



01421
171

Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**RESISTENCIA FLEXURAL
DE RESINAS POLIMERIZADAS
A TRAVES DE TEJIDOS DENTARIOS
CON LÁMPARAS LED**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

IVAN LABRADOR MENA

DIRECTOR: C.D.M.O. JORGE GUERRERO
IBARRA

VuBo



**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

México, D.F., Mayo 2003



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.

**TESIS
FALLA
DE
ORIGEN**

autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico el contenido de mi trabajo receptor.

NOMBRE: Labrador Menz

Ivzu

FECHA: 28-IV-03

FIRMA: Ivzu

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Índice.

AGRADECIMIENTOS.5

INTRODUCCIÓN Y RESUMEN.6

-Resinas compuestas.6

-Matriz de resina.7

-Partículas de relleno.7

-Agentes de enlaces de partículas.8

-Resinas de macrorelleno.8

-Resinas de microrelleno.9

-Resinas híbridas.10

-Sistema activador-iniciador.11

-Resinas empacables y condensables.11

-Resinas de partícula pequeña.13

-Resinas con nanorelleno.15

-Biocompatibilidad de los compuestos.16

-Unidades de fotocurado convencionales.18

-Ventajas del sistema de fotocurado en rangos de luz visible.18

-Características generales de las unidades de fotocurado.19

-Componentes fundamentales en una unidad de fotopolimerización.19

-Unidades de fotocurado. Compañías fabricantes.20

-Modalidades.22

-Unidades de fotocurado LED.22

-Radiómetros.23

-Medición de temperatura.24

-Técnicas utilizadas para la fotopolimerización.27

-Recomendaciones generales para el odontólogo en las técnicas de fotocurado en resinas compuestas.28

-Unidades de alta intensidad.31

-Resistencia flexural.33

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.35

JUSTIFICACIÓN.36

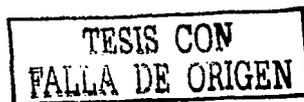
OBJETIVO GENERAL.37

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.37

HIPÓTESIS.38

HIPÓTESIS NULA.38

METODOLOGÍA.39



-Criterios de inclusión.39

-Criterios de exclusión.39

VARIABLES DEPENDIENTES.40

VARIABLES INDEPENDIENTES.40

MATERIAL Y EQUIPO.40

MUESTREO.41

MÉTODO.42

RESULTADOS.47

CONCLUSIONES.49

BIBLIOGRAFÍA.50

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

AGRADECIMIENTOS:

A mi padre: Gracias por todo el apoyo que me has brindado a lo largo de mi vida. Esto no hubiera sido posible sin ti. Este logro también es tuyo.

A mi madre: Gracias por haberme otorgado el mejor de los regalos: la vida. Te agradezco de igual forma por hacerme sentir que siempre puedo contar contigo.

A mis hermanos:

-Raúl. Por su apoyo incondicional y por todos los buenos momentos que hemos vivido a lo largo de nuestra vida.

-Sara. Gracias por aguantarme hermanita, nunca dudes que te quiero mucho y que siempre puedes tener a un amigo en mí.

-Francisco. Quiero que sepas que siempre vas a poder contar conmigo en lo que necesites.

A mis abuelos Doña Lucy y Don Ramón por su amor y apoyo a toda prueba y por haberme guiado siempre por el camino correcto. Siempre los llevo conmigo.

A mi tía Rocío por todo el cariño que me has brindado sin esperar recibir nada a cambio.

A mi tío Raúl por sus enseñanzas, el interés que siempre ha manifestado por toda la familia y por su apoyo incondicional.

A mis tíos Alex y Jorge por su amistad y apoyo moral.

A mis enanos: Moncho, Mariana, Isidrin y Rodrigo, quienes siempre contarán conmigo.

A Abygail, por estar a mi lado y sobre todo por ser, además de mi novia, la mejor de las amigas. Te amo.

A mis primos: Jorge, Alejandro, Angélica, Humberto, Aldebarán, Oso y Yasser por su amistad.

A mis amigos Daniel, Juan y Mauricio por su compañía durante toda la carrera.

Al Dr. Jorge Guerrero Ibarra por todos los conocimientos y el tiempo otorgados para que fuera posible la realización de este trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por haberme otorgado la mejor de las herramientas para enfrentar la vida.

INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES

RESINAS COMPUESTAS.

El término material compuesto puede definirse como un compuesto de dos o más materiales diferentes con propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes individuales.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

El desarrollo de los materiales para restauración compuestos dentales se inició a finales de la década de 1950 y principios de la de 1960, cuando Bowen empezó los experimentos para reforzar las resinas epóxicas con partículas de relleno. La deficiencia de las resinas epóxicas, como baja velocidad de curado y tendencia a decolorarse, estimularon su trabajo al combinar las ventajas de las resinas epóxicas y los acrilatos. Este trabajo finalizó con el desarrollo de la molécula de Bis-GMA, la cual cumple con muchos de los requisitos de la matriz de resina para los compuestos dentales. Con este logro, los materiales compuestos rápidamente reemplazaron a los cementos de silicato y a las resinas acrílicas para restauraciones estéticas de dientes anteriores.

Estos materiales de restauración (resinas compuestas) contienen un número de componentes. Los principales constituyentes son la matriz de la resina y las partículas inorgánicas de relleno. Además de estos dos constituyentes, se requieren otros componentes para lograr la efectividad y durabilidad del material. Es necesario un agente (silano) para mantener el enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de resina, y un iniciador-activador para polimerizar la

Es necesario un agente (silano) para mantener el enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de resina, y un iniciador-activador para polimerizar la resina. Pequeñas cantidades de otros aditivos proporcionan estabilidad de color (absorben la luz ultravioleta) y previenen un polimerizado prematuro (inhibidores como la hidroxiquinona). Los compuestos también deben contener pigmentos que activen un color aceptable a la estructura del diente (1).

MATRIZ DE RESINA.

La mayor parte de los materiales compuestos usan monómeros que son diacrilatos aromáticos o alifáticos. Bis-GMA, (Bisfenol-A-diglicidileter-dimetacrilato) UDMA (dimetacrilato de uretano) y TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol) son los dimetacrilatos más comúnmente usados en los compuestos dentales (2)

PARTÍCULAS DE RELLENO.

Son generalmente un tipo de cristal (tal como el cristal de bario) o dióxido de silicón sumado a la matriz para mejorar sus propiedades físicas. El relleno mejora la translucidez, reduce el coeficiente de expansión térmica, reduce la contracción por polimerización, y hace al material más duro, denso y más resistente al desgaste. Generalmente, a mayor porcentaje de relleno agregado (por volumen o peso) mejoran las propiedades físicas de la resina. La carga del relleno tiene un límite superior, después del cual se convierte en un material demasiado viscoso para su uso clínico (3).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

AGENTES DE ENLACE DE PARTÍCULAS.

Un agente de enlace de partículas aplicado en forma adecuada puede impartir propiedades físicas y mecánicas mejoradas y proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina.

Aunque se utilicen titanatos y circonatos como agentes de enlace de partículas, son más frecuentes los silanos orgánicos, como γ -metacriloxipropiltrimetoxisilano (3).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RESINAS DE MACRORELLENO.

La mayor desventaja clínica de los compuestos tradicionales es la superficie rugosa que se presenta durante el desgaste abrasivo de la suave matriz de resina que dejan las partículas de relleno resistentes al desgaste. El tamaño de su partícula es de 9 a 12 micrones.

El terminado de la restauración puede producir rugosidades en la superficie, igual que con el cepillado de dientes y el desgaste de la masticación con el tiempo. Estas restauraciones tienden a decolorar, en parte por la susceptibilidad de la textura rugosa de la superficie que retiene manchas. Aunque la contracción de polimerizado y el coeficiente de expansión térmica se ha reducido sustancialmente por el mayor contenido de relleno inorgánico en comparación con resinas acrílicas sin relleno, la matriz de la resina no se enlaza químicamente a la estructura del

diente. Por lo tanto, las técnicas de colocación deben ejecutarse con mucho cuidado, y deben incluir medidas para reducir los efectos de estas fuentes de cambio dimensional.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RESINAS DE MICRORELLENO.

En un esfuerzo por resolver el problema de la rugosidad de la superficie en los compuestos tradicionales, se desarrollo un tipo de material que tiene partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. Las partículas individuales son aproximadamente de 0.04 micrones de tamaño, por lo tanto son 200 a 300 veces menores que el promedio de las partículas de cuarzo de los compuestos tradicionales. El concepto de compuesto microrelleno se vincula al refuerzo de la resina con un relleno, aunque estos compuestos muestran una superficie tersa similar a la obtenida con la resina acrílica de restauración directa sin relleno.

Los compuestos con microrelleno tienen propiedades mecánicas y físicas inferiores a los compuestos tradicionales. Esto es de esperarse, porque 50 a 70% en volumen del material de restauración se hace de esta resina. La mayor cantidad de resina comparada con el relleno da lugar a sorción de agua, a mayor coeficiente de expansión térmica y a disminución del módulo de elasticidad.

En la mayoría de las aplicaciones, la disminución de las propiedades físicas no crea problemas. Sin embargo, en cuanto a situaciones que soportan tensión, como

dientes anteriores, particularmente en situaciones que no soporten tensión y para restauración de superficies subgingivales.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RESINAS HIBRIDAS.

Esta categoría de materiales compuestos se desarrolló en un esfuerzo por obtener mejor superficie lisa y proporcionar un compuesto de pequeñas partículas que mantengan las propiedades de estos últimos. Los compuestos híbridos son vistos como aquellos que tienen características estéticas y que son comparables con los compuestos de microrelleno utilizados en restauraciones anteriores.

Como el nombre lo incluye, hay dos tipos de partículas de relleno en los compuestos híbridos. Los rellenos híbridos modernos consisten en sílice coloidal y partículas de cristales que contienen metales pesados, constituyendo un contenido de relleno de aproximadamente de 75 a 80% en peso. El cristal tiene un tamaño de partícula promedio entre 0.6 y 1.0 μm .

Las propiedades físicas y mecánicas de estos sistemas generalmente se encuentran entre las de compuestos tradicionales y compuestos rellenos de partícula pequeña. Debido a que las partículas del esmerinado contienen metales pesados, tienen mayor radiopacidad que el esmalte (1).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

SISTEMA ACTIVADOR-INICIADOR.

El iniciador activa la reacción de polimerización de las resinas. La activación puede ser iniciada mediante una reacción química o por la exposición a la luz con una longitud de onda apropiada.

Un fotoiniciador comúnmente empleado es la canforoquinona, que tiene límites de absorción entre 400 y 500 nm en la región azul del espectro visible de la luz. Este iniciador está presente en la pasta a niveles cercanos a 0.2% en peso o menos. Hay muchos aceleradores de aminas apropiados para interactuar con la canforoquinona, como dimetilaminoetil metacrilato a 0.15% en peso, el cual está presente en la pasta (3).

RESINAS EMPACABLES O CONDENSABLES.

La amalgama ha sido el material de obturación tradicionalmente empleado para la restauración de dientes posteriores. Se les atribuye fácil colocación, buenas propiedades mecánicas, excelente resistencia a la abrasión y la característica única de autosellado, esto es, de reducir la filtración en el margen gingival conforme la restauración envejece. Sin embargo, con la demanda creciente de una odontología estética y con el interés de algunas personas respecto de los efectos tóxicos del mercurio, ha aumentado el uso de las resinas compuestas para restauraciones de clases I y II.

Las pastas de monómero altamente plásticas exigen que la matriz sea cuidadosamente contorneada para obtener un aceptable punto de contacto proximal. Cuando los márgenes gingivales de la cavidad se localizan en dentina, cemento o ambos, y la resina está firmemente anclada en el esmalte grabado y otros márgenes, el material tenderá a contraerse a través de los márgenes gingivales durante el polimerizado. Esto conduce a la formación de una fisura en la interfase. Después hay filtración marginal, con sus consecuencias inherentes.

La radiopacidad es una propiedad importante en cualquier material de restauración posterior, algunas resinas compuestas son radiopacas, así que no presentan gran problema. Clínicamente, las fracturas no son una causa común de fallas con los productos adecuadamente formulados, además de la contracción de polimerización, otro problema clínico frecuente ha sido el desgaste oclusal. Aunque las diferencias de velocidad al desgaste de 10 a 20 μm anuales pueden parecer pequeñas, el desgaste de los compuestos posteriores de 0.1 a 0.2 mm es mayor que el del esmalte en un periodo de 10 años. Debido a estos desgastes y sus implicaciones potenciales sobre la oclusión, es importante seleccionar con cuidado los casos clínicos que deben ser tratados con compuestos posteriores.

Clínicamente, la pérdida de material causada por desgaste en el área de contacto al parecer es mayor que la asociada con la abrasión por comida. Los compuestos en los que las partículas de relleno son pequeñas, tienen alta concentración y

buen enlace a la matriz son los más resistentes al desgaste. Las grandes restauraciones tienden a gastarse más que las pequeñas, como las restauraciones que son sometidas a grandes fuerzas, como las de los molares en comparación con las de los premolares.

Sin embargo, hay contraindicaciones, un compuesto para restauración clase II estará predestinado a fracasar en la boca de un paciente con bruxismo, debido al mayor potencial de desgaste. El uso de compuestos posteriores en una boca con caries activa es cuestionable, porque los materiales comunes no tienen la capacidad de proporcionar efecto anticariógeno y resistencia a la filtración.

Los pacientes exigen una estética mayor en sus restauraciones, un material restaurador estético debe imitar apariencia del diente en el color, translucidez y textura, además debe tener características adecuadas de resistencia y desgaste, buena adaptación marginal y sellado, insolubilidad, y biocompatibilidad.

RESINAS DE PARTÍCULA PEQUEÑA.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Los compuestos rellenos de pequeñas partículas se desarrollaron en un intento por lograr superficies homogéneas de compuestos de microrelleno y mantener o mejorar las propiedades mecánicas y físicas de los compuestos tradicionales. Para alcanzar esa meta, se emplearon rellenos inorgánicos de menor tamaño que los utilizados en los compuestos tradicionales.

El tamaño de los rellenos promedio es de 1 a 5 μm , pero la distribución del tamaño

es muy amplia, esto facilita una elevada carga de relleno y los compuestos con pequeñas partículas generalmente contienen más relleno inorgánico (80% en peso y 60 a 65% en volumen) que los compuestos tradicionales. La mayor densidad de las partículas de relleno, comparada con la matriz de resina es evidente en la muestra pulida de un compuesto relleno de partículas pequeñas.

Algunas resinas compuestas de partículas pequeñas usan partículas de cuarzo como relleno, pero muchos incorporan cristales que contienen metales pesados. El relleno primario consiste en partículas recubiertas de silano. El sílice coloidal de ordinario se agrega en cantidades de 5% en peso para ajustar la viscosidad de la pasta. Esta categoría de resinas compuestas muestra mayores propiedades físicas y mecánicas, con el aumento del contenido de relleno mejoran casi todas las propiedades relevantes. La resistencia a la compresión y el módulo elástico de las resinas compuestas con rellenos de partículas pequeñas exceden a los de los materiales tradicionales de microrelleno. La resistencia elástica de estos materiales es el doble que los materiales de microrelleno y 1.5 veces mayor que las resinas tradicionales.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

El coeficiente de expansión térmica es menor que el de otros compuestos, aunque llega a ser casi dos veces mayor que la estructura dental.

Consideraciones clínicas: Debido a que mejora la resistencia en estos compuestos y la mayor carga de relleno, están indicados para ser utilizados con tensiones

amplias y abrasión, como en las clases I y II. El tamaño de partículas de algunas de estas resinas hace posible que se obtengan superficies lisas y puedan ser aplicadas en dientes anteriores, pero no son tan buenas como los materiales de microrelleno o los compuestos híbridos de reciente desarrollo (1).

RESINAS CON NANORELLENO.

A pesar de ser un millonésimo del tamaño de la cabeza de un alfiler, la investigación alrededor de una de las más diminutas medidas, el nanómetro, esta enviando olas inmensas de anticipación y especulación gracias al trabajo de las comunidades científicas y fabricantes de producto.

La nanotecnología se ha extendido a numerosas industrias, como las compañías líderes que intentan perfeccionar sus productos y servicios manipulando los materiales a nivel molecular.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

El objetivo de estas investigaciones fue desarrollar un material dental de relleno compuesto que pudiera ser usado en todas las áreas de la boca con alto pulido inicial y retención superior de pulido típico de los microrellenos, así como excelentes propiedades mecánicas convenientes para restauraciones con alto porcentaje de estrés típico de los compuestos híbridos.

Las partículas nanométricas son cuerpos de relleno individual, aproximadamente de forma esférica. Los nanoclusters son aglomeraciones de nanopartículas

ligeramente unidas, el tamaño de la partícula nanométrica de relleno es de 20 a 75 nm (0.0020 a 0.0075 μm), en comparación con el tamaño promedio de las partículas de los microhíbridos de 0.4 a 0.6 micrones.

Cuando estos materiales se desgastan, la tersura de la superficie se pierde, quedando expuestas las partículas de relleno que van a desaparecer y dejar orificios en la superficie restaurada. Así que con el paso del tiempo, las restauraciones perderán su brillo y se tornarán ásperas, sin embargo, el desgaste de los nanoclusters se da a nivel partícula y no el nanocluster completo, lo cual se ve reflejado en la retención del pulido.

Hace tiempo que los materiales restauradores usados con mayor frecuencia en boca son las resinas compuestas, dichos materiales desempeñan mejor los requerimientos de excelente estética y durabilidad, la longevidad de restauraciones con resina ha sido reportada dentro de un rango de 3.3 hasta 16 años (4).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS COMPUESTOS.

Acerca de la biocompatibilidad de los materiales de restauración relacionados de ordinario con los efectos sobre la pulpa, hay dos aspectos: la toxicidad química inherente del material y la filtración marginal.

La agresión química a la pulpa por parte de los compuestos es posible si los componentes se difunden a través de los materiales y posteriormente alcanzan la

pulpa. Los compuestos polimerizados adecuadamente son relativamente biocompatibles porque muestran solubilidad mínima y las muestras no reactivas son alcalinizadas en pequeñas cantidades desde el punto de vista toxicológico, estas cantidades son demasiado pequeñas para causar reacciones tóxicas, sin embargo, desde el punto de vista inmunológico, bajo condiciones extremadamente raras, algunos pacientes y el personal odontológico pueden desarrollar una respuesta alérgica a estos materiales.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Las resinas compuestas no polimerizadas y que se encuentran en el piso de la cavidad pueden servir como reservorio de los componentes que pueden inducir inflamación pulpar a largo plazo, esta situación es de particular importancia para las resinas compuestas activadas por luz. Si un odontólogo trata de polimerizar una capa demasiado gruesa de resina o si el tiempo de exposición a la luz es inadecuado, el material mal curado o sin curar puede liberar constituyentes alcalinizables adyacentes a la pulpa.

La segunda preocupación biológica se relaciona con la contracción del compuesto durante el polimerizado y la consecuente filtración marginal, esta misma puede causar crecimiento bacteriano y estos microorganismos ocasionarán caries secundaria y reacciones pulpares o ambos. Los procedimientos de restauración deben ser diseñados para minimizar la contracción al polimerizado y la filtración marginal (2).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

UNIDADES DE FOTOCURADO CONVENCIONALES

Las unidades de fotocurado convencionales tienen una emisión de luz, del espectro visible correspondiente al azul, con una longitud promedio de 468 nanómetros. Las resinas compuestas para fotocurado vienen con un agente químico incorporado sensible a dicha luz: díquetonas o canforoquinonas, las cuales se activan con dicha luz para producir la polimerización de la resina.

VENTAJAS DEL SISTEMA DE FOTOCURADO EN RANGOS DE LUZ VISIBLE

- Radiación inocua para los tejidos, con excepción de los ojos.
- Facilidad de manipulación y modelado de la resina al tener el tiempo adecuado.
- Posibilidad de modelar diferentes colores de resina con la morfología y textura adecuada.
- Masas más compactas sin atrapamiento de aire frecuente en el manejo de resinas de polimerización química, al ser espatuladas.
- Grado de polimerización más alto, comparativamente con las resinas de polimerización química (un alto grado de polimerización asegura mejores propiedades físico-mecánicas de restauración clínica).

- Menor contracción de polimerización.
- Posibilidad de fotopolimerización a través de las estructuras dentarias.
- Unidades de fotocurado especiales para laboratorio (targis, art-glass, Bell-glass).

CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LAS UNIDADES DE FOTOCURADO

- Diferente peso y tamaño: inalámbricas o de mesa.
- Inclusión de medidores de tiempo e intensidad
- Sistema de intensidad variable de la emisión de la luz
- Fibras conductoras de luz: flexibles en mangueras o rígidas en tubos conductores.
- Aditamentos especiales como cámaras de luz (light-Box) para técnica indirecta

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

COMPONENTES FUNDAMENTALES EN UNA UNIDAD DE FOTOPOLIMERIZACION

Bombilla: en general se utilizan bombillas halógenas de tungsteno.

Observe las características esenciales de cada unidad para efecto del cambio de

bombilla: **Voltios y Watios.**

Se encuentra por ejemplo bombillas de 12v. X35 W - 80w./75w./52w.

Filtro Óptico: como su nombre lo indica este elemento se encarga de filtrar o de no dejar pasar radiaciones innecesarias o perjudiciales: U.V., Infra-rojos, etc. Deja pasar la luz de fotocurado, en el rango de 460 a 480 nanómetros.

Guía de luz: fibra flexible o fibra rígida corresponde a la guía de luz que conduce el haz de luz a la punta activa.

Ventilador: permite aireación y refrigeración de la temperatura generada en el interior por la radiación de la bombilla.

UNIDADES DE FOTOCURADO. COMPAÑÍAS FABRICANTES

El grupo de REALITY en su edición Vol 14 año 2000

Clasifica en orden de calidad y funcionamiento.

- | | |
|-----------------|------------------|
| 1. OPTILUX 501 | 2.KERR/DEMETRON |
| SPECTRUM 800 | 3.DENTSPLY/CAULK |
| OPTILUX 360 | 4.KERR/DEMETRON |
| OPTILUX 401 | 5.KERR/DEMETRON |
| ELIPAR TRILIGHT | ESPE |

INALÁMBRICAS

- | | |
|-------------|----------------|
| 1. PROLITE- | DENTSPLY/CAULK |
|-------------|----------------|

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

ALTO PODER

1. PAC-LC 120 LIGHTNING CURE-ADT-ARCO DE PLASMA

En esta clasificación se reportan:

ACTA APOLLO CPSATELEC LARES R.
ASTRALIS-5 COLTOLUXIVOCLAR/VIVADENT
EXECUTOR HELIOLUXCOLTENE/WHALEDENT
DLX JETLITE MARATHONPRO-DEN
TWO OPTILUX 180IVOCLAR/VIVADENT
TRANSLUX XL-3000J.MORITA DEN-MAT
ULTRA HIGH-POWERED-KERR/DEMETRON
LIGHTS ACCURE APOLLOHERAEUS/KULZER 3-M
ARAGO DENTALLASER/MED DMD
VIRTUOSO PREMIER LASERS HGM
DEN-MAT

Dentro de las características especiales que destacan la Unidad OPTILUX de KERR/DEMETRON, alta intensidad luminica con selector de tiempos y modalidades, con panel frontal con selector de tiempo de fotoactivación 10-20-30-40 segundos, se destaca:

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Modalidades:

C. CONTINUO- Emisión de la luz hasta 999 segundos, el conteo aparece en la pantalla digital .la intensidad dependiendo de la guía de luz, se promedia entre 740 a 930 mW/cm².

R. RAMP- con la guía de luz TURBO, inicia la intensidad a 100 mW/cm² para incrementarse progresivamente hasta 1240 mW/cm².

B. BOOST- 10 segundos a 1240 mW/cm² con guía turbo.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

BLEACH. 30 segundos con una intensidad de 1240 mW/cm² con la guía TURBO, para las técnicas de aclaración dental.

Radiómetro incorporado, que permite la lectura de la intensidad en la pantalla digital (9).

UNIDADES DE FOTOCURADO LED. En lugar de utilizar la luz filtrada de una bombilla para producir la energía de 450-500 nm requerida para la fotopolimerización, este tipo de lámparas posee una potente fuente emisora de luz de estado sólido con diodos, que generan únicamente una energía fotónica de color azul puro, requerida para activar los fotoiniciadores normalmente utilizados en las resinas compuestas, reduciendo significativamente el estrés o contracción en las mismas.

Las lámparas tradicionales aún con filtros, generan un amplio espectro de energía de la cual, la mayor parte se desperdicia en calor. Una parte de la energía de baja longitud de onda (550-700 nm) puede eventualmente alcanzar la punta de la fibra

óptica, incrementando el riesgo de daño pulpar, por calentamiento. La eficiencia de los diodos LED es 10 veces mayor que las unidades de fotocurado tradicionales: ahorran energía y hacen factible el diseño de una lámpara de fotocurado tan ligera y fácil de manejar como una pieza de mano tradicional, un punto a favor importante cuando se está trabajando en la cavidad oral del paciente (10).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RADIÓMETROS:

Este aparato, mide la intensidad de luz que emerge de la punta de la guía de luz de la unidad de fotocurado.

La pantalla está graduada de: 0 a 1000 mW/cm². El radiómetro Demetron posee un diafragma o detector circular en donde se ubica la punta de la guía de luz. Se activa la unidad y se registra en la pantalla la posición de la aguja sobre la escala. Una intensidad adecuada debe estar siempre por encima de 300 mW/cm². Normalmente una buena unidad de fotocurado registra intensidades por encima de 600 mW/cm². y las de alta intensidad pueden registrar hasta 1000 mW/cm².

Cuando se detecten valores por debajo de 300 mW/cm², se debe presumir una falla en la bombilla, y esta debe ser reemplazada por una nueva bombilla con las especificaciones del fabricante en cuanto a Voltios y Watios.

Una bombilla debilitada no efectuará una correcta polimerización de la resina. Sólo estará actuando en la superficie. Además los incrementos de resina gruesa y los colores oscuros con alto croma no polimerizarán correctamente.

El hecho de que la bombilla emita el haz de luz azul, no garantiza las propiedades que deba poseer en cuanto a intensidad. La bombilla viene diseñada para funcionar correctamente un determinado número de horas. Transcurrido éste tiempo la bombilla se debilitará en forma notable.

En Dentistry Today Vol. 10 No. 1 de febrero de 1991, se presenta una guía sobre el cuidado y mantenimiento de las Unidades de Fotocurado. La bombilla halógena de tungsteno que tiene una vida útil de horas especificadas por el fabricante se va debilitando por el uso, bajando su rendimiento. Se observa con frecuencia después de cierto tiempo de uso el ennegrecimiento de la cobertura, capas blanquecinas lechosas, degradación del reflector, y alteración del filamento. El consecuencia se recomienda que el operador o su auxiliar controle periódicamente el factor de intensidad con los Radiómetros, semanal o mensual dependiendo de la frecuencia de uso de la Unidad.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

MEDICIÓN DE TEMPERATURA:

Con frecuencia se genera un alto valor de temperatura en la punta de la guía de la luz, el radiómetro que se utiliza para medir temperatura tiene una escala graduada de 0 a 300 mW/cm².

Ubique la punta de la guía de la luz en el diafragma y active la unidad. Este debe estar funcionando previamente por lo menos 15 minutos antes.

La aguja de medición deberá estar por debajo de la lectura de 50. Mediciones de 50 o más, indican la evolución de alta temperatura que va a ocasionar trauma térmico sobre el complejo pulpar con reacciones de hipersensibilidad post operatoria y alteraciones inflamatorias pulpares.

Con frecuencia la causa determinante de la evolución de calor se debe a la alteración del filtro interior, que se encuentra ubicado por delante de la bombilla. Este filtro bloquea las radiaciones indeseables ultravioletas e infrarrojos. Con el tiempo el filtro se agrieta y altera. Examinelo cuidadosamente, un filtro nuevo soluciona el problema de inmediato.

VENTILADOR

Internamente se ubica un pequeño ventilador encargado de refrigerar constantemente la unidad. Un exceso ruido y una alteración en el sistema de velocidad requieren la revisión y posible cambio.



GUÍA DE LUZ

Debe aparecer completamente cristalina y transparente, al ser observada contra la luz de la ventana, o colocada sobre la leyenda de una revista, no se debe observar opacidades o puntos negros, observe la punta: con frecuencia se encuentran restos de resina polimerizada adherida a la punta, que van a interferir en el paso de la luz.

El artículo del Dr. Barghi, N. Y colaboradores describe el estudio realizado en 122

unidades de fotocurado en oficinas privadas, con el fin de determinar su funcionamiento con medición de su intensidad y realizar los diferentes factores que puedan afectar la intensidad en cada unidad investigada.

Cada unidad fue activada y se dejó en funcionamiento por 60 segundos, para enseguida proceder a la medición con dos radiómetros nuevos de Demetron, efectuando 3 lecturas sucesivas.

Se reporta igualmente que las mediciones de intensidad por debajo de $300\text{mW}/\text{cm}^2$, no polimeriza correctamente un incremento de 2 mm, con un tiempo de 10 segundos.

El promedio de vida de utilización de las unidades estudiadas fue de ± 3.4 años, y de estas solo el 33% de los Odontólogos reportó haber reemplazado la bombilla.

Las conclusiones del estudio muestra como el 30% de las unidades evaluadas, registra una intensidad por debajo de $200\text{mW}/\text{cm}^2$, lo cual representa una intensidad débil e inadecuada para una correcta foto-polimerización.

Un gran número de Odontólogos ignoraba la débil intensidad que registró la medición.

La intensidad de luz e inversamente proporcional a la edad de la unidad.

Dugan y Hartleb reportan como las soluciones desinfectantes como glutaraldehído producen una ruptura en la morfología superficial de la fibra conductora, disminuyendo su capacidad de transmisión.

Kofford y sus colaboradores indican como las guías de luz pueden llevarse con los empaques adecuados al autoclave sin alteración apreciable.

Las puntas pueden limpiarse efectivamente con las soluciones especiales indicadas por el fabricante (9).

TÉCNICAS UTILIZADAS PARA LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

El informe de ADEPT (WINTER 2000), explica las diferentes técnicas que se están aplicando durante el proceso de foto-polimerización. En efecto estas pueden ser:

a.. Régimen continuo

b. Régimen discontinuo o con un intervalo.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

a. El régimen continuo: puede aplicarse con una intensidad constante por un tiempo determinado. Esta es quizás la técnica más común Utilizada por los odontólogos.

El régimen continuo en dos pasos inicia una polimerización con baja intensidad por un periodo determinado, para luego utilizar alta energía por un tiempo adicional, esta técnica persigue un menor stress o tensión de polimerización permitiendo la resina fluir en estado de gel sobre las paredes, para luego con una alta intensidad producir una polimerización final y completa. La técnica es factible con las unidades de bombilla halógena, pero no es factible con unidades de arco de plasmó o láser. Esta técnica puede efectuarse con nuestra lámpara tradicional,

alejando la punta activa de la superficie del incremento para lograr un haz de luz debilitado y seguidamente aproximar la guía de luz para terminar la foto polimerización.

Una tercera forma es la de escala gradual iniciando con una baja intensidad y gradualmente se incrementa la energía por un determinado tiempo.

b. Régimen discontinuo: denominada de curado blando, inicia con baja intensidad, lo cual permite que el polímero fluya sobre las paredes, en seguida si se aplica una alta intensidad (4).

RECOMENDACIONES GENERALES PARA EL ODONTÓLOGO EN LAS TÉCNICAS DE FOTO CURADO DE RESINAS COMPUESTAS

Intensidad:



Efectúe una medición periódica de la Unidad de foto curado con los radiómetros de intensidad y temperatura.

Este control debe efectuarse por lo menos 1 vez al mes.

Los valores intensidad mínimos, deben estar en 300 mW/cm². en forma óptima la intensidad debe estar entre 400-800 mW/cm² en promedio.

La causa principal de una disminución de la intensidad de debe a envejecimiento y debilitamiento de la bombilla. Al reemplazarla por una nueva registrará una intensidad adecuada. Los factores de estado del filtro y guías de luz también deben tenerse en cuenta.

Tiempo de curado

Ante condiciones normales de funcionamiento de la unidad de foto curado se recomienda una exposición de 20 a 40 segundos con incrementos de resina de 1 a 2 mm de espesor como máximo.

Recuerde que colores de resina de alto croma (B3-B4-C4-D4-D3), requieren una mayor exposición. En igual forma la intensidad de la luz se debilita en forma directa a la distancia de la punta de la fibra conductora: a mayor distancia entre la punta activa y la superficie del incremento de resina, menor intensidad recibida (6).

Temperatura

La medición de temperatura debe estar siempre por debajo de 50 mW/cm². Altas temperaturas ocasionarán sensibilidad post-operatoria y alteraciones pulpares. El factor de temperatura se relaciona directamente con el estado del filtro y el funcionamiento del ventilador (9).

Incrementos de resina

Se recomienda trabajar incrementos de resina no mayores de 1 a 2 mm, y ubicando la punta activa inicialmente alejada y luego lo más cercana a la superficie de la resina, en caso de quedar alejado se debe incrementar el doble de tiempo de exposición (40 Segundos-60 Segundos).

Foto- polimerización a través de la estructura dentaria

Efectúela siempre y cuando su unidad de foto curado posea una alta intensidad

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

(por encima de 700 mW/cm). Y en seguida refuerce con una foto-polimerización directa sobre el incremento de resina colocada (5).

Luz ambiental

Un ambiente de oficina con abundante luz natural, disminuye el tiempo de trabajo de la resina, la lámpara de iluminación de la Unidad Odontológica, produce una polimerización indeseada. Cubra su lámpara de iluminación con una acetato color naranja o dirija la fuente de luz apartada de la zona de trabajo.

Capa Inhibida

Esta se produce en la zona más superficial y corresponde a monómeros que polimerizan por el efecto inhibitorio de oxígeno del aire. Terminada la foto polimerización del último incremento, el pulimento y brillo adecuados eliminan esta capa.

Protección ocular

El Consejo de Materiales Dentales de la sociedad Dental Americana A.D.A. en su reporte resinas compuestas activadas por la luz visible y unidades de foto curado advierte sobre las medidas de protección ocular tanto para el odontólogo como para el personal auxiliar, requeridas durante el uso de unidades de foto curado. La intensa luz de estas emisiones ocasionan efectos patógenos tanto en la retina como en el cristalino opacificandolo.

Se hace necesario el uso de lentes-filtro certificados de color naranja.



LENTES RECOMENDADOS:

Lite-Shield	500	nm
Guardian	500	nm
Noviol	470	nm
Safety		Bond.
Optilux Protective Eyeglasse-Demetrón.		

Es importante que el material de filtro sea integral, es decir no debe ser una película pintada sobre el lente, pues se corre el peligro de que al rayarse se constituye en una vía de entrada a la luz de foto curado.

Los lentes deben examinarse en cuanto a su efectividad de filtro efectuando la siguiente prueba:

Coloque una pequeña cantidad de resina de foto curado sobre una tableta de papel, cubra la resina con el filtro, de inmediato aplique la luz de foto curado sobre la superficie de filtro por 20 segundos, la resina no debe mostrar ningún tipo de polimerización si el filtro es efectivo.

UNIDADES DE ALTA INTENSIDAD

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

El informe de C:R:A. publicado en el ALND, febrero- abril 2000, responde a una serie de preguntas e inquietudes sugeridas con las aparición de la unidades de

alta intensidad de láser y de arco de plasma:

1. En general se totaliza un menor tiempo de polimerización con energía radiante al utilizar estas unidades de alta intensidad. Es importante recalcar el requerimiento que debe existir de una compatibilidad de la energía radiante de la unidad con los iniciadores químicos incorporados en la fórmula específica de la resina. Se ha reportado una lenta polimerización con los productos como Amelogen y Charisma, Fermit, y Unifast.
2. El Odontólogo debe pedir información respectiva a la casa fabricante para estar seguro de la compatibilidad entre los productos que utiliza y la Unidad de curado, así como el tiempo requerido para la polimerización.

Un factor de tener en cuenta es el alto costo de las unidades de polimerización de alta intensidad.

ACU Cure 3000 ADT-PAC8.950 Dolares 4.988

Lite ADT-PAC LC-120 Dolares 3750 Dolares

3. Las unidades de arco de plasma (arco de XENON) denominadas comercialmente PAC (Pulse Arc Curing), poseen una punta activa de 5mm, y una amplia banda en el espectro entre 380 y 500 nanómetros, su intensidad puede llegar a 2500 mW/cm².

Entre cada pulso de polimerización se requiere una espera mínima de 10

segundos.

Se menciona en el informe de ADEPT como un grupo de fabricantes en Alemania no recomendada la utilización de éste tipo de unidades, dando como razón el hecho de que algunas formulaciones de Resina Compuesta no polimerizan correctamente con las unidades de arco de plasma. Este reporte coincide con el informe de CRA de diciembre de 1999 .

Las unidades de curado LÁSER, con gas noble de ARGON-ION, emiten bandas específicas entre 454 a 466 nanómetros, 472-497 nanómetros y 514 nanómetros en la franja verde. En éstas no se reporta evolución de calor. Su limitación la constituye el reducido diámetro en la guía de luz, por lo cual se hace necesario efectuar varios disparos en superficies extensas.

Con las consideraciones anotadas, la recomendación para el odontólogo general en cuanto a su mejor opción, en la adquisición de una buena unidad de foto polimerización, se constituye en una halógena con funciones variadas o multimodal y la observación meticulosa en la técnica operatoria en combinación con las fórmulas de resinas compuestas y otros materiales de foto-activación (9).

RESISTENCIA FLEXURAL.

Resistencia es la tensión necesaria para causar fractura o una cantidad específica de deformación plástica. Cuando se describe la resistencia de un objeto o material, a menudo se hace referencia a la tensión final que se requiere para

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

causar fractura. Ambos tipos de comportamiento de deformación pueden describirse por las propiedades de la resistencia, pero deben usarse los términos apropiados para diferenciar entre la tensión máxima para producir deformación permanente y la requerida para causar fractura.

La resistencia a la flexión, resistencia transversa o módulo de ruptura, como se denomina a esta propiedad, de hecho es una prueba de resistencia de una barra apoyada en cada extremo, o de un disco delgado apoyado en un círculo inferior de sostén bajo carga estática.

Las unidades de tensión son fuerzas por unidad de superficie, más a menudo dadas en unidades de MPa, en cierta forma, esta prueba es una medida colectiva de elasticidad, compresión y tensiones tangenciales, simultáneamente sin embargo, para muestras suficientemente delgadas, ésta de ordinario es dominada por la tensión elástica que se desarrolla en la superficie inferior. Cuando se aplica la carga, la muestra se dobla (1).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Las diversas técnicas de fotopolimerización de resinas compuestas que han surgido en los últimos años para su aplicación en restauraciones directas en los órganos dentarios y la disponibilidad de unidades de fotocurado (LED) están siendo objeto de muchos estudios para valorar la calidad de curado de este material, uno de estos métodos relativamente nuevos es el de polimerizarlas a través de tejido dentario, con el objetivo de que su contracción se de hacia las paredes de la cavidad y así reducir la interfase. Se debe tener en cuenta la calidad de la resina obtenida con ésta técnica, ya que al disminuir la intensidad de la luz al pasar por diferentes grosores de tejido dentario puede reducir sus propiedades mecánicas.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

JUSTIFICACIÓN.

Con este estudio se intenta evaluar la influencia que tiene polimerizar dos marcas de resina a través de tejido dentario con una lámpara de emisión de diodos en sus propiedades mecánicas (Resistencia Flexural).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

OBJETIVO GENERAL.

Valorar la resistencia flexural de dos diferentes marcas comerciales de resinas compuestas polimerizadas a través de diferentes espesores de tejido dentario con una lámpara de emisión de diodos.

OBJETIVOS ESPECIFICOS.

Valorar la resistencia flexural de resina Tetric Ceram polimerizada con lámpara de LED a través de 1 mm de espesor de esmalte y dentina.

Valorar la resistencia flexural de resina Tetric Ceram polimerizada con lámpara LED a través de 1.5 mm de espesor de esmalte y dentina.

Valorar la resistencia flexural de resina Tetric Ceram polimerizada con lámpara LED a través de 2mm de espesor de esmalte y dentina.

Valorar la resistencia flexural de resina Z-250 polimerizada con lámpara LED a través de 1 mm de espesor de esmalte y dentina.

Valorar la resistencia flexural de resina Z-250 polimerizada con lámpara LED a través de 1.5 mm de espesor de esmalte y dentina.

Valorar la resistencia flexural de resina Z-250 polimerizada con lámpara LED a través de 2 mm de espesor de esmalte y dentina.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

HIPOTESIS.

La resistencia flexural de las resinas Tetric Ceram y Z-250 va a encontrarse disminuida al ser polimerizada a través de los diferentes grosores de esmalte y dentina al ser comparadas con las que son polimerizadas directamente.

HIPOTESIS NULA.

La resistencia flexural de las resinas Tetric Ceram y Z-250 va a ser mayor al ser polimerizada a través de tejido dentario comparada a las polimerizadas de manera directa.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

METODOLOGÍA.

-Criterios de inclusión:

Especímenes de resina Tetric Ceram de 2 mm de espesor por 2 mm de altura por 25 mm de largo polimerizados a través de 1, 1.5 y 2 mm de tejidos dentarios durante 40 segundos con lámpara de emisión de diodos.

Especímenes de resina Z-250 de 2 mm de espesor por 2 mm de altura por 25 mm de largo polimerizados a través de 1, 1.5 y 2 mm de tejido dentario durante 20 segundos con lámpara de emisión de diodos.

-Criterios de exclusión:

Todos aquellos especímenes que no tengan las características de los criterios de inclusión y que en los resultados tengan una desviación significativa con los demás que han sido obtenidos utilizando el mismo método.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

VARIABLES DEPENDIENTES.

- Tiempo de polimerización.
- Diferentes grosores de tejido dentario.
- Tipo de unidad de fotopolimerizado utilizada.
- Temperatura del ambientador.

VARIABLES INDEPENDIENTES.

- Composición de la resina Tetric Ceram.
- Composición de la resina Z-250.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

MATERIAL Y EQUIPO

Fueron necesarios para llevar a cabo la presente investigación los objetos mencionados en el siguiente listado:

- 20 compúles de resina compuesta Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).
- 2 jeringas de resina compuesta Filtek Z-250 (3M ESPE, St. Paul, Minn.).
- 1 lámpara LED Freelight Elipar de 3M ESPE (St. Paul, Min)
- Vernier digital MAX-CAL
- 10 órganos dentarios sin caries
- Recortadora Guillins-Hamco Thin Section Machine
- Máquina Universal de Pruebas Mecánicas Mecmesin
- Estufa de Temperatura Controlada a 37°C

- Hacedores de muestras de acero inoxidable
- Losetas de vidrio
- Portaobjetos
- Separador
- Cinta Mylar

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

MUESTREO.

Se realizaron 40 especímenes de 2 mm de espesor por 2 mm de altura por 25 mm de largo divididos en ocho grupos:

1. 5 especímenes control de resina Tetric Ceram polimerizados con lámpara LED por 40 segundos.
2. 5 especímenes de resina Tetric Ceram polimerizados con lámpara LED a través de 1 mm de tejido dentario por 40 segundos.
3. 5 especímenes de resina Tetric Ceram polimerizados con lámpara LED a través de 1.5 mm de tejido dentario por 40 segundos.
4. 5 especímenes de resina Tetric Ceram polimerizados con lámpara LED a través de 2 mm de tejido dentario por 40 segundos.
5. 5 especímenes control de resina Z-250 polimerizados por 20 segundos.
6. 5 especímenes de resina Z-250 polimerizados con lámpara LED a través de 1 mm de tejido dentario por 20 segundos.
7. 5 especímenes de resina Z-250 polimerizados con lámpara LED a través de 1.5 mm de tejido dentario por 20 segundos.

8. 5 especímenes de resina Z-250 polimerizados con lámpara LED a través de 2mm de tejido dentario por 20 segundos.

MÉTODO.

Fueron utilizados en este estudio 3 órganos dentarios. Cada uno fue fijado con resina acrílica (PMM) autopolimerizable en una regla de acrílico en sentido transversal y colocados en una recortadora Guillins-Hamco Thin Section Machine. A los tres se les realizó cortes dejando espesores de: Al primero de 1 mm, al segundo de 1.5 mm y al tercero de 2 mm respectivamente, poniendo especial cuidado en que tuvieran esmalte y dentina. Estos cortes de dientes fueron mantenidos en agua para que se conservaran hidratados. Fig1



Figura 1 Cortando dientes

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Elaboración de especímenes

En la fabricación de los especímenes se utilizaron dos marcas diferentes de resina

compuesta (Tetric Ceram y Z-250), siguiendo los pasos siguientes.

Primero se procedió a armar los hacedores de muestras de acero inoxidable encima de cristales de 2mm de grosor con sus respectivas guías para que dicho hacedor no se mueva.

Seguido a esto se colocó separador con la ayuda de un pincel en el interior de los hacedores de muestra.

Después se llenó el interior del hacedor de muestras con resina compuesta (tetric-ceram y Flitek Z-250) condensandola y ejerciendo carga compresiva con cinta mylar y un portaobjetos. Fig 2

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Figura 2 Llenando el hacedor de muestras

Se colocaron los cortes de los dientes a diferentes grosores sobre los la resina compuesta dentro del hacedor de muestras y se fotopolimerizo durante 20

segundos para Z-250 y 40 segundos para Tetric Ceram con una lámpara de emisión de diodos Elipar de 3M ESPE por ambos lados del hacedor. Fig3



Figura 3 .Fotopolimerizando a través de tejido dentario con lámpara LED

Posteriormente se sacaron los especímenes de resina del hacedor de muestras y se mantuvieron durante 24 horas a 37 °C y a una humedad de 100% en un ambientador con estas características.

Transcurridas las 24 horas, los especímenes fueron medidos con un Vernier electrónico digital en su base y altura. Fig4

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

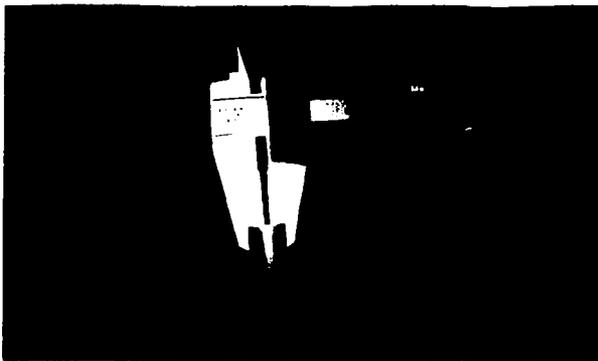


Figura 4 Midiendo base y altura del espécimen

Una vez medidos se colocaron cada uno de los especimenes en un aditamento con dos soportes de acero inoxidable con una distancia entre cada soporte de 20 mm.

Un tercer soporte fue colocado en la parte superior del espécimen haciendo una presión sobre la misma para flexionarla y fracturarla (prueba de resistencia flexural) , esto se llevo a cabo en la máquina universal de pruebas mecánicas Mecmesin. Fig5

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Figura 5 prueba de resistencia flexural

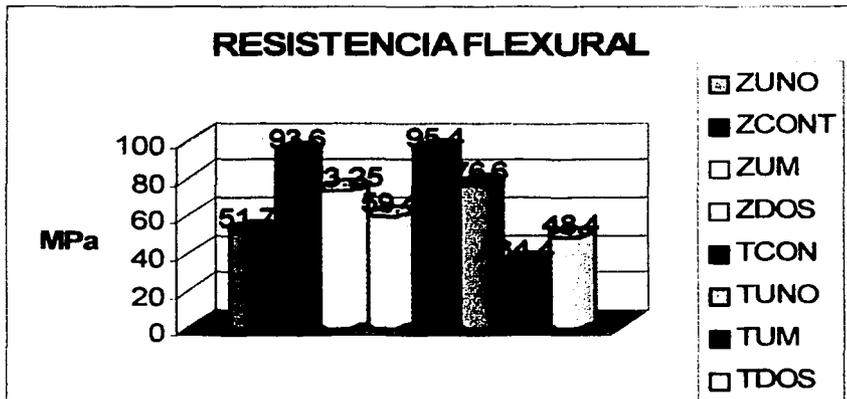
Mientras tanto, el comportamiento del material fue graficado y medido en el monitor de la computadora.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RESULTADOS

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Los resultados que se obtuvieron fueron analizados con ANOVA de una vía y una comparación de grupos Tukey.



Grafica 1

Como se muestra en la Grafica 1, los valores de Tetric Ceram donde el valor más alto lo tiene el grupo control con una media de 95.4 MPa, el cual fue polimerizado sin tener de por medio tejido dentario, y el valor más bajo corresponde al que fue polimerizado a través de 1.5 mm de tejido dentario con una media de 34.4 MPa con una desviación estándar de 14.1 y a un intervalo de confianza de $P=0.64$. Es importante mencionar que los valores más bajos obtenidos no cumplen la norma 4049 de ISO y 27 de ADA.

En lo concerniente a los resultados de Filtek Z-250 se pudo observar que los

valores más altos se obtuvieron en el grupo control con una resistencia flexural de 93.6 MPa en contraste a los especímenes que fueron polimerizados a través de 1 mm de tejido dentario en los cuales se obtuvieron una media de 51.75 MPa y una desviación estandar de 12.6. Cabe señalar que todos los resultados obtenidos con esta marca de resina compuesta cumplen con las especificaciones de la ISO y de la ADA.

Si comparamos los resultados de las resinas Tetric Ceram y Filtek Z-250 podemos observar que en la resistencia flexural de ambos grupos control no hubo una diferencia estadísticamente significativa, polimerizadas a través de 1 mm de tejido dentario se obtuvieron mejores resultados con Tetric Ceram, a través de 1.5 mm pudimos encontrar que Filtek Z-250 tuvo mejores propiedades físicas y mecánicas que Tetric Ceram; y, por último, a través de 2 mm de espesor de esmalte y dentina se encontró que los valores obtenidos por Z-250 superan en poco margen a Tetric Ceram.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CONCLUSIONES.

Con lo resultados obtenidos pudimos llegar a las siguientes conclusiones:

-Las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas se ven disminuidas al no ser expuestas directamente, es decir, cuando son polimerizadas a diferentes grosores de tejido dentario, por lo que se supone es recomendable se refuerce la polimerización cuando es llevada a cabo de esta forma, con una exposición a la luz directa. De esta forma lograremos, llegar a reducir el estrés del material a la polimerización y que su contracción se de hacia las paredes de la cavidad dentaria.

De la misma forma suponemos, que se debería aumentar la exposición de la resina a la luz de la lámpara, para compensar de cierta forma la disminución de la luz cuando a esta se le antepone la superficie del órgano dentario.

Asimismo, se pudo observar que la resina Filtek Z-250 tuvo mejores propiedades físicas y mecánicas al ser polimerizada utilizando esta técnica, por lo que presumimos que podemos tener mayores posibilidades de éxito en los diversos tratamientos de nuestros pacientes si utilizamos la resina referida.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

BIBLIOGRAFIA

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

1. ANUSAVICE, K.J. 1998. La ciencia de los materiales dentales de Phillips. 10ª.ed. McGraw-Hill Interamericana.
2. PHILLIPS R.W. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9ª. Ed. McGraw-Hill Interamericana.
3. SCHWARTZ, Richard S. Fundamentos en odontología operatoria. Un logro contemporáneo. Actualidades Médico-Odontológicas Latinoamérica. Colombia, 1999.
4. CHAÍN, Marcelo. Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores. Artes Médicas, 2001.
5. KANCA, John. Maximizing the cure of posterior light-activated resins. Quintessence International. Vol.17 Num. 1. 1986.
6. KANCA, John. Pulse activation: Reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. American Journal of Dentistry. Vol. 12 Num. 3, June, 1999.
7. KANCA, John. The effect of thickness and shade on the polymerization

- light-activated posterior composite resins. Quintessence International. Vol. 17, Num. 12. 1986.
8. Swift, Edward J. Microleakage of etched-dentin composite restorations. Quintessence International, Vol. 23, Num. 7, 1992.
9. GUZMÁN, Hunberto José. Unidades de fotocurado. www.odontologia-online.com.
10. SARAVIA ROJAS, Miguel Angel. Una nueva e innovadora propuesta tecnológica para la fotopolimerización de materiales dentales: luz emitida por diodos (LED).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN