



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA
RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN Y
DUREZA DE RESINA POLIMERIZADA CON
DOS SISTEMAS DE LABORATORIO.**

**T E S I N A
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
C I R U J A N O D E N T I S T A**

P R E S E N T A

JOSÉ DANIEL AVILA VALDEZ

C.D. ARCADIO BARRÓN ZAVALA

MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, DF

2008



Universidad Nacional
Autónoma de México

Biblioteca Central

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM



UNAM – Dirección General de Bibliotecas

Tesis Digitales

Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Para ser exitoso no tienes que hacer cosas extraordinarias. Haz cosas ordinarias,
extraordinariamente bien.

Jim Rohn.

*A mis padres por haber creído en mí, por todo el apoyo
Que me han brindado y ayudarme siempre, gracias por
Estar conmigo durante todo este tiempo y por su confianza.*

*A mi hermana por que pese a nuestras diferencias
Siempre ha estado a mi lado apoyándome en todo.*

*A mi novia Miri por su todo su apoyo
ayuda , comprensión
amor y cariño
Te amo.*

*Y a toda mi familia, (Ernesto Valdez, Ma. Elena García,
Ma. De los Ángeles, Salvador, Oscar y Joel Ávila García)
En especial a mi tía Lilia Susana por estar
Siempre detrás de mí.*

*Al CD. Arcadio Barrón Zavala
Gracias a su apoyo por la asesoría de este trabajo.*

*Al CD. Jorge Guerrero Ibarra
Por brindar sus conocimientos, instalaciones y equipo.*

*A la facultad de Odontología
Por abrirme sus puertas.*

INDICE

Introducción

1. Antecedentes	1
2. Marco teórico	5
2.1 Química de las resinas compuestas	5
2.2 Normas	6
2.2.1 ADA	7
2.2.1 ISO	8
2.3 Clasificación cronológica de las resinas compuestas	9
2.4 Polimerización	11
2.4.1 Polimerización por condensación	11
2.4.2 Polimerización por adición	12
2.5 Proceso de fotopolimerización	13
2.5.1 Etapas de la polimerización	13
2.5.2 Proceso de polimerización	14
2.6 Resinas compuestas	17
2.7 Polividrio	19
2.8 Cerómeros	20
2.9 Resinas compuestas en el laboratorio	21
2.10 Sistemas de polimerización en el laboratorio	23
2.11 Dureza superficial	24
2.11.1 Escalas para medir la dureza	25
3. Planteamiento del problema	28

4. Justificación	29
5. Hipótesis	30
6. Objetivos	31
6.1 Objetivos generales	31
6.2 Objetivos específicos	31
7. Material y métodos	32
7.1 Tipo de estudio	32
8. Metodología	33
9. Recursos	39
9.1 Recursos humanos	39
9.2 Recursos materiales	40
10. Resultados	41
11. Conclusiones	44
12. Referencias bibliográficas	46

INTRODUCCIÓN

En la actualidad los pacientes no solo buscan que las restauraciones en boca sean indoloras, duraderas, resistentes y estéticas; este último punto es un gran reto que desde hace mucho tiempo se ha venido enfrentando, por lo que han surgido las resinas para resolver esta problemática por proporcionar mejores propiedades.

Las resinas compuestas en sus inicios debían colocarse en dientes anteriores; ayudaban a solucionar en parte el problema pero no podían colocarse en dientes posteriores (en zonas sometidas a cargas) ya que presentaban fracasos, además los pacientes no se sentían satisfechos con los resultados obtenidos por lo que hubo la necesidad de lograr colocarlas en zonas con gran carga masticatoria.

Desde la aparición de las resinas compuestas se ha buscado optimizar sus propiedades y gran parte depende de una polimerización de calidad por lo que la fuente de polimerización es esencial.

Las resinas para dientes posteriores tienen relativamente poco tiempo y cuando aparecieron en el mercado estaban indicados principalmente en premolares y molares sólo en cavidades muy pequeñas y sin esfuerzo masticatorio para evitar el fracaso, por la gran contracción de polimerizado y el cambio dimensional térmico importante que presentan.

El uso de las resinas para restauraciones indirectas está difundiéndose con rapidez y constituye una aplicación importante en la práctica clínica.

Se ha optado por colocar restauraciones de resinas indirectas de diversos materiales estéticos (composite tradicional, cerómero y polividrio) que han demostrado que si realizamos la polimerización en el laboratorio, ya sea una fotopolimerización intensa o por medio de algún método auxiliar (calor), podemos obtener mejores propiedades físicas y mecánicas para así lograr una restauración que tenga más permanencia en la boca de los pacientes.

Es importante conocer los materiales, equipos, y procedimientos en cuanto a sus limitaciones así como resultados comprobables y sobre todo una funcionalidad a corto, mediano y largo plazo.

1. ANTECEDENTES

El nombre de los plásticos corresponde a un grupo de sustancias naturales o sintéticas, que provienen de la química del carbono, dentro del grupo de los sintéticos ha revolucionado la industria del plástico a tal punto, que podría decirse que vivimos en la era de los plásticos.

Efectivamente el descubrimiento de los polímeros ha substituido en gran parte a los metales.

En el campo de la odontología, su influencia no se ha dejado esperar, y las resinas compuestas tienen un grupo de biomateriales de extensa aplicación en múltiples campos como operatoria, ortodoncia, prótesis; recientemente en una nueva especialidad denominada odontología estética, la cual utiliza polímeros de fotocurado, de reacción química y reacción combinada o dual.

Las primeras restauraciones dentales a base de polímeros fueron autopolimerizables pero estaban muy lejos de ser el material ideal ya que presentaba algunos problemas, la gran contracción, poca resistencia mecánica, alta absorción de agua, alto coeficiente de expansión térmica, sin dejar de ignorar la alta incidencia de caries secundarias.

En 1951 Knock y Glemn le añadieron partículas de relleno inorgánicas a las resinas acrílicas para reducir la contracción de polimerización. Rose y col. verificaron la incorporación de cristales inertes para reducir el coeficiente de expansión térmica y absorción de agua en proporción con la concentración de relleno estas son conocidas como la primera generación de los materiales.

La segunda generación de materiales con base en resinas, incorpora partículas de vidrio dentro de la resina acrílica. Ésta incrementaba no solo la resistencia mecánica sino también la resistencia a la abrasión, y reducía la contracción volumétrica de la restauración.

En 1962 Rafael L. Bowen desarrollo una nueva resina de dimetacrilato Bisfenol A- Glicil dimetacrilato conocida como Bis-GMA. Éste nos proporciono beneficio en término de propiedades físicas en el que combino el nuevo dimetacrilato con cristales inertes, cuarzo o partículas de cerámicas como materiales de relleno; estos materiales disminuyeron la contracción durante la foto polimerización y el grado de resistencia al desgaste como ningún relleno en la resina.

Originalmente la resina se presentaba en dos pastas, su reacción era autopolimerizable.

Subsecuentemente numerosas variantes fueron introducidas en los sistemas de polimerización con materiales polimerizados con luz ultravioleta y luz visible (azul de focos de halógeno) introducidas en 1973 y 1978 respectivamente.

Las primeras unidades de energía radiante para la polimerización de resinas compuestas, se destaca el sistema NUVA-LITE de la compañía L.D. Caulk. Este sistema utiliza la radiación ultravioleta, con una longitud de onda promedio de 360 nanómetros dentro del Espectro Electromagnético.

Desafortunadamente al poco tiempo se publican varios reportes científicos que alertan sobre problemas biológicos inherentes a la utilización de radiación ultravioleta, entre otros el reporte del consejo de Materiales dentales de la Asociación Dental Americana A.D.A publicado en su revista oficial J.A.D.A. Vol. 92, Abril 1976 en la cual Birdsell,D, y colaboradores, advierten sobre los efectos nocivos en la utilización de radiación U.V.

En 1974 Foster y Water introducen resinas basadas en uretano dimetacrilato (UDMA); muchas de las resinas utilizadas hoy en día son basadas en este tipo de matriz de resina por que tienen gran estabilidad de color y mejor polimerización por luz además de una minimización de contracción durante la polimerización.

Las resinas de microrelleno fueron introducidas en 1977, ofrecen una excelente apariencia estética pero no son indicadas para zonas bajo carga. Mientras que los sistemas híbridos proporcionan un grado de resistencia ante una carga.

La introducción de la tecnología de las resinas compuestas en la odontología restauradora es una de las contribuciones más significativas en el siglo pasado.

Las unidades de fotocurado se han constituido en el elemento de mayor utilización de parte del Odontólogo tanto general como especialista, al igual que para el técnico de laboratorio.

Se han utilizado las resinas indirectas por tener restauraciones de mejores propiedades físicas especialmente para dientes posteriores presentando un mejor comportamiento en boca que las restauraciones a base de resinas directas.

Para su elaboración requieren de sistemas de fotocurado especiales los cuales son de gran importancia ya que muchas de las propiedades finales que tendrá el material son influenciadas por el tipo de unidad de polimerización utilizada.

Uno de los más utilizados en los laboratorios dentales en la actualidad es el sistema de la casa Heraeus Kulzer (Heraflash), pero es costoso por lo que han salido en el mercado productos que ofrecen lo mismo (una adecuada polimerización), y que son adquiridos por muchos laboratorios y algunos dentistas por lo cual es indispensable valorar su eficacia.¹

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Química de las resinas sintéticas

Los polímeros derivan su nombre de *poli*-muchos, *meros*-miembro. Es decir, una molécula compuesta de muchas unidades estructurales. Las moléculas sencillas o unidades estructurales sueltas conforman el monómero. Estas unidades estructurales están unidas entre sí por enlaces covalentes.

Los requisitos ideales de un polímero o plástico para uso dental se establecen así:

- No debe ser tóxico o irritante
- Translucidez y transparencia
- Capacidad de poder darle color
- Estabilidad de color
- Estabilidad dimensional. No debe haber cambios de volumen: contracción o distorsión
- Propiedades físicas y mecánicas adecuadas para su uso en boca

- Debe ser impermeable en los fluidos orales, y no tomar mal olor o aspecto desagradable
- Insolubilidad en el medio oral
- No debe poseer olor o sabor
- Baja densidad
- Su temperatura de ablandamiento térmico debe estar por encima de la temperatura de los alimentos o bebidas que ingiere el paciente
- En caso de ruptura, debe poder repararse fácilmente
- La fabricación de aparatos y su manipulación no debe exigir equipos complicados. 2

2.2 Normas

La formulación de normas o especificaciones sirven como medio de control de la calidad de los diferentes materiales estableciendo los requisitos mínimos deseables en términos de propiedades físicas, mecánicas y muchos otros más.

2.2.1 ADA 27

La aprobación de especificación de la norma ADA 27 como una Norma Nacional Americana fue concebida por el Instituto de las Normas Nacionales Americanas el 16 de Julio de 1993. Esta norma se vuelve eficaz el 16 de Julio de 1994.

Clasificación:

- A. Materiales para la restauración de cavidades que involucren superficies oclusales.
- B. Todos los otros materiales.

Tipo1. Todos los materiales que curan químicamente. En estos se mezcla un iniciador y un activador, pero se excluyen los materiales donde se efectúa la aplicación de energía (materiales de curado duales).

Tipo 2. Los materiales activados por energía externa como la luz azul y se incluyen materiales que contienen un iniciador y activador químico (los materiales duales).

Algunos aspectos importantes que regulan son los siguientes:

- La profundidad de curado de los materiales tipo II no estarán menos de 1mm y en ningún caso ninguno mas de 0.5 de bajo del valor que indica el fabricante.
- La resistencia flexural no deberá ser menor a 50 Mpa.
- La absorción y solubilidad de agua no debe ser mayor de 50 ml/mm³ y la solubilidad mayor de 5mg/mm³.
- El color debe ser parecido a la guía del fabricante.
- La estabilidad de color solo debe de presentarse como un ligero cambio de color apenas perceptible para el valuator.³

2.2.2 ISO 4049:1988

Clasificación

Para los propósitos de esta norma internacional los materiales dentales restauradores a base de resinas se clasifican como sigue:

Tipo 1. Materiales demandados por el fabricante como apropiados para la restauración de cavidades que involucran las superficies oclusales.

Tipo 2. Todos los otros materiales.

Clase I. Materiales curados químicamente aquellos materiales cuyo endurecimiento se logra al mezclar un iniciador y un activador.

Clase II. Materiales activados por energía externa. Aquellos materiales cuyo endurecimiento se logra por la aplicación de energía, tal como luz halógena azul.

Estos se subdividen en 2 clases.

Grupo 1. Materiales que requieren el uso de energía que se aplica intra-oralmente.

Grupo 2. Materiales que requieren el uso de energía que se aplica extra-oralmente. ⁴

2.3 Clasificación cronológica de las resinas compuestas

- Primera generación. Las primeras resinas compuestas aparecidas en el comercio se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por Bis-GMA y un refuerzo en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Este refuerzo de tamaño de partícula grande: macropartícula de 8-10 micrómetros. ²

La pobre textura superficial de estas resinas es la mayor razón del pobre desempeño clínico en especial en la región posterior cuando se encuentran bajo tensiones oclusales. ⁵

- Segunda generación. Fase orgánica o de polímeros, se aumenta al 50% y al 60% el porcentaje de refuerzo de vidrio en forma proporcional. Es la generación de las resinas de micropartícula. El tamaño de partícula del material de refuerzo es de 0.04 micrómetros.²

No son adecuadas para áreas de alta concentración de tensiones debido a la probabilidad de fractura una vez que ellas poseen baja resistencia a la tracción.⁵

- Tercera generación. Corresponde a la de los híbridos, en donde se involucran en la fase inorgánica diferentes tamaños de partícula micro y partícula pequeña.²
- Cuarta generación. Corresponde al grupo de resinas compuestas, las cuales tienen en alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos. ²
- Quinta generación. Resinas compuestas para posteriores. Técnica indirecta procesada con calor y presión, o combinaciones con luz, calor, presión, etc.²
- Sexta generación. Contemporáneas (Micro relleno)²
- Séptima generación. Cerómeros. (Micro relleno)²

2.4 POLIMERIZACIÓN

Polimerización es la reacción química que transforma pequeñas moléculas de polímeros en grandes redes o cadenas de moléculas de monómero con interacciones a distancia, pero cuando se polimeriza la distancia disminuye. 2

El término grado de polimerización corresponde al resultado de dividir el número total de unidades estructurales por el número total de moléculas.

2.4.1 Polimerización por condensación.

Esta reacción corresponde a un grupo de polímeros que forman cadenas y productos secundarios colaterales como agua, alcoholes, halógenos, los cuales interfieren en el crecimiento de las cadenas.

La bakelita, los poliuretanos, el nylon, los materiales para impresión a base de siliconas, y mercaptanos (Silicona por condensación-polimetilsiloxano y hule de polisulfuro) son ejemplos de polimerización por condensación, los cuales no logran la formulación de moléculas gigantes.

2.4.2 Polimerización por adición

En este caso no existen los productos secundarios por lo tanto son mas estables. (silicona por adición – polivinilsiloxano y poliéter).

Clasificación por polimerización

- I. Resinas compuestas con iniciadores y activadores químicos: polimerización química.

Activación química

La activación química fue el modo que empleo Bowen en su primer composite y continúa usándose en algunos productos hoy en día. Los sistemas autopolimerizables suelen presentarse en forma de dos pastas base y catalizador, éste composite reemplazó a los silicatos y a los acrílicos como material estético de restauración principal; éstos a su vez han sido reemplazados por los sistemas fotopolimerizables.

- II. Resinas compuestas que requieren una energía radiante: luz visible (azul de halógeno). Resinas de fotocurado.

Activación por luz visible

Los sistemas activados por luz visible consiguieron solucionar muchos de los problemas inherentes a los sistemas activados por luz UV, y estos composites son hoy en día los de elección. La profundidad de fraguado es mayor (hasta 3 mm) y se requiere menos tiempo de exposición (mínimo de 30-40 seg. por capa).

2.5 PROCESO DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

2.5.1 Etapas de la polimerización

Iniciación: Corresponde a la etapa de inducción en la cual se activa al iniciador ya sea por medio de energía química, física o radiación luminosa (luz visible actualmente).

Se efectúa la apertura de dobles o triples enlaces de cada molécula o unidad estructural.

Propagación: o conformación de la cadena

Terminación: La propagación continúa hasta el momento en que ya no se encuentran radicales libres

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

2.5.2 Proceso de fotopolimerización.

Esta se realiza por medio de energía externa la cual desdobra las dobles ligaduras de las moléculas esenciales llamadas monómeros. El proceso depende de la energía total en lugar de la intensidad de la luz.³

Físicamente para que se produzca la reacción es necesario que la radiación sea absorbida por el material, ésta depende de la longitud de onda y de las características del material sobre la cual actúa.

Pero también existen otros factores como:

- Tiempo de la exposición. Si no es adecuado no se genera suficiente trabajo. Y si es mayor el tiempo desempeñara un papel importante en la evaluación del estrés producidos durante la contracción de polimerización de las resinas.²
- Espesor del material. A medida que la luz del material penetra pierde la capacidad de polimerizar las capas inferiores. Se dice que capas de 2mm o menores son adecuadas.
- Distancia entre la luz y el material. Mientras menor es ésta sin tener contacto directo se incrementara la superficie irradiada.⁶

Las radiaciones se clasifican de acuerdo a su longitud de onda. Y se clasifican a su vez en tres: corta, media y larga. La primera comienza en valores inferiores al nanómetro como son los rayos cósmicos y la larga se extiende hasta valores superiores al metro como las ondas de radio y televisión.

De todo eso lo que es visible para nosotros es un pequeño rango de longitud de onda que es de los 400 a 700 nm aproximadamente. Lo que nosotros ocupamos es un pequeño rango de luz azul que va de los 450 a 500 nm.

Figura 1.

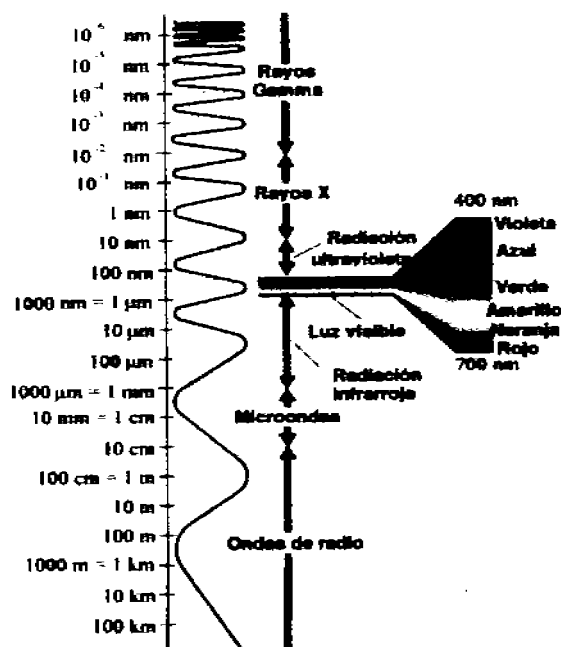


Fig. 1 Espectro electromagnético.

<http://curiosoperoinutil.com/wp-content/uploads/2007/02/emspecsma1.jpg>

Ventajas del sistema:

- Radiación inofensiva para la mayoría de los tejidos; excepto a los ojos.
- Facilidad de manipulación.
- Posibilidad de modelar diferentes colores.
- Masas más pequeñas en las cuales no tendremos aire atrapado.
- Un mejor grado de polimerización comparado con las de sistema químico.
- Mejores propiedades físico mecánicas.
- Menor contracción de polimerización.
- Unidades de fotocurado especiales para laboratorio.²

El dentista en la actualidad dispone de varias opciones para las restauraciones individuales elaboradas en el laboratorio, como puede ser todo de metal, porcelana, o todo en material compuesto (como son composite tradicional, cerómero y polividrio).

Los materiales compuestos están presentes en tres opciones. A pesar de esto, puede que no se ofrezca al paciente esta opción aún cuando el tratamiento sea el más adecuado porque siguen faltando datos acerca de estos materiales, por ende surgen dudas acerca de sus indicaciones y manejo del laboratorio.⁷

Las tres opciones con las que contamos son el composite tradicional, el cerómero, y el polividrio. Las cuales pueden considerarse como variantes de las resinas.

2.6 RESINAS COMPUESTAS

(Composite tradicional)

Formulación. Las fórmulas de resinas compuestas poseen 3 componentes fundamentales:

- La matriz orgánica de resinas.
- El refuerzo inorgánico.
- El puente de unión entre las fracciones orgánica-inorgánica.

Matriz orgánica. La molécula de Bowen para su resina compuesta es de naturaleza híbrida acrílica-epóxica, en donde los grupos reactivos epóxicos terminales se reemplazan por grupos metacrílicos, molécula conocida como Bis-GMA.

Las ventajas en el uso de este tipo de monómeros pueden anotarse así:

- La contracción de polimerización es mucho menor que la experimentada por las resinas de metacrilato de metilo, ya que en la molécula híbrida el grupo acrílico es sólo una pequeña parte de la gran molécula.
- No es volátil.
- La reacción exotérmica de polimerización es baja.

- El tamaño de la molécula y su poca movilidad disminuye la posibilidad de penetración en los túbulos dentinarios, siendo así menos irritante.
- Este copolímero es mucho más resistente, y de mejores propiedades físicas que los correspondientes a las resinas acrílicas, siendo de naturaleza termoestable. La alta viscosidad del monómero requiere la formulación de un diluyente, el cual es el glicol dimetacrilato; Bowen ha propuesto la formación de nuevos copolímeros, teniendo en cuenta que la molécula Bis-GMA no posee una completa estabilidad de color, razón por la cual se hace necesario la adición de estabilizadores de color (sustancias que absorben luz UV), además de su alta viscosidad y dificultad de purificación.

Refuerzo. La fase inorgánica adicionada a la matriz, permitirá en alta concentración aumentar las características de resistencia compresiva, tensional, aumento de la dureza y resistencia a la abrasión, disminución del coeficiente de expansión térmica, así como la de la contracción volumétrica de polimerización.

De acuerdo con los sistemas de resinas el refuerzo inorgánico puede oscilar entre un 50% hasta un 84%. Dentro de los materiales usados como refuerzo podemos mencionar cuarzo fundido, vidrio de aluminio-silicato, vidrio de boro-silicato, silicatos de aluminio y litio, fluoruros de Ca, vidrio-estroncio, vidrio de Zn y zirconio.²

2.7 POLIVIDRIO

El Polividrio es un sistema de polímero de vidrio que combina la estética y durabilidad de los materiales cerámicos con la manipulación de los composites.

Formulación. El polividrio está compuesto a base de vidrio del cual 25% es vidrio orgánico compuesto por materiales absolutamente estables desde el punto de vista cromático y no adhesivos para la placa dentobacteriana. .

-Ácido silícico que confiere al material una alta densidad y una buena capacidad de modelado.

-Microglass, relleno de cristales de bario y aluminio, partículas esféricas de 0.7 micras.

-Componentes reactivos para formar una alta densidad reticulante.

Dureza. El polividrio presenta una dureza ligeramente superior a la de los dientes naturales estos últimos presentan 350 Mpa y el polividrio de 380Mpa.

Resistencia. La dureza es similar a la del esmalte natural del diente. Tiene una resistencia a la fractura de 110 Mpa superior a las restauraciones convencionales.

Características positivas del sistema

- Menor costo para los pacientes.
- Fácil manipulación en el laboratorio.
- Reemplaza la estructura dental perdida.
- Restauraciones con buen ajuste marginal.
- Contactos ínter-proximales que permanecen cerrados a lo largo del tiempo. 7

2.8 CERÓMEROS

El cerómero es un sistema de polímero que posee una gran estética, siendo su dureza similar a la del metal con la ventaja de poseer una flexibilidad superior a la porcelana.

Los cerómeros, poseen una matriz orgánica de polímeros con una proporción del 80% en micro-partículas de porcelana, lo cual le da una alta resistencia a la torsión y una abrasión similar a la del esmalte humano.

Debido a su módulo de elasticidad un polívidrio tiene una resistencia a la fractura de 1.9 Mpa. Y una restauración en metal/porcelana de 0.8 Mpa; por lo tanto, es más resistente a las fracturas y menor que el diente antagonista por lo que no permite desgaste.

Propiedades

- Translucidez y fluorescencia.
- Numerosas posibilidades de individualización.
- Comportamiento natural a la abrasión - dureza similar al diente natural.
- Excelente estabilidad.
- Elevada resistencia a la torsión.
- Sencilla fijación adhesiva.⁷

2.9 RESINAS COMPUESTAS EN EL LABORATORIO DENTAL

Las resinas compuestas de uso indirecto en el laboratorio dental se han utilizado para solucionar algunos problemas cuando son colocadas en forma directa, como puede ser la gran contracción de polimerización y la sensibilidad postoperatoria.

Aunque las resinas directas han presentado grandes avances en cuanto a las propiedades físicas (mecánicas y ópticas) en el caso de restauraciones sometidas a grandes cargas masticatorias (en zona de posteriores) deben ser aún limitadas a cavidades pequeñas.

En el caso de las resinas indirectas pueden ser polimerizadas por varias combinaciones de luz, calor, vacío y presión lo que mejora del 10 al 20% las propiedades mecánicas además de simplificar el trabajo en la clínica al eliminar el proceso de la conformación y el asentamiento de la restauración.

Todos los materiales denominados como polímeros de vidrio, cerómeros, polívidrios y porcelanas de vidrio poliméricas mejoran las propiedades de las resinas con grandes niveles de resistencia al desgaste, así como alternativas estéticas.

Las resinas compuestas de uso indirecto por su gran cantidad de carga, son materiales que se han demostrado superiores en comparación con las resinas directas y este progreso está principalmente atribuido a sus mejores propiedades físicas (Resistencia al desgaste y la fractura). Para que una resina sea colocada en una pieza posterior y pueda resistir las fuerzas de la masticación se recomienda un límite inferior de 10, 000 MPa.⁸

En el caso de las resinas directas sólo tenemos dos medios de polimerización, el químico o físico (por medio de la luz), pero en las resinas indirectas podemos utilizar el calor antes o después de la fotopolimerización.

Uno and Asmessem sugirió que pre-polimerizar con poca intensidad de luz, seguida de una polimerización final con luz de mayor intensidad podría reducir el estrés generado por el encogimiento.⁹

El calor acelerara las moléculas causando mayor unión entre los átomos de carbono, permitiendo mayor número de uniones aumentando el tamaño de las moléculas confiriendo mayor resistencia a los materiales.

Algunos sistemas de resina utilizan nitrógeno pues el oxígeno compite por el carbono durante la polimerización de las resinas. La presión y el vacío también pueden ser utilizados durante el proceso de las restauraciones indirectas reduciendo el número de burbujas e inhibiendo la capa de oxígeno.

Se ha observado que la combinación de algunos sistemas como luz y calor resulta en un mayor grado de polimerización de la matriz (del 65 al 71%) contra la polimerización directa (del 34 al 44%).

2.10 SISTEMAS DE POLIMERIZACIÓN EN EL LABORATORIO

Artglass/Signum. (Heraeus Kulzer)

Polímero de vidrio que contiene un metacrilato multifuncional utilizado en combinación con monómeros para formar una matriz de conexión cruzada. Es polimerizada por una fuente de luz especial que maximiza las propiedades físicas del material. Las ventajas de éste sistema son capacidad de absorber cargas sin inducir a fracturas y adhesión adecuada a varios sustratos.

Targis. (Ivoclar vivadent).

Puede decirse que es un cerómero que presenta un excelente potencial para polimerizar por luz y calor, éstos contienen grupos bifuncionales que proporcionan un potencial para crear un cruce de mayor nivel y una mayor conversión de conexiones cruzadas teniendo un material resistente a la fractura, filtración y abrasión.

Sculpture Plus. (Penton Laboratory Technologies).

La resina esta compuesta básicamente por dimetacrilato de policarbonato y Bis-GMA asociado a partículas de bario en alta densidad. Inicialmente la activación es por emisión de luz y en el final activado por luz, calor y vacío que completa y eleva el grado de conversión con la finalidad de mejorar las propiedades mecánicas y ópticas del material.

Adoro (Ivoclar vivadent)

Resina compuesta microparticulada, la cual presenta un proceso de polimerización por luz y calor la cual se realiza en el Lumamat 100 que conduce a una temperatura de 104°C lo que lleva al material a óptimas propiedades y excelente calidad de superficie.¹⁰

2.11 DUREZA SUPERFICIAL

La dureza se define como la resistencia que opone un cuerpo a ser rayado o penetrado.

Para medir ésta se utilizan aparatos especiales llamados durómetros o penetrómetros. En su punta activa es donde producen el rayado o la penetración. (Identador)

Pero cuando vamos a probar el rayado o penetración éste depende de la característica del material que se va a medir. Por ejemplo, en el caso del esmalte se requiere ser rayado y no penetrado por que se fractura. Por el contrario si medimos la dureza de la silicona utilizamos la penetración de una aguja.

El método general consiste en una medición de una fuerza estándar o de un peso determinado fijo a través de una punta o indentador.

Los indentadores pueden ser de acero, carburo, tungsteno o diamante, con formas en sus puntas activas esféricas, piramidales o romboidales.

Un requisito indispensable e ineludible del cuerpo a medir es que tenga la superficie lo más lisa, plana y pulida.¹¹

2.11.1 Escalas para medir la dureza

Las pruebas más a menudo para determinar la dureza de los materiales dentales se conocen con el nombre de Barcol, Brinell, Rockwell, Share, Vickers y Knoop.

La Dureza de Brinell es una de la más antigua utilizada para determinar la dureza de los metales. En dicha prueba se presiona una pelota de acero endurecido bajo una carga específica en la superficie de un material pulido.

La carga se divide por el área de la superficie proyectada de la muesca y el resultado se denomina número de Dureza de Brinell abreviado como BHN.

La prueba de Dureza de Rockwell es a veces similar a la de Brinell en que se usa una punta de diamante cónica o una pelota de acero.

El número de Dureza de Rockwell abreviado como RHN se designa de acuerdo con el marcador particular y la carga utilizada.

La prueba de Dureza de Vickers emplea los mismos principios que la prueba de Dureza en la prueba de Brinell, sin embargo en vez de utilizar una bola de acero se usa una de diamante con la forma cuadrada de la base de una pirámide y aunque la impresión es cuadrada en vez de redonda; el método es abreviado con las siglas VHN.

La prueba de Dureza de Vickers se emplea en las especificaciones de la ADA. Es apropiada para determinar la dureza de materiales frágiles.

La prueba de Dureza de Knoop usa una herramienta con muescas de diamante que hace cortes de configuración geométrica. La impresión es rómbica en el contorno y se mide la longitud de la diagonal más larga. El área se divide por la carga para obtener el número de Dureza de Knoop abreviado con KHN. Figura 2

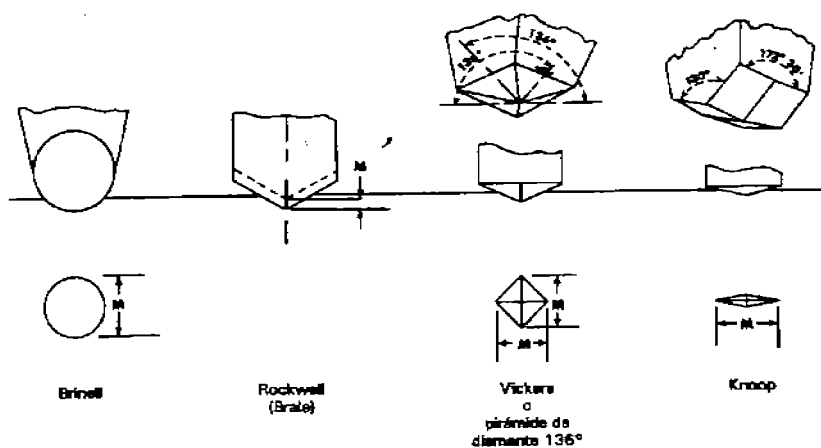


Figura 2. Escalas para medir la Dureza
Phillips. La ciencia de los materiales dentales. México 2002.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Se han realizado estudios en el laboratorio acerca de los diferentes aspectos que intervienen en la polimerización de las resinas, entre los que tenemos el tipo y la distancia de la luz, el tiempo de curado, entre otros, lo que da como resultado las propiedades físicas y mecánicas óptimas de las resinas.

Al realizar la polimerización fuera de boca, dentro del laboratorio dental por medio de un método de polimerización intensa obtendremos mejores propiedades que se traducirán en restauraciones con mayor permanencia en boca.

4. JUSTIFICACIÓN

Han surgido unidades especiales para la fotopolimerización de las resinas en el laboratorio las cuales han comprobado su eficacia mediante pruebas de laboratorio y su posterior certificación.

Por otra parte han surgido unidades que carecen de dichos estudios y prometen la obtención de una adecuada fotopolimerización.

Mediante este estudio comprobaremos la eficacia de la fotopolimerización del sistema Heraflash de Kulzer (producción extranjera) comparado con el sistema denominado Esthetic (de producción nacional); midiendo la dureza superficial y resistencia a la compresión.

5. HIPÓTESIS

H1. Con el sistema automatizado denominado Esthetic (producción nacional), se obtendrán menores propiedades de polimerización comparado con el sistema de Heraflash de Kulzer (producción extranjera).

H2. Con el sistema Heraflash de Kulzer (producción extranjera), se obtendrán mayores propiedades de polimerización comparada con el sistema automático denominado Esthetic (producción nacional).

6. OBJETIVOS

6.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar la dureza superficial y la resistencia a la compresión entre dos sistemas poliméricos: el sistema Heraflash de Kulzer (producción extranjera) y otro automatizado denominado Esthetic (de producción nacional).

6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Comprobar la dureza superficial de la resina obtenida mediante el sistema Heraflash de Kulzer (producción extranjera).
2. Comprobar la dureza superficial de la resina obtenida mediante el sistema automatizado Esthetic (producción nacional).
3. Comprobar la resistencia a la compresión de la resina obtenida mediante el sistema Heraflash de kulzer (producción extranjera).
4. Comprobar la resistencia a la compresión de la resina obtenida mediante el sistema Esthetic (producción nacional).

g. MATERIAL Y MÉTODOS

El presente estudio se llevo a cabo en el laboratorio de materiales dentales en la división de Postgrado de la Facultad de Odontología de la UNAM, evaluando dos sistemas de polimerización; el sistema Heraflash (kulzer) de producción extranjera, comparado con el sistema Esthetic de producción nacional.

Las variables a medir son la dureza superficial y la resistencia a la compresión de una resina (Signum) polimerizada con ambos sistemas para comprobar las propiedades de polimerización.

Para medir la dureza superficial utilizamos el durómetro DP-300; para la resistencia a la compresión la máquina universal de pruebas mecánicas Instron modelo 55-67.

7.1 Tipo de estudio

El presente estudio es descriptivo - analítico ya que tenemos un estudio de laboratorio donde no se manipula la variable independiente (causa), y analítico ya los resultados obtenidos se expresan en valores numéricos (cuantitativa)

8. METODOLOGÍA

Para la elaboración del estudio de compresión se elaboran un total de 20 muestras ($n=20$) para ser polimerizadas; 10 por el sistema Esthetic (producción nacional) y 10 por el sistema Heraflash de kulzer (producción extranjera).

Se utilizaron muestras en forma cilíndrica con un promedio de 5.40 X 11.60mm.

- Se coloca el hacedor de muestras indicado por la norma para la dureza (figura 3), sobre la loseta delgada.

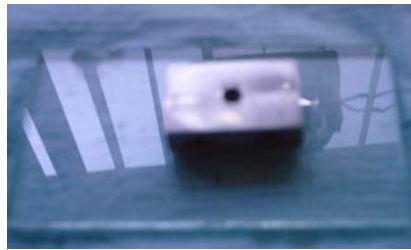


Fig. 3 Hacedor de muestras para la compresión según la norma

Fuente directa

- Se realiza el corte de 1 potote de 12.65 mm de longitud.
- Se coloca el popote dentro del hacedor de muestras y se comienza a condensar la resina hasta sobre obturar 1 mm por arriba del borde del hacedor.
- Se extrae la muestra y se polimeriza 5 minutos para el sistema Esthetic (producción nacional) figura 4. Y 180 segundos para el sistema Heraflash de kulzer (producción extranjera).



Fig. 4 Sistema Esthetic (producción nacional) y la colocación de la muestra para polimerización.

Fuente directa

- Se retira el popote.
- Se realiza el paralelizado y el pulido con ayuda de lijas de agua de carburo, primero la número 120 y después con la número 600 y posteriormente rectificándolo en el paralelómetro de Heitz. (Figura 5)



Fig. 5 Paralelómetro de Heitz

Fuente directa

- Se colocan las muestras en frascos de Gerber con agua durante 48 horas a una temperatura de 37°C. (Figura 6)



Fig. 6 Fuente directa

- Posteriormente las muestras son procesadas en la máquina universal de pruebas mecánicas Instron Modelo 55-67. (figura 7)



Fig. 7 Máquina universal de pruebas mecánicas Instron modelo 55-67
Fuente directa

Para la elaboración del estudio de dureza se elaboran un total de 10 muestras ($n=10$), 5 para ser polimerizadas por el sistema Esthetic (producción nacional) y 5 por el sistema Heraflash de Kulzer (producción extranjera).

- Con ayuda del vernier digital Mi-Tuyoto dentro del hacedor de muestras indicadas por la norma para la dureza; se le da 2mm de espacio. Figura 8



Fig. 8 Hacedor de muestras

Fuente directa.

- Se coloca el separador de silicón el necesario.
- Se condensa la resina Signum de Artglass. Figura 9



Fig. 9 Condensación de la resina en el hacedor de muestras

Fuente directa

- Se polimeriza durante 180 segundos, y para el sistema Heraflash de kulzer (producción extranjera) figura 10. Y 5

minutos para el sistema denominado Esthetic (producción nacional).



Fig. 10 Unidad Heraflash
Fuente directa

- Se retira la muestra del hacedor y se realiza nuevamente la polimerización colocando invertida la muestra por los mismos tiempos mencionados en la parte superior.



Fig. 11 Muestras para la prueba de dureza
Fuente directa

- Se realiza el pulido de las muestras con lijas de agua de carburo número 120 y 600.
- Se colocan las muestras en frascos de Gerber con agua durante 48 horas a una temperatura de 37°C.
- Posteriormente son procesadas en el durómetro DP-300 (figura 12 y 13) tomando cinco muestras de cada uno de la siguiente forma en el centro, arriba, abajo, derecha e izquierda sobre una loseta gruesa.



Fig. 12 Durómetro DP-300

Fuente directa

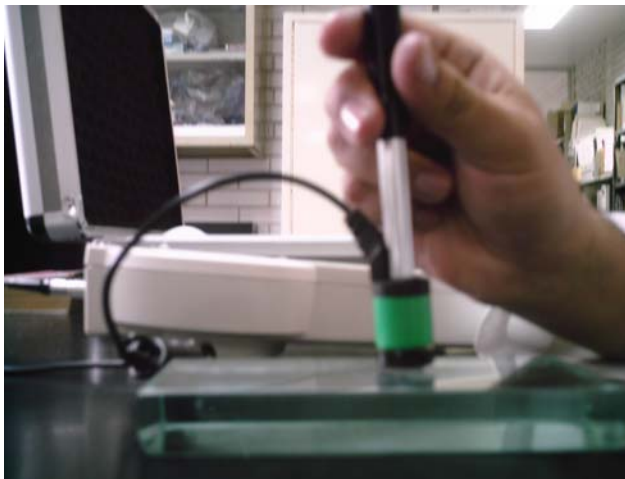


Fig. 13. Forma de medir la dureza. Fuente directa

9. RECURSOS

9.1 Recursos humanos

Los recursos humanos que colaboraron en la realización del trabajo son los siguientes:

Tutor CD. Arcadio Barrón Zavala

Asesor Mtro. Jorge Guerrero Ibarra

Tesista José Daniel Avila Valdez



9.2 Recursos Materiales

Material y Aparatología.

Fuente directa

- 5 Popotes transparentes
- Tijeras
- Espátula de teflón para resinas
- Loseta de vidrio (una delgada y una gruesa)
- 4 jeringas de resina marca Signum color D A-1 de Kulzer
- Vernier digital Mi-Tutoyo
- Lijas de agua de carburo numero 600 y 120

- 1 máquina universal de pruebas mecánicas Instron modelo 55-67
 - 1 durómetro DP-300
 - 1 hacedor de muestras indicados por la norma para la dureza
 - 1 hacedor de muestras indicados por la norma para la compresión
 - Separador de silicón
 - 1 pincel
 - 1 paralelómetro Heitz
 - 2 frascos de Gerber vacíos y limpios
 - Sistema de polimerización Esthetic (producción nacional)
- Sistema de polimerización Heraflash de kulzer (producción extranjera)

10.RESULTADOS

Resistencia a la Compresión

Los resultados obtenidos se muestran en el cuadro 1. Para ambos sistemas el sistema Esthetic (producción nacional), y el sistema Heraflash de Kulzer (producción extranjera), en MPa.

Muestra	Sistema Esthetic	Sistema Heraflash
1	235.25	218.62
2	304.38	241.99
3	245.17	162.68
4	260.23	185.61
5	220.29	250.36
6	246.12	138.33
7	215.03	188.96
8	218.79	281.3
9	273.14	225
10	252.31	229.44

Cuadro 1. Fuente Directa

Datos obtenidos de la resistencia a la compresión.

Los resultados fueron analizados con t de Student como lo muestra la grafica para compresión, el grupo Esthetic (producción nacional) presento un promedio de 243.471 MPa con una desviación estándar de 26.123 a una P (intervalo de confianza) de 0.631 y un 95% de confianza comparado con el sistema Heraflash de kulzer (producción extranjera) con un promedio de 212.229 MPa con una desviación estándar de 43.175 a una P de 0.155 e igual grado de confianza.

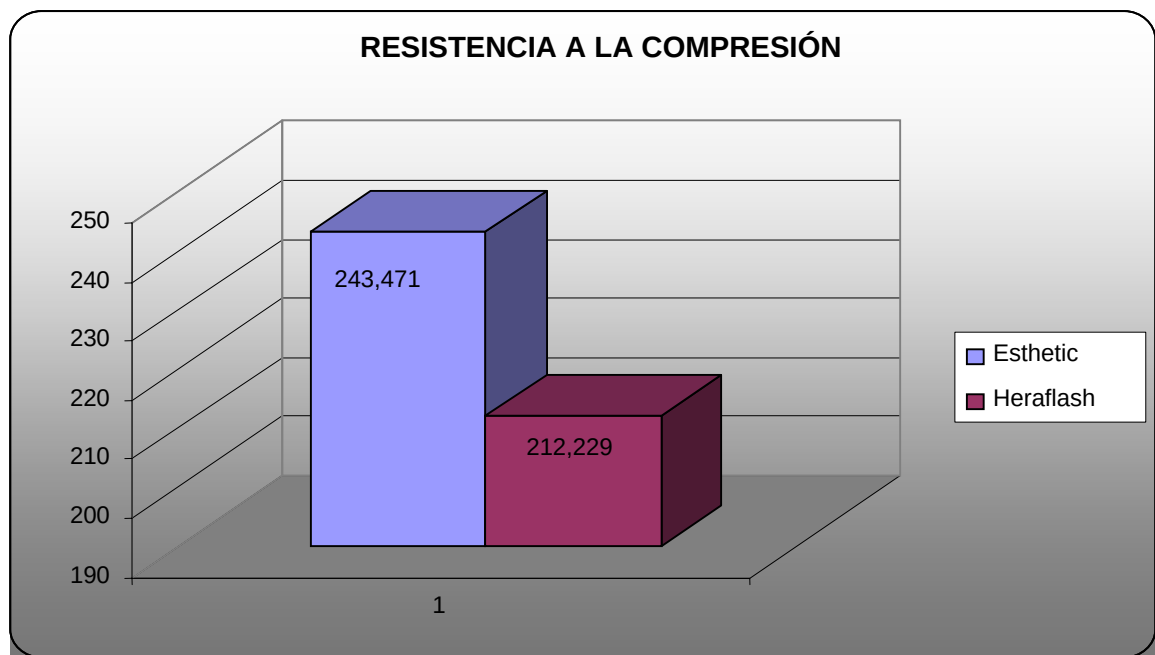


Gráfico 1 Fuente directa

Dureza

Los resultados obtenidos se muestran en los cuadros. Para el sistema Esthetic (producción nacional) Cuadro 2, y el sistema Heraflash de Kulzer (producción extranjera). Cuadro 3. Medidos en escala de Rockwell.

Muestras para el sistema Esthetic (producción nacional).

Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	Muestra5	Promedio
52	61	54	52	55	54.8
66	80	56	75	70	69.4
67	55	65	56	56	59.8
54	55	52	57	53	54.2
57	53	51	63	61	57

Cuadro 2. Fuente directa.

Muestras de dureza para el sistema Esthetic (producción nacional).

Muestras para el sistema Heraflash de Kulzer (producción extranjera).

Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	Muestra 5	Promedio
52	52	65	48	50	53
52	55	57	55	64	56.6
60	58	57	47	55	45.4
58	52	61	51	50	54.4
52	56	52	54	51	53

Cuadro 3. Fuente directa.

Muestras para el sistema Heraflash de Kulzer (producción extranjera).

Los resultados de la prueba de dureza se encuentran ilustrados en el grafico para el grupo Esthetic (producción nacional) presentó un promedio de 59.040 en escala de Rockwell con una desviación estándar de 6.194 a una P de 0.594 con un intervalo de confianza de 95 % para el grupo Heraflash de kulzer (producción extranjera) un promedio de 52.480 con una desviación estándar de 4.223 a una P de 0.806 e igual intervalo de confianza.

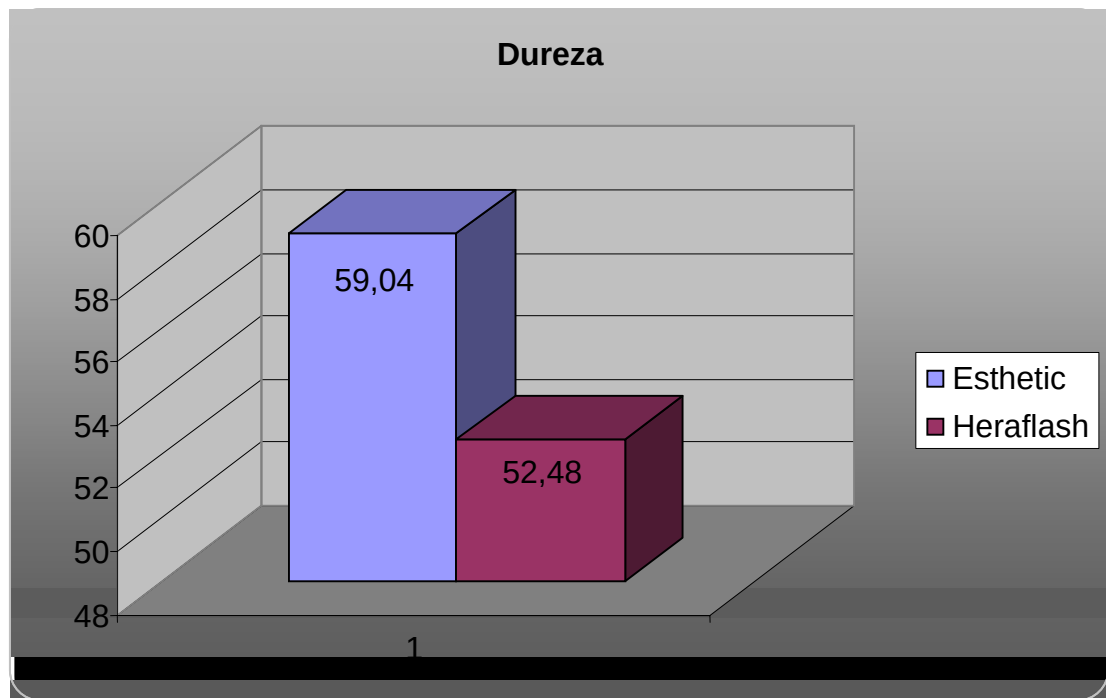


Gráfico 2 Fuente directa.

11. CONCLUSIONES

En el presente estudio los resultados tanto para la dureza superficial como para la resistencia a la compresión presentaron mejores propiedades para el sistema Esthetic de producción nacional.

Probablemente estos resultados fueron influenciados por un mayor tiempo de exposición a la luz, 5 minutos para el sistema de polimerización nacional y 3 minutos para el sistema de polimerización extranjera; ya que la dureza y resistencia a la compresión puede estar influenciada por la luz azul de halógeno convencional debido a que presenta una mayor eficacia en la profundidad de curado con menor pérdida de resistencia mecánica bajo fatiga.

Otro factor importante es la intensidad de la luz, ya que el sistema Esthetic entrega súbitamente toda la carga de luz comparado con el sistema Heraflash que por utilizar luz estroboscópica (de escalera) obtenemos una menor contracción de polimerización.

Yap y Senevirate estudiaron tres formas de polimerización: rápida, lenta y por bloques o de escalera. Confirmaron que la polimerización por bloques o escalera presenta menos contracción de polimerización que la rápida.¹⁹

Gholamreza y colaboradores indican que la polimerización de las resinas compuestas es en un rango de 400 a 520 nm. La polimerización depende de muchos otros factores como la absorción y dispersión de la luz dentro de la resina compuesta, la opacidad, el tipo de carga de relleno, la concentración del foto iniciador, el poder de la densidad de energía entregada por la unidad de curado y el tiempo de irradiación.¹⁷

Esta diferencia no esperada nos indica que las pruebas deberán ser evaluadas con futuros estudios para determinar si en efecto el sistema de producción nacional es mejor que el sistema de producción extranjera.

Ya que pese a los resultados obtenidos se pide utilizar con cautela el sistema de polimerización nacional hasta evaluar otras pruebas como la contracción de polimerización.

12. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Nieves Minguez. Advances in the history of composite resins. J. of the history of Dentistry. Vol 51 N°3 2003.
2. Guzmán B. Biomateriales de uso clínico 3ª edición 2003. Capitulo XI.
3. Norma 27 de la ADA
4. Norma ISO 4029:2000
5. Chain. Marcelo. Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores. 2001. Brasil.
6. Macchi. Materiales dentales. 3ª edición. 2000. Capitulo 14.
7. Álvarez Coronado e. Polividrio Artglass: Mitos y Realidades. Alta Técnica Dental Número 35. 2006. paginas 28-32.
8. Janda.R. The effects of thermocycling on the flexural strength and flexural modulus of modern resin- based filling materials. Dental material Vol. 22. 2006. Paginas 1103-1108.
9. Andre L.F. Effect of the composite photoactivation mode on microtensile bond strength and Vickers microhardness. Dental Material Vol. 22. 2006. Paginas 203-210.

10. Miyeshita E. Odontología Estética. El estado del arte. 2005. Capitulo 8.
11. Steenbecker.O. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental adhesiva. 2006. Chile.
12. Anuradha Visvanathan. The influence of curing times and curing methods on the polymerization shrinkage-optimized composite with hybrid- type prepolymer fillers. Dental Materials Vol.23.2007. Paginas 777-784.
13. Les Soares. The effect of soft- start polymerization by second generation leads on the degree of conversion of resin composite. Operative Dentistry (32-2) 2007. Paginas 160-165.
14. Ulrich Lohbauer. The effect of different curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. Dental Materials. Vol 21. 2005. Paginas 608-615.
15. Tanque. N. Properties of a new photo-activated composite polymerized with three different laboratory photo-curing units. Oral Rehabilitation. Vol. 30. 2003. Paginas 832-836.
16. Barceló Santana. Materiales dentales conocimientos básicos aplicados. 2003. México.

17. Gholamreza D. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. Vol 32 Agosto 2004. Paginas 479-488.
18. Anusavice K. Ciencia de los materiales dentales. 2002. México paginas 71-72 / 23-292.
19. Yap y S. Linear polymerization contraction Operative Dentistry Vol 30 2005. Pagina 305.