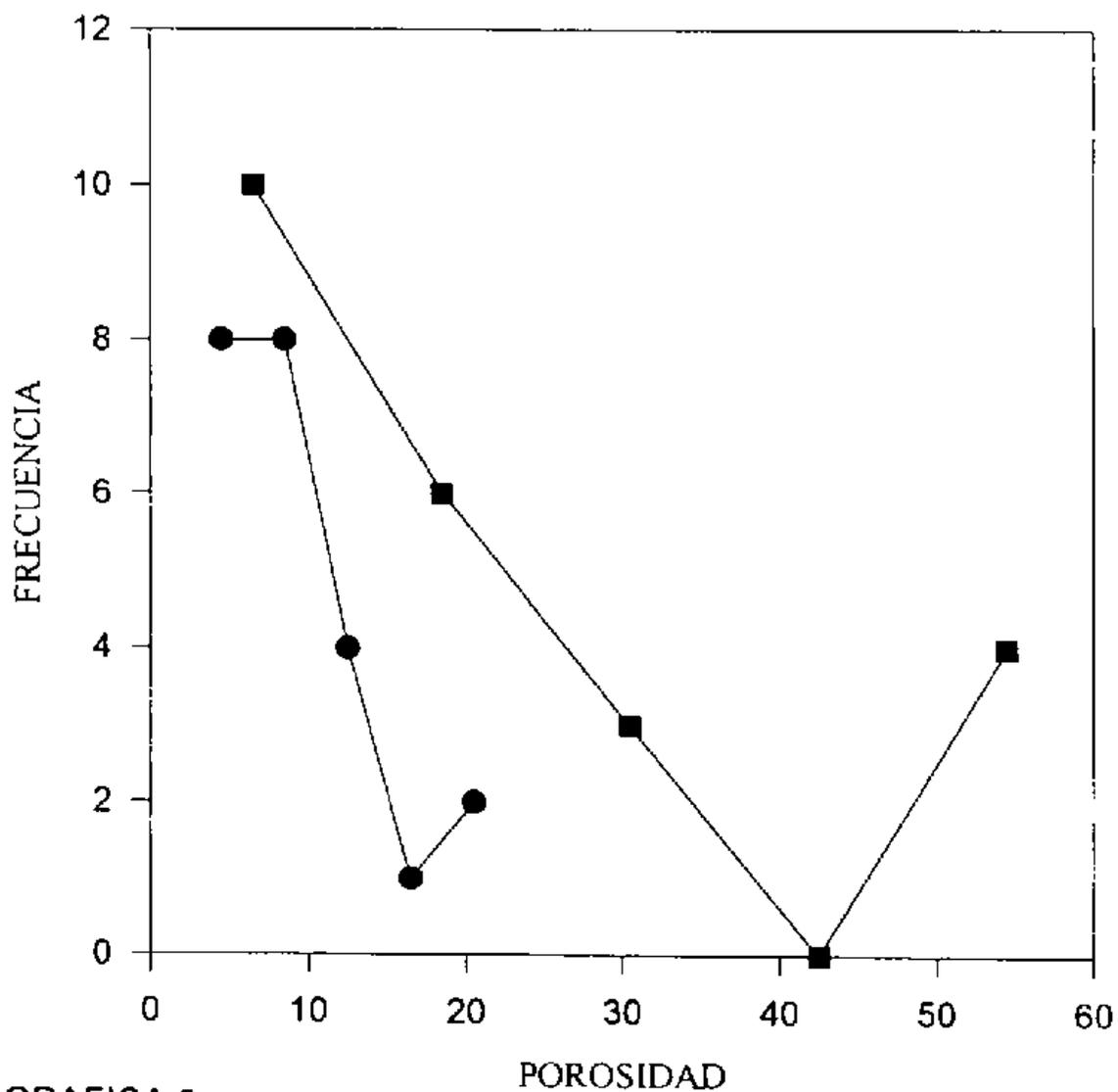
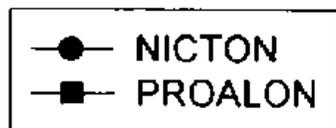
ACRON GC (POROSIDAD 0)



GRAFICA 5

POLIGONO DE FRECUENCIAS 3 MINUTOS.

ACRON GC (POROSIDAD 0)



GRAFICA 6

DISCUSION

El uso de microondas para procesar resinas acrílicas en laboratorios dentales se está volviendo amplio. Las ventajas de procesar con microondas incluye disminuir el tiempo de curado. Mientras que el procedimiento con baño de agua caliente requiere de largos periodos de tiempo, el procesado con microondas puede tomar poco tiempo de 3 a 14 minutos. Otra ventaja es el de poder procesar sin unidad de curado.

Una desventaja reportada por Reitz¹⁹, et al en 1985, es un incremento en la porosidad. en 1987 Tiebout, Westpal, y Doori²⁵ et al también describieron un incremento en la porosidad de muestras más gruesas (3cm. o más) al ser procesadas en microondas. Sin embargo, Troung y Thomas²⁶ encontraron un incremento en la porosidad asociado con el tiempo de procesado y el voltage. Finalmente, Sanders²² et al reportaron una porosidad con todos los métodos de procesado que se probaron en ese estudio en cuatro resinas acrílicas convencionales y una resina acrílica que fué desarrollada para el procesamiento con microondas.

Los resultados obtenidos de este estudio demostraron que el acrílico Acron GC (para microondas), después de haber sido sometido a una polimerización de 13 min. "LOW" 80-90 watts y minuto y medio "HI" 500 watts, se observó lo siguiente de los 25 especímenes analizados por el método

sugerido en el artículo de That R. Taubert, no se observó ninguna porosidad, sin embargo hubo variación en cuanto al color. El acrílico marca Proalon al ser sometido a polimerización con las mismas características que los anteriores, la porosidad se incremento en un promedio en un 5.8.

Al ser sometidos los acrílicos a una radiación electromagnética con una potencia de 500 watts por un tiempo de 3 minutos es decir al tiempo que sugiere al acrílico de marca Acron GC, se observó un incremento en la porosidad para los acrílicos Nictone y Proalon, nuevamente el Acron GC no manifestó porosidad y el color fué consistente; el acrílico marca Nictone procesado durante 3 minutos representó el 9.19 de promedio en porosidad por lo que su calidad fué muy deficiente mientras que el acrílico Proalon se observó un incremento mayor presentando un 21.10 de promedio en porosidad por lo que sus deficiencias son mayores.

Nuevas tecnologías requiere de diferentes materiales y procedimientos. Es necesario usar una resina adecuada y un método apropiado de procesado. El voltage correcto y ciclos de curado también son importantes. La energía de microondas ha demostrado ser una fuente de calor aceptable para procesar las resinas acrílicas.

Las dentaduras curadas por energía de microondas tienen la ventaja de tener un tiempo de curado más corto, facilidad y limpieza. La mufia de plástico

ligero sustituyo la mufla metálica pesada y la prensa, y el tanque de agua está sustituido por el horno de microondas.

Las desventajas del procesamiento con microondas se relacionan principalmente a las muflas de plástico. Las muflas son costosas y tienden a romperse después de varios usos.

CONCLUSIONES

Los resultados generados de estos estudios concluyen que:

El acrílico Acron GC curado a un tiempo de 13 min. aun poder "LOW"80-90 WATTS y minuto y medio a un poder de "HI"500 watts no se observó ningún grado de porosidad en los 25 especímenes analizados, pero se encontro un ligero cambio en el color.

El acrílico Acron GC curado durante un tiempo de 3 min. a un poder "HI"500 watts no se observó ningún grado de porosidad ni cambio alguno en el color, por lo que se recomienda ampliamente el empleo de esta marca de acrílico al tiempo sugerido, ya que no presenta porosidad.

El acrílico nacional marca Nictone al ser sometido a un proceso de polimerización durante 13min. poder "LOW"80-90 watts y minuto y medio a un poder "HI"500 watts se observó 2.32 de promedio en porosidad, no presentando alguna variación en cuanto a su color.

El acrílico nacional marca Nictone al ser sometido a un proceso de polimerización con radiación electromagnética con una potencia de 500 watts por un tiempo de 3 min. se observó un incremento en la porosidad

representando el 9.14 de promedio en porosidad por lo que su calidad fué muy deficiente.

El acrílico marca Proalon al ser sometido curado durante 13 min. "LOW" 80-90 watts y minuto y medio "HI" 500 watts la porosidad incremento en promedio en un 5.8%.

El acrílico marca Proalon procesado durante 3min. "HI" 500 watts se observó un incremento mayor presentandoun 21,10 de promedio en porosidad por lo que sus deficiencias son mayores.

Por lo que se concluye que el Acron GC es el acrílico de elección disminuyendo considerablemente el tiempo de trabajo además de cumplir con los objetivos específicos y como una segunda opción manejar el acrílico marca Nictone al tiempo sugerido de 13 minutos a un poder "LOW" 80-90 watts y minuto y medio a un poder "HI" 500 watts; inclusive estos resultados sugieren que es probable reducir la porosidad aumentando los tiempos de polimerización; la marca de acrílico Proalon por sus características mostradas en la polimerización en cuanto a la porosidad no es recomendable procesarlo por medio de la energía de un horno de microondas.

BIBLIOGRAFIA

1. Bafile M., Graser G.N., Myers Myers M.L.. Porosity of denture resin cured by microwave energy. J Prosthet Dent. 66: 269-279, 1991 Aug.

2. Combe E. C. Materiales Dentales. Barcelona, España: Editorial Labor, 1990: 245-253.

3. Craig R.G.. Dental Materials. Michigan: Review Michigan University of Michigan School of Dentistry, 1987:

4. Craig R.G., O'Brien W.J., y powers J.M.. Materiales Dentales: Propiedades y manipulación. Argentina: Editorial Mundi S.A.I.C. y F., 1985 206-216.

5. De Clerk J.P.. Microwave Polymerization of Acrylic Resins Used in Dental Prostheses. J Prosthet Dent. 57 (5): 650-658, 1987 May.

6. Gúzman H.J.. Biomateriales Odontológicos de uso Clínico. Editores CAT, 1990.

7. Hiroshi K., Fumio T., Hiroyasu O., Takahiro S. and Manabu Y.. Applications of Microwave for Dental Technique (Part I): Dough Forming and

Curing of Acrylic Resins. Journal of the Osaka University Dental School 23: 43-49, 1983 Dec.

8. Hiroshi K., Fumio T., Hiroyasu O., Takahiro S. and Manabu Y.. Applications of Dental Technique (Part II): Adaptability of Cured Acrylic Resins. Journal of the Osaka University Dental School 24: 21-29, 1984 Dec.

9. Hiroshi K., Fumio T., Hiroyasu O., Takahiro S. and Manabu Y.. Applications of Microwave for Dental Technique (Part III): Development of Model Materials for microwave Polymerization. Journal of the Osaka University Dental School 27: 41-50, 1987 Dec.

10. Levin B., Sanders J.L., Reitz P.V., The Use of Microwave Energy for Processing Acrylic Resins. J Prosthet Dent. 61 (3): 381-383, 1989 Mar.

11. Mc Cabe J.F.. Anderson: Materiales de aplicación dental. Salvat Editores, S.A., 1988: 77-90.

12. Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation; with particular reference to heating curing resins. J. Osaka Univ. Dent School 1988; 2:23-40.

13. O'Brien W.J., y Ryge G.. Materiales Dentales y su selección. Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana, 1980: 65-85.

14 Osborne J.. Tecnología y Materiales Dentales. Editorial Limusa, 1987: 237-257, 263-267.

15. Pagan W. J. Técnica para la Polimerización de Resinas Acrílicas de polimetilmetacrilato y Elastómeros de Silicón con irradiación de Microondas. Jefe , Laboratorio Dental Central (691/ w160L)VA Centro Médico Oeste Los Angeles Wilshire y Sautelle Boulevards Los Angeles, California 90073..

16. Peyton F.A.. Materiales Dentales Restauradores. 1a. Edición, Buenos Aires, Argentina: Editorial Mundi. 370.

17. Phillips R.W... La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner. 8a. Edición. Editorial Interamericana, 1988: 185-224.

18. Reisbick M.H. y Gardner A.F.. Materiales Dentales en Odontología Clínica. D.F., México: Editorial El Manual Moderno, S.A. de C.V., 1985: 285-298.

19. Reitz P.V., Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy physical properties Quintessence Int. 1985: 547-51.

20. Reports of Council and Bureaus. Revised American Dental Association Specification No. 12 for Denture Base Polymers. JADA vol. 90: 451-458, 1975 Feb.

21. Salim S., Sadamori S. and Hamada T.. The Dimensional Accuracy of Rectangular Acrylic Resin Specimens Cured by Three Denture Base Processing Methods. J Prosthet Dent, 67: 879-881, 1992 Jun.

22. Sanders J.L., Levin B., Reitz P.V.. Comparison of the Adaptation of Acrylic Resins Cured by Microwave Energy and Conventional Water Bath. Quintessence International 22(3), 181-186, 1991 Mar.

23. Taubert T.P.. Controlling Porosity in Microwave Processed Acrylic. Trends and Techniques in the Contemporary Dental Laboratory 9(3): 45-48, 1992 April.

24. Tiebout L. and Westphal D. Microwave cooking hits the denture market. Trends & Techniques, pp. 35-38, July/August- 1987.

25. Tetsuya Takamada. Jame C. Setcos, Ralph W. Phillips. Malcom E. Boone; Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization JADA Vol 119 Aug 1989. 271-276.

26. Troung, V.T. and Thomas, F.G.V.: Comparison of denture acrylic resins cures by boiling water and water energy. Australian Dental Journal, 1988: 33 (3): 201-4.

27. Wallace P.W., Gracer G.N., Myers M.L., Proskin H.M.. Dimensional Accuracy of Denture Resin Cured by Microwave Energy. J Prosthet Dent. 66(3): 403-408, 1991 Sept.

28. Williams D.F., y Cunningham J.. Materiales en la Odontología Clínica. Editorial Mundi, 1982: 299-315.