



16
ZES

Universidad Nacional Autónoma de México

V. So.
B. Flores

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE DIFERENTES
ANGULACIONES DE BISEL EN INCRUSTACIONES DE
RESINA COMPUESTA FABRICADAS FUERA DE LA
CAVIDAD BUCAL**

T E S I S A

QUE PRESENTA:

LILIA BEATRIZ ALTAMIRANO FLORES

Para obtener el título de:
CIRUJANO DENTISTA

Dirigieron y Supervisaron:
C.D. ARCADIO BARRON ZAVALA
C.D. FEDERICO BARCELO SANTANA

MEXICO, D.F.
1995



FACULTAD DE
ODONTOLOGIA

FALLA DE ORIGEN

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A MIS QUERIDOS PADRES :

David y Virgen.

**Por todo su amor, dedicación y cuidados
que me han brindado durante toda mi vida.
Por su ayuda incondicional en todo momento
y por confiar siempre en mi.**

A MIS HERMANOS :

David, Carmen y Mary.

**Por el cariño que siempre me han brindado
y por ser un gran ejemplo a seguir.**

AL C.D. ARCADIO BARRÓN ZAVALA :

**Por la dirección y supervisión de este trabajo de investigación, por su apoyo incondicional en todo momento y por el tiempo dedicado.
Gracias.**

AL C.D. FEDERICO BARCELO SANTANA :

**Por apoyar y proporcionar todos los medios para la realización de esta investigación.
Por compartir conmigo su experiencia en este trabajo.
Gracias.**

A LA UNAM Y FACULTAD DE ODONTOLOGÍA:

**Por trabajar diariamente en la formación
profesional de tantos jóvenes.**

AL HONORABLE JURADO.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
I. ANTECEDENTES	6
II. RESINAS COMPUESTAS	9
2.1 Componentes	
2.2 Clasificación de los composites	
2.3 Propiedades comparadas de los composites	
III. INCRUSTACIONES EN RESINA COMPUESTA	20
3.1 Definición	
3.2 Indicaciones	
3.3 Contraindicaciones	
3.4 Preparación cavitaria	
3.5 Métodos de Polimerización	
3.6 Materiales	
3.7 Descripción de las técnicas	
3.8 Ventajas	
3.9 Desventajas	
IV. RESISTENCIA A LA FRACTURA	25
V. OBJETIVO	27
VI. PROYECTO	27
VII. HIPÓTESIS	27
VIII. MATERIALES Y MÉTODO	28
8.1 Material utilizado	
8.2 Método	
IX. RESULTADOS	36
X. GRÁFICAS	40
XI. CONCLUSIONES	55
BIBLIOGRAFÍA	56

INTRODUCCIÓN

Los composites dentales en el sector posterior hoy en día tienen gran auge por su estética y economía en comparación con otros materiales estéticos.

Se realizan resinas compuestas de aplicación directa e indirecta como son las tradicionales incrustaciones de resina compuesta.

La buena preparación de la cavidad en la incrustación de resina compuesta es el factor principal para lograr el éxito en estas obturaciones; muchos autores recomiendan realización de bisel en el ángulo cavo superficial otros la rechazan; al igual que muchas casas comerciales dedicadas a la fabricación de estos materiales.

Lo ideal de estos materiales sería que ofrecieran buenas propiedades físicas y químicas y poder garantizarle al paciente durabilidad en su boca. Una propiedad física importante es la resistencia a la fractura de toda la incrustación y del bisel o borde en caso de no realizarlo.

El propósito de esta investigación es realizar una comparación *in vitro* de diferentes angulaciones de bisel en incrustaciones de resina compuesta, y verificar de acuerdo a pruebas de resistencia a la fractura de cual angulación obtenemos mejores resultados.

I. ANTECEDENTES

El uso de las resinas compuestas como materiales restauradores se publicó por primera vez en 1969 por Mccune Rj. Las investigaciones clínicas de las resinas compuestas originales identificaron un desgaste generalizado como uno de sus problemas más importantes según comprobó el Dr. Phillips Rw. y et al, particularmente cuando se colocaban bajo tensión, otros problemas fueron las rugosidades superficiales, decoloración, porosidades y filtración marginal. Uno de los pocos atributos de las primeras resinas era la integridad marginal excelente, la cual generalmente excedía a la de las amalgamas.

Muchos descubrimientos contribuyeron a un renovado interés en las resinas compuestas como material restaurador en el sector posterior. Entre ellos teníamos el amplio uso del ácido fosfórico en el pre-tratamiento del esmalte, el advenimiento de la fotopolimerización con luz ultravioleta, el uso de rellenos alternativos y la introducción de las resinas de micropartículas. Los ensayos clínicos confirmaron mejoras significativas en la conducta de las resinas compuestas según estudios realizados por el Dr. Lutz F.

El Dr. Jorgensen Kd. Moffa afirma que al comparar las primeras resinas compuestas con las nuevas que contenían rellenos de vidrio de estroncio o partículas de microrelleno demostraron mejor resistencia al desgaste al colocarlas en cavidades oclusales. Aún se observan un desgaste importante localizado y se continuo limitando la longevidad del material en las restauraciones clase I y clase II. Al inicio de los años ochentas el Dr. Philips concluyó que la actitud clínica de las resinas compuestas en los dientes posteriores era inferior a las amalgamas, aún con las mejoras obtenidas.

La evaluación crítica continuo y se obtuvieron nuevas mejoras. La exfoliación de partículas en el área de tensión, identificada como uno de los factores que contribuían en el desgaste se aumento por la degradación química y reblandecimiento subsecuente de la matriz de resina según comprobó el Dr. McKinney JE.

Estos hallazgos, entre otros, llevaron a la formulación de unas nuevas resinas compuestas que contenían una distribución sofisticada de los tipos de partículas de relleno y el tamaño que disminuyo el porcentaje en volumen de los componentes de resina, en las restauraciones.

Estas resinas compuestas denominadas híbridas consistían en un microrelleno reforzado, matriz orgánica con partículas de relleno que iban de un tamaño de 1 a 10 micrones. Mas aún las resinas de microrelleno mejoraron incorporando bloques de microrelleno pre-polimerizados y

fracturados y así acercarse al concepto de resina híbrida. La nueva formulación mostró mejora en las propiedades físicas y mecánicas.

Los estudios clínicos realizados por Lutz F. et. al. han confirmado mejoras en las nuevas resinas compuestas descritas anteriormente sin embargo la duración de los estudios clínicos no ha excedido de 3 a 5 años. Aunque la fractura de aceptabilidad de estas resinas ha sido relativamente alta es aún menor que la amalgama.

La demanda de la estética, material restaurador para posteriores, el advenimiento de los adhesivos en la odontología y la controversia sobre el uso de la amalgama ha aumentado el enfoque en las resinas compuestas para posteriores. En los años setentas ninguna resina compuesta se formuló exclusivamente para dientes posteriores, en el mercado odontológico. Actualmente existen más de veinte resinas compuestas para posteriores y han continuado en aumento, el uso de la amalgama ha permanecido relativamente constante.

CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA DE LAS RESINAS COMPUESTAS.

1a. Generación.

Las primeras resinas compuestas aparecidas en el comercio se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por BIS-GMA (fórmula de Bowen) y un refuerzo en forma de esferas o prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Este refuerzo de tamaño de partícula grande: macropartícula de 8 a 10 micrones.

En la actualidad no contamos con productos comerciales de esta generación: Concise de 3M. de polimerización química y Adaptic de Johnson & Johnson, también de polimerización química, fueron exponentes de esta generación.

2a. Generación.

La fase orgánica o de polímeros se aumenta a 50% y al 60%, el porcentaje de refuerzo de vidrio decrece en forma proporcional. Es la generación de resinas de micropartículas. Exponentes de esta generación son:

Isopast	Vivadent	Polimerización química
Silar	3M	Polimerización química
Silux	3M	Fotopolimerización
Helio-Progress	Vivadent	Fotopolimerización

3a Generación.

Corresponde a la de los híbridos, en donde se involucran en la fase inorgánica diferentes tamaños de partícula micro y partícula pequeña. Exponentes de esta generación:

Miradapt
Prisma - Fil
Valux
Estilux H.

Johnson & Johnson
L.D. Caulk
3M. Co.
Kulzer

Polimerización química
Fotopolimerización
Fotopolimerización
Fotopolimerización

II. RESINA COMPUESTA

2.1 COMPONENTES

El composite se caracteriza por su estructura, que incluye lo siguiente :

- 1.- Una matriz orgánica (resina) que representa del 30 al 50% del volumen total del material.
- 2.- Una fase dispersa considerada de alta resistencia mineral u organomineral, de granulometría y de porcentajes variables: el relleno.
- 3.- Un agente de unión que es un adhesivo que permite la unión resina / relleno. De la calidad de esta interfase dependerá en gran medida el buen funcionamiento del material.
- 4.- Y coadyuvantes, sustancias que influyen en la reacción de polimerización (activadores, iniciadores, inhibidores y reguladores de la viscosidad).

MATRIZ

La Matriz más frecuente es la de BIS-GMA o molécula de Bowen. El BIS-GMA se obtiene a partir de 3 moléculas de base : bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico.

Esta molécula tiene en el extremo de la cadena dobles enlaces que permitirán la polimerización de las moléculas de BIS-GMA.

RELLENO

Su misión principal es conferir al composite sus propiedades mecánicas y físicas.

El vidrio, la cerámica o el cuarzo presentes en los primeros composites, denominados tradicionales, presentan granulometrías superiores a 0.1 μm : de 5 a 30 μm para los considerados más antiguos y de 1 a 5 μm para aquellos más recientes. se trata de los macrorrellenos.

La sílice coloidal, que presenta la ventaja de ser fácilmente fragmentable, permite la obtención de partículas muy pequeñas, de tamaño inferior a 0.1 μm (0.04 μm en muchos materiales en uso): son los microrrellenos. Estos rellenos también se denominan frecuentemente

aerosils, así como sílice pirolítico o pirógeno en relación con su forma de obtención. De hecho el óxido de sílice debe hidrolizarse y precipitar a alta temperatura para poder ser micronizado.

AGENTE ADHESIVO

La fase orgánica es la más dúctil y reparte y transmite las fuerzas hacia la fase mineral u organomineral, que será la que resista la deformación.

La unión entre las dos fases es esencial; condicionara el buen comportamiento físico y mecánico, evitando la concentración de fuerzas.

En concreto, la superficie del relleno se trata con un agente adhesivo, generalmente un silano, siendo el más frecuente el metracrilato-oxipropil-trimetil-silano.

COADYUVANTES

Son sustancias poliméricas que influyen en la reacción de copolimerización.

1.- Activadores

Las reacciones son de tipo químico y fotoquímico. Se produce una apertura de los dobles enlaces del oligómero por mediación de radicales libres.

Activación química (autopolimerización). Se produce gracias a la presencia de moléculas capaces de inducir radicales libres. Los activadores químicos se agrupan en dos categorías :

- Hidroxiperóxidos y peróxidos.
- Compuestos nitrogenados

Normalmente se utiliza la asociación de un peróxido inestable y de una amina terciaria. La incorporación al composite se realiza en una proporción de 0.3 - 2 % de peróxido o 0.75% de amina, en dosis que permite el mantenimiento de las propiedades fisicomecánicas. Cuando se presenta en forma de pasta-pasta, una contiene el peróxido activador y la otra la amina aceleradora. en el momento de la mezcla, el reparto no es perfecto y la reacción química de polimerización queda incompleta en algunas zonas del composite. Esta reacción es inhibida por el oxígeno del aire, como se puede comprobar por la presencia de una capa superficial ligeramente adhesiva que necesariamente hay que suprimir con el pulido.

La reacción también resulta inhibida por algunas moléculas, como los fenoles (eugenol, hidroquinona), lo que contraindica el uso de cementos de óxidos de zinc-eugenol bajo los composites.

Activación fotoquímica (fotopolimerización). Se basa en el uso de fotones luminosos y ultravioletas que vehiculizan la energía. Para fotopolimerizar un monómero es necesario utilizar fotoactivadores que por efecto de la radiación producen radicales libres capaces de actuar sobre el monómero y desencadenar la reacción. Los fotoactivadores más utilizados son los derivados de la benzoína, la benzofenona, la acetofenona y la dicetona.

Los composites fotopolimerizables por rayos ultra violeta (UV) contienen éter metílico de benzoína; sin embargo la utilización de UV está desapareciendo actualmente en favor del uso de la luz blanca de longitud de onda mayor, próxima a los 450 nm, que presenta mejores resultados y carece de los efectos de fotosensibilización propios de los UV.

La activación fotoquímica por luz blanca necesita la incorporación de un fotoactivador: se añade una dicetona o una conforquinona (0.2%) a la matriz de una amina orgánica (0.1%). La energía luminosa emitida dentro de un espectro comprendido entre 420 y 460 nm excita la dicetona que se combina con la amina. Seguidamente tiene lugar una disociación de los radicales que inicia la reacción.

La ausencia de peróxido asegura una mejor estabilidad, y por tanto, una mejor conservación del material.

De forma general, la fotopolimerización permite la mejora de las propiedades físicas y mecánicas del composite, principalmente por la ausencia del mezclado. El catalizador y el acelerador pueden coexistir, ya que son inactivos, mientras no haya aporte de energía luminosa. Los materiales fotopolimerizables se presentan por tanto en forma de una sola pasta.

2.- Iniciadores.

Las resinas activadas por UV poseen éteres de bensoin-alquilato, mientras que las de la luz visible contienen iniciadores dicetónicos, como la canforoquinona.

Estos iniciadores como su nombre lo indica, tienen por función iniciar la reacción de polimerización, produciendo radicales libres.

Las resinas activadas químicamente, utilizan como iniciador el peróxido de benzoilo.

3.- Inhibidores.

Permiten controlar los periodos de inducción, asegurando así una mejor conservación del producto. Los inhibidores más utilizados son las quinonas.

4.- Reguladores de viscosidad.

Son líquidos que se agregan al BIS-GMA con el fin de hacerlos más manipulable. Uno de estos líquidos está representado por el metil metacrilato.

2.2 CLASIFICACIÓN DE LOS COMPOSITES

Se realiza en función a la fase del relleno que modifica las propiedades e interviene directamente en los criterios de elección. Se distinguen generalmente tres grupo :

- 1.- Los composites convencionales o tradicionales.
- 2.- Los composites de microrrelleno: homogéneos y no homogéneos
- 3.- Los composites híbridos.

COMPOSITES CONVENCIONALES

Contienen macrorrellenos de 5-30 μm de diámetro para los más antiguos y de 1-5 μm para los más recientes.

Estas resinas poseen unas características físicas y mecánicas generalmente consideradas como adecuadas, pero presentan una resistencia a la abrasión insuficiente y una mala capacidad de pulido, lo que da lugar al arrancamiento de partículas minerales en la superficie. Esto determina una porosidad que será el origen de retenciones y de alteraciones en el color. Los composites convencionales modificados presentan a la vez partículas más reducidas de 8 μm de media, y microrrelleno de sílice de 0.04 μm , pero la mejora de las características a sido poco importante.

COMPOSITES DE MICRORRELLENO

Se caracterizan por su relleno de sílice coloidal que puede ser fraccionado en partículas de relleno muy pequeñas (0.02-0.07 μm) que

implican el desarrollo de una gran superficie, pero a su vez dejan sitio para un volumen importante de resina. Esta presentación corresponde a los microrrellenos homogéneos.

Las mejoras en estos materiales se deben al tratamiento de los rellenos; éstos quedan atrapados en el seno de los bloques de polímero endurecidos previamente en el laboratorio y después triturados. Esta polimerización resinosa y este recubrimiento del relleno confieren al material una buena resistencia al arrancamiento y una excelente capacidad de pulido, ya que el relleno queda protegido por el polímero.

La práctica totalidad de los composites de microrrelleno son heterogéneos. Dentro de su matriz, que puede ser un BIS-GMA, un diuretano o una combinación de ambos elementos, coexisten conglomerados organominerales y microrrelleno incorporado directamente al polímero. Las partículas de relleno prepolimerizadas se presentan en forma de granos regulares (1.200 μm) o de esferas (20-30 μm). También existen complejos inorgánicos sobre una base de microrrelleno; se distinguen tres subgrupos según la forma de las partículas :

- 1.- Composites de partículas prepolimerizadas de forma poliédrica.
- 2.- Composites de partículas prepolimerizadas esféricas.
- 3.- Composites de partículas de aerosils conglomeradas.

Por el hecho de poseer una gran cantidad de resina, estos materiales presentan una buena translucidez. Por el aspecto estético y por la posibilidad de conseguir un excelente pulido, son el material de elección para las restauraciones visibles que no contengan una implicación oclusal.

La superficie desarrollada a nivel del relleno produce una gran viscosidad que imposibilita la incorporación de un cantidad de relleno mayor, a pesar de la adición de fluidificantes.

Esta característica es aún más marcada en los composites denominados homogéneos, que se realizaron en principio pensando en la estética, pero que por este motivo no han tenido una mayor expansión.

COMPOSITES HÍBRIDOS

COMPOSITES HÍBRIDOS SIMPLES

Contienen el macrorrelleno de composites tradicionales combinado con microrrelleno que rellena los espacios ocupados en los composites tradicionales por la resina; estos materiales alcanzan así una elevada densidad de carga.

Esta combinación permite ensamblar las cualidades propias de ambas categorías de composites. Las propiedades físico-químicas y mecánicas mejoradas destinan estos materiales a las restauraciones posteriores; sin embargo, el composite de lesión para estas aplicaciones sería aquél en cuya relación relleno/resina considerada en volumen fuera mayor y, por lo tanto, la unión silánica fuera de una buena calidad. Estos composites se clasifican en tres subgrupos :

1. Con un relleno, en volumen inferior al 65%, de macropartículas de tamaño mediano.
2. Con un relleno en volumen inferior al 65%, de partículas más reducidas, inferiores a 2 μm .
3. Con un relleno en volumen igual o superior al 65%, de forma y dimensión variadas.

COMPOSITES HÍBRIDOS COMPLEJOS

Contienen un relleno muy diversificado: micropartículas solas y conglomeradas, relleno convencional de pequeño tamaño y partículas prepolimerizadas en virutas o esféricas.

2.3 PROPIEDADES COMPARADAS DE LOS COMPOSITES

Las propiedades de los composites están determinadas por la naturaleza de sus tres componentes: el entramado de la fase orgánica, el porcentaje y el tipo de relleno, y la calidad de los enlaces. No obstante, generalmente se considera como parámetro esencial la cantidad de fase de relleno, que condiciona las diferencias de las propiedades mecánicas y físicas. El conocimiento del porcentaje de relleno en volumen es primordial, pero no siempre está indicado.

PROPIEDADES MECÁNICAS

El composite es un material plástico; resulta interesante comparar por una parte sus propiedades mecánicas con el diente soporte, es decir, con los tejidos dentarios y, por otra, con otro material común: la amalgama.

Resistencia a la compresión. Es una propiedad que se pone a prueba sobre todo durante la masticación. Este acto implica el desarrollo de fuerzas aplicadas sobre las cara oclusales, comprendidas entre 25 daN/cm² y 75 daN/cm², en los molares más posteriores, sólo los composites híbridos aguantan una comparación con la amalgama y con la dentina

Su resistencia a la compresión alcanza rápidamente su valor máximo, aproximadamente el 90% al cabo de una hora, mientras que la amalgama alcanza únicamente 1/3 del valor total en el mismo tiempo.

Esto supone una ventaja clínica evidente, pero puede verse alterada con una inadecuada manipulación, principalmente por contaminación húmeda.

Resistencia a la tracción. Aquí una vez más los composites híbridos presentan las mejores características de funcionamiento. Su manera de comportarse podría justificar una economía de tejidos a nivel de la amplitud de las preparaciones oclusales.

Modulo de elasticidad. Es la relación entre la tensión y la deformación: cuanto menor sea la deformación para una tensión dada, mayor es el valor del módulo de elasticidad y más rígido, el material. Esta propiedad es importante en clínica para el buen comportamiento de la interfase material/diente. Los composites de microrrelleno son los que presentan peor módulo.

Dureza. Es la resistencia del material a la deformación plástica. Este parámetro es importante porque condiciona el desgaste de la superficie. La dureza de un composite no alcanza nunca la de una amalgama, sobre todo si se toma como referencia una amalgama con alto contenido de cobre.

Esta propiedad, que resulta esencial para las restauraciones posteriores, sigue siendo insuficiente incluso en los composites híbridos mejor considerados.

Sin embargo, la dureza varía en función de muchos factores que pueden mejorarla, como el porcentaje elevado de relleno, la matriz de BIS-GMA de Bowen más que la de tipo uretano, y la fotopolimerización.

Resistencia a la abrasión. Los composites carecen de buena resistencia a la abrasión y por lo general es inferior a la de la amalgama. El desgaste se explica por la pérdida de sustancia de la matriz situada más en superficie, seguida de la exfoliación del relleno.

El desgaste se acelera con el tiempo, al estar el material sometido a tensiones diversas que producen fisuras y fracturas. Las porosidades son elemento que favorece este desgaste.

El desgaste aumenta con la dimensión de la restauración, lo que contraindica las cavidades grandes que presentan una mala resistencia a la atrición y se extiende más allá de las cara oclusales implicadas en los movimientos de disoclusión.

Algunas situaciones clínicas son capaces de acelerar este proceso: la oclusión traumática, la situación muy posterior de la restauración y la dimensión de la extensión; la calidad de la manipulación del material y su terminación resultan también determinantes.

PROPIEDADES FÍSICAS

Condicionan la estabilidad dimensional del material y, por lo tanto, la duración de la restauración. También aquí desempeña un papel fundamental la relación relleno/resina considerada en volumen.

Expansión Térmica. El coeficiente de expansión térmica volumétrica debería ser similar al del esmalte para asegurar la estanquidad, pero esto no se ha podido conseguir; dicho coeficiente es entre 2 y 6 veces más elevado.

Los composites más ricos en resina presentan los coeficientes más altos (composites de microrrelleno) y deben utilizarse con un protocolo clínico estricto, destinado a desarrollar los enlaces dentinarios y del esmalte para poder compensar así este inconveniente (biseles periféricos anchos, adhesión amelodentinaria y utilización de técnicas combinadas que permitan reducir el volumen del material).

La dilatación no compensada del material implica la formación de hiatos periféricos y de fisuras, favoreciendo la aparición de caries secundarias, coloraciones, etc.

Contracción de polimerización. Se produce en todos los composites lo largo de la polimerización, las moléculas de monómero que hasta ese momento permanecían equidistantes a 4 nm (distancia de Van der Waals) se redistribuyen en el espacio. Después de la polimerización estas distancias quedan reducidas a la distancia del enlace covalente, tres veces menor. Esta disminución de la distancia interatómica traduce una contracción que será tanto mayor cuanto mayor sea el volumen de la resina. La contracción de los composites híbridos es menor que la de las demás categorías de composites.

Una contracción importante determina la aparición de fracturas cohesivas el seno del material, la formación de fisuras marginales, la alteración del enlace matriz/relleno y la disminución de la resistencia del material.

Absorción hídrica. Está determinada principalmente por la posibilidad e penetración de las moléculas de agua en el polímero.

Los composites de microrrelleno absorben entre 2 y 4 veces más agua que los convencionales, siendo los híbridos los que presentan un mejor comportamiento en la relación con un volumen de materia orgánica menor.

La absorción se ve favorecida por las porosidades y las fisuras y constituye un factor de degradación del composite en los fluidos bucales.

El fenómeno de inbibición implica una expansión volumétrica del material que podría, en algunos casos, compensar parcialmente la contracción de polimerización. Dado que el equilibrio hídrico sólo se consigue al cabo de 1 o 2 semanas, es importante indicar la abstención del consumo de bebidas o alimentos que contengan colorantes durante ese lapso de tiempo.

La degradación hidrotérmica acentúa los fenómenos de descohesión entre las fases mineral y orgánica. En concreto, parece ser que el enlace silánico puede hidrolizarse a medio plazo, lo que produciría como consecuencia un aumento de las distancias intermoleculares entre el relleno y la argamasa, y una degradación de su unión.

Porosidad. Fue un problema en las primeras familias de composites, especialmente en los autopolimerizables que necesitaban un mezclado. Es poco importante para los composites híbridos fotopolimerizables, pero sigue dependiendo de la manipulación y protocolo clínico. el material debería, de forma ideal, conservarse en cápsulas predosificadas que permitieran la inyección directa (algunos fabricantes presentan este tipo de envase).

PROPIEDADES ESTÉTICAS

Las propiedades estéticas determinantes son el color, el índice de refracción, la translucidez y la opacidad y, por último, la calidad de pulido de la restauración. Además de estos elementos propios del material, las condiciones clínicas de la preparación son determinantes para los resultados.

Color. Es percibido por el ojo humano, que distingue la longitud de onda dominante, el brillo y la saturación. El papel de los pigmentos es fundamental.

Índice de refracción. Debe aproximarse al de los tejidos dentarios vecinos, como condición indispensable para conseguir un efecto estético correcto.

Translucidez y opacidad. La translucidez permite la penetración difusa de la luz, mientras que la opacidad la impide. También aquí las características deben ser comparables a las de los tejidos duros vecinos.

Capacidad de pulido. La superficie del material debe aparecer lisa como el esmalte. Si hay pequeñas irregularidades residuales, deben ser menores que la longitud de onda de la luz visible para que no sean percibidas por el ojo humano. Esta situación es frecuente en el esmalte que no es completamente regular. Únicamente los composites de relleno pequeño pueden asegurar este tipo de resultado. Es un criterio de elección esencial para las restauraciones anteriores visibles.

PROPIEDADES BIOLÓGICAS

Los composites se consideran materiales tóxicos frente al complejo dentinopulpar. Esta incompatibilidad biológica puede ser:

- Directa, ligada al material mismo.
- Indirecta, ligada a un defecto de metodología clínica.

Toxicidad directa. El elemento resinoso es el responsable de la toxicidad. Los composites pobres en relleno mineral se consideran más peligrosos. En los composites a base de BIS-GMA, las funciones cetona y alcohol son las más irritantes. Las resinas epoxi químicamente inertes son mejor toleradas. Las matrices a base de poliuretanos parecen dotadas de una mejor tolerancia biológica.

Esta toxicidad, prácticamente imposible de evaluar *in vitro* y difícil de apreciar *in vivo*, debe estar integrada en un contexto clínico para poder ser analizadas de forma válida. Hay que tener en cuenta muchos elementos: la naturaleza de las caries, su extensión y la proximidad pulpar. El espesor de dentina residual (EDR) debe ser de 21 mm para limitar los efectos nocivos del material. La polimerización a veces incompleta en el seno del material puede justificar las reacciones retardadas. El efecto acumulativo de múltiples agresiones, como el ataque bacteriano, efecto de los diferentes estadios de la preparación, o el material, influirán plenamente. se utilizaran por norma una protección dentinopulpar.

Toxicidad indirecta. Esta toxicidad es más determinante que la anterior. la adaptación marginal es la mejor garantía de tolerancia biológica. Si no consigue un hermetismo total entre el diente y el composite, se crea un espacio accesible a las bacterias y a las toxinas provenientes del medio bucal que pueden llegar a la pulpa a través de los túbulos dentinales.

El único método clínico eficaz de prevención es la preparación de cavidades adhesivas y la utilización de todos los procedimientos que permitan realizar una restauración estanca.

Tolerancia periodontal. Depende del estado de la superficie del material y de la calidad y de la interfase material-diente a nivel cervical, que no se estabiliza inmediatamente, ya que el composite experimenta tensiones, durante la polimerización.

Para limitar la retención de placa bacteriana, el material debe estar perfectamente pulido, lo que resulta más fácil con los microrrellenos y los híbridos modernos. los estudios han evidenciado la colonización bacteriana de las superficies rugosas y la dificultad para conseguir la misma calidad de pulido en todas las zonas de la restauración. Además, parece que, con un mismo estado de superficie las bacterias no se adhieren por igual a todos los composites.

III. INCRUSTACIÓN EN RESINA COMPUESTA

3.1 DEFINICIÓN

Una incrustación de composite es aquella restauración encargada de obturar una cavidad, realizada dentro o fuera de la boca, pero que es sometida a un proceso de postcurado y que posteriormente se cementa dentro de la cavidad.

3.2 INDICACIONES

- 1.- En el caso en el que se requiera estética en el sector posterior.
- 2.- En cavidades clase I y clase II en premolares (MO o DO)
- 3.- En cavidades clase I en molares.
- 4.- Recubrimientos cuspídeos cuando no existan ningún tipo de patología oclusal y el paciente tenga una protección canina y una guía anterior aceptables.

3.3 CONTRAINDICACIONES

- 1.- Higiene bucodentaria incorrecta.
- 2.- Pacientes con alto índice de caries.
- 3.- Cavidades muy subgingivales en las que no podamos hacer un correcto aislamiento para el cementado.
- 4.- Coronas muy cortas que van a ser poco retentivas.
- 5.- Antagonistas restaurados con cerámica.
- 6.- Parafunciones traumáticas.

3.4 PREPARACIÓN CAVITARIA

Tomaremos, en primer lugar, unos registro oclusales con papel de articular para determinar en que zona vamos a situar los márgenes de restauración, evitando siempre que los contactos oclusales caigan en puntos de interfase diente-restauración.

En cavidades clase I se preparan paredes paralelas o ligeramente divergentes con ángulos redondeados para mejorar la inserción; en cuanto al ángulo cavo superficial existen diferentes criterios que a continuación se comentan.

Touati y Harb Kadiri proponen la terminación en bisel, esta terminación permite tener más espesor de composite en el margen, con lo que reduce el riesgo de fractura, aumenta el espesor y, por tanto, se pueden combinar más tintes y se consigue un mejor pulido de las superficies. En contraposición a esta técnica se sacrifica más tejido dentario.

Otros autores aconsejan dejar un ángulo de 90°, lo que da como resultado una mejor superficie de grabado, según la dirección de los prismas del esmalte o bien realizar un bisel corto. James propone la realización de un bisel largo de 1.5 a 2 mm, con lo que se ahorra tejido dentario.

En las preparaciones clase II, deben prepararse las paredes siempre divergentes hacia oclusal, con ángulos redondeados. Si hubiera zonas socavadas en la preparación, bastaría con rellenar estas con ionómero de vidrio. La altura mínima del inlay en la zona más delgada debe ser al menos de 1.5 mm.

3.5 METODOS DE POLIMERIZACIÓN

Sabemos que las propiedades físicas de los composites están directamente relacionadas con el grado de conversión de los monómeros reactivos en polímeros. Normalmente a la temperatura de la boca se alcanza niveles de conversión de 50 a 75%. Esto puede mejorarse añadiendo una energía externa, como puede ser la luz, el calor o la combinación de ambas. A este proceso se le denomina "Postcurado" y solo puede ser aplicado fuera de la boca. La aplicación de calor es el sistema que mayor proporción de conversión produce, seguida de la polimerización por luz.

Se disponen de tres técnicas básicas de polimerización, bajo presión y calor, de la cual sería representativo el sistema SR Isovital inlay/onlay (Vivadent) llamada termopolimerización; el sistema Charisma (Kulser) llamada fotopolimerización y el sistema Brilliant (Coltene-Whaledent) llamada fototermopolimerización. El sistema Prisma (De Trey) no dispone de un dispositivo propio para la polimerización y nos ofrece la posibilidad de utilizar distintos sistemas de postcurado, tanto por temperatura como por luz.

3.6 MATERIALES

Hay cuatro materiales diferentes para incrustaciones representativos de las distintas alternativas de las que disponemos en el mercado para la realización de este tipo de restauraciones estéticas:

SR ISOSIT INLAY/ONLAY

Su composición es la siguiente: 20-25% de dimetacrilato de uretano, 20% de material de contraste radiopaco, 53-55% de ácido silícico de alta dispersión silanizado y un 2% son estabilizadores, catalizadores y pigmentos.

Se presenta en tres colores únicamente, que pueden modificarse mediante el uso de tintes. Su tamaño de partícula es de 0.04 micras (micropartícula).

El alto grado de carga le da excelentes cualidades mecánicas y un buen comportamiento a la abrasión y dado el tamaño de partícula, también buenas condiciones para el pulido.

CHARISMA

Se trata de un composite híbrido de pequeña partícula (0.7 micras). El relleno es microglass y la resina BIS-GMA. Dispone de 10 colores presentados en tubo. El kit incluye el sistema de adhesión y una jeringa de ácido ortofosfórico.

BRILLIANT

Contiene resinas como BIS-GMA; el relleno es a base de bario aluminio- borosilicato silanizado y ácido silícico de alta dispersión. El tamaño de partícula es 0.5 micras (pequeña partícula).

Se presenta en dos tipos de colores , dentina de los que se presenta una gama de ocho colores y esmalte con otros ocho; este segundo es más translucido que el primero.

APH

Es un composite híbrido de pequeña partícula (1 micra); la resina contiene BIS-GMA modificado y el relleno es de bario aluminio-silicato con una carga del 79% en peso.

Se presenta en forma de compules aplicables con una pistola, lo que lo hace cómodo de utilizar, disponemos de ocho colores.

3.7 DESCRIPCIÓN DE LAS TÉCNICAS

TÉCNICA DIRECTA

Consiste en la realización de la incrustación dentro de la propia cavidad tallada en el diente, previo pincelado de la misma con un separador. Se va modelando la incrustación por capas que se irán polimerizando una a una; posteriormente se retira y se somete al proceso de postcurado para ser luego cementada. Presenta como ventaja frente a los composites directos la posibilidad de un mejor curado de la resina, con lo que ello conlleva la reducción posterior del volumen de la restauración.

TÉCNICA INDIRECTA

Esta es la técnica convencional para realizar las incrustaciones. Comienza con la toma de impresiones con un material de alta precisión y que admita la posibilidad de un doble vaciado (para el sistema Vivadent). Vaciamos la impresión con yeso tipo IV y sobre este modelo fabricaremos el inlay; En caso del SR Isovite inlay/onlay colocaremos el composite en bloque y lo introduciremos en el Ivomat (a 120° de temperatura y 3 atmósferas de presión) en el resto de técnicas se recomienda la polimerización por capas, ya que para ser sometidas a la postpolimerización deben ser retiradas para el modelo y podrían sufrir una grave deformación si no estuvieran inicialmente fraguadas.

TÉCNICA INDIRECTA INMEDIATA

Es una técnica que nos ofrece el sistema de Prisma. Consiste en la realización del modelo de trabajo con una silicona fluida, por lo demás los pasos a seguir son idénticos a los de la técnica indirecta convencional. Este fabricante además ofrece la posibilidad de realizar el postcurado con cualquiera de los sistemas disponibles en el mercado presentados por otras marcas o incluso en un horno de calor seco.

3.8 VENTAJAS

- 1.- Ahorro de tiempo de trabajo.
- 2.- Mejor morfología anatómica.
- 3.- Relaciones de oclusión fácilmente restablecidas.
- 4.- Obtención de contactos proximales correctos.

- 5.- Una menor retracción de polimerización después de la colocación.
- 6.- Una excelente calidad de acabado.
- 7.- Una mejor estabilidad cervical.
- 8.- Es muy estética.

3.9 DESVENTAJAS

- 1.- Son relativamente mutilables.
- 2.- El desgaste de tejido dentario con el tiempo es superior que para una restauración de metal o amalgama.

IV. RESISTENCIA A LA FRACTURA

Aún no se han encontrado la causa de la poca eficacia en la resistencia a la fractura de los composites, sin embargo se han realizado algunos estudios acerca de esta propiedad.

El doctor Tani realizó un estudio acerca de la resistencia a la fractura marginal de las resinas compuestas, por medio de pruebas de movimientos repetitivos; para este estudio utilizó catorce composites convencionales, cuatro resinas de micropartículas de relleno, cuatro composites de curado con luz visible y cuatro composites de restauración para posterior y dos tipos de amalgama como controles. Y concluyo:

1. Los resultados de las pruebas de movimientos repetitivos indican gran resistencia a la fractura marginal de los composites de microrrelleno que los composites tradicionales.
2. En términos de resistencia a la fractura marginal los composites para posteriores tuvieron mejores resultados sobre los composites de microrrelleno y convencional.
3. La resistencia a la fractura marginal de amalgamas fue sumamente superior que la de estas restauraciones de resinas.

Por otra parte el Doctor Uctasli y colaboradores realizaron un estudio acerca de las variantes de afcción en la resistencia a la fractura de sistemas de resinas inlay/onlay. Las resinas utilizadas fueron EOS-inlay, SR isosit inlay/onlay, Clearfil CR-inlay, Brillant Dentin y estilux posterior C VS. Las fracturas fueron producidas sobre la maquina de pruebas universal INSTRON, despues de intervalos de tiempo de un día un mes y tres meses.

En los resultados se concluyó que no había diferencias significativas entre los diversos sistemas de resinas en las técnicas directa e indirecta; y que el material Clearfil CR-inlay tuvo un alto valor en su resistencia a la fractura.

Con exepción del material EOS-inlay, todos los grupos no mostraron diferencias entre los intervalos de tiempo y mostraron un incremento del valor de la resistencia a la fractura con el incremento del tiempo.

El Dr. Jagadish realizó un estudio comparativo de resistencia a la fractura en dientes posteriores con cavidades clase II restaurados con amalgama de plata, composites para posteriores y con cementos de vidrio.

Este estudio se realizó *in vitro* con cuarenta dientes premolares con preparaciones MD y DO; las pruebas fueron realizadas en la máquina universal de pruebas INSTRON y concluyó; que las resinas compuestas para posteriores producen mayor resistencia a la fractura de dientes, seguido por los cementos de vidrio, dientes intactos; amalgama de plata y dientes preparados y no reestablecidos.

El Dr. Burke realizó también un estudio de resistencia a la fractura de dientes restaurados con resina compuesta indirectamente, este estudio lo realizó con 60 dientes premolares. Las obturaciones se realizaron con resinas (coltene cemento a base de 4-META y Brilliant-Dentin) y concluyó que las incrustaciones de resinas compuestas que fueron obtenidas con el material que contiene 4-META presenta una óptima resistencia a la fractura de dientes.

El Dr. Jagadish realizó un estudio comparativo de resistencia a la fractura en dientes posteriores con cavidades clase II restaurados con amalgama de plata, composites para posteriores y con cementos de vidrio.

Este estudio se realizó *in vitro* con cuarenta dientes premolares con preparaciones MD y DO; las pruebas fueron realizadas en la maquina universal de pruebas INSTRON y concluyó; que las resinas compuestas para posteriores producen mayor resistencia a la fractura de dientes, seguido por los cementos de vidrio, dientes intactos; amalgama de plata y dientes preparados y no reestablecidos.

El Dr. Burke realizó también un estudio de resistencia a la fractura de dientes restaurados con resina compuesta indirectamente, este estudio lo realizó con 60 dientes premolares. Las obturaciones se realizaron con resinas (coltene cemento a base de 4-META y Brillant-Dentin) y concluyó que las incrustaciones de resinas compuestas que fueron obtenidas con el material que contiene 4-META presenta una óptima resistencia a la fractura de dientes.

V. OBJETIVO

El objetivo de este trabajo de investigación es el verificar la resistencia a la fractura de distintas angulaciones de bisel en incrustaciones de resinas compuestas; para así poder en la practica diaria del odontólogo tener éxito en estas restauraciones.

VI. PROYECTO

Se realizara el trabajo de investigación *in vitro*; los especímenes y las pruebas de resistencia a la fractura se realizaran fuera de la cavidad bucal.

Se utilizaran dos tipos de resinas híbridas para uso directo. Haciendo tres grupos de 5 especímenes de cada resina, el primero con una angulación del bisel de 45°, el segundo con una angulación del bisel de 22.5° y el tercer grupo con una angulación del bisel de 0°.

Las pruebas se llevaran a cabo en la maquina universal de pruebas INSTRON y en la maquina de pruebas FRANK; utilizando 2 aditamentos, uno para sostener el espécimen y el otro para simular una carga masticatoria.

VII. HIPÓTESIS

Las incrustaciones de resina compuesta ofrecen mayor resistencia a la fractura con bisel de angulación de 45° que con angulaciones de 22.5° o 0°.

Con esto quiero decir que al realizar una incrustación de resina compuesta hay que considerar que el bisel tenga una angulación apropiada; aunque es difícil calcular esta angulación del bisel en una cavidad.

VIII. MATERIALES Y MÉTODOS

8.1 MATERIAL UTILIZADO

- Resina Z100 (3M). No. Lote 5904B2 (Obsequiada por la casa de productos dentales 3M).
- Resina Degufill H (Degussa). No. Lote 941211 (Obsequiada por la casa de productos dentales Degussa).
- Losetas de vidrio de 50 x 50 x 4 mm.
- Loseta de vidrio (portaobjetos) de 77 x 26 x 1 mm.
- 30 frasquitos transparentes de plástico.
- Espátulas de plástico para resinas (3M).
- Un hacedor de especímenes de acero inoxidable, en forma de disco de 25 mm. de diámetro, con un orificio en el centro de 5 mm. de diámetro y 5 mm. de profundidad.
- Un hacedor de especímenes de acero inoxidable, en forma de disco de 25 mm. de diámetro, con un orificio en el centro de 5 mm. de diámetro y 5 mm. de profundidad (2 mm es la profundidad del bisel de 22.5° y 3 mm el resto).
- Un hacedor de especímenes de acero inoxidable, en forma de disco de 25 mm. de diámetro, con un orificio en el centro de 5 mm. de diámetro y 5 mm. de profundidad (2 mm es la profundidad del bisel de 245° y 3 mm el resto).
- Un disco de acero inoxidable de 25 mm de diámetro y 5 mm de ancho, con 2 puntas equidistantes en el centro (5 mm de distancia entre los dos puntos); las puntas de 2 mm de largo y 1 de grosor.
- Un disco de acero inoxidable de 25 mm de diámetro, 2 mm de ancho con un orificio en el centro de 5 mm. de diámetro.
- Lámpara de luz halógena Visilux 2 (3M).
- Máquina universal de pruebas INSTRON.
- Máquina de pruebas FRANK.

8.2 MÉTODO

Se realizaron tres grupos de 5 especímenes de cada resina {Z100 (3M) y Degufill H (Degussa)}.

1.- Realización de especímenes.

Se colocó el hacedor de especímenes encima de la loseta de 25 x 25 x 5 mm, se colocó la primera capa de la resina correspondiente con la espátula y se polimerizó durante 40 seg., se colocó la segunda capa de la misma resina y se polimerizó también durante 40 seg., por último se colocó la tercera capa y encima de esta la loseta de 77 x 26 x 1 mm (portaobjetos), haciendo presión sobre el hacedor de especímenes, se polimerizó durante 40 seg.

Se retiraron las dos losetas y se recupero el espécimen presionándolo por lo la parte de abajo y se colocó en un frasco con agua corriente por un periodo mayor de 24 hrs.

De esta manera se realizaron todos los especímenes de ambas resinas y de 0°, 22.5° y 45°.

2.- Realización de las pruebas

Las pruebas de 15 especímenes (resina Z100 3M) se realizaron en la maquina universal de pruebas INSTRON.

Se unió con adhesivo instantáneo a la plancha superior de la maquina el disco con las dos puntas equidistantes, y en la plancha inferior de la maquina el disco de 25 mm. de diámetro, 2 mm. de grosor y con un orificio de 5 mm. (con el objeto de sostener ahí el espécimen).

Cada espécimen fue colocado dentro del disco en la plancha inferior de la maquina y la plancha superior de la maquina se dejo caer en la de abajo presionando el espécimen hasta fracturar el bisel, registrando en papel milimétrico la carga que soporta antes de romperse. La velocidad de carga de la maquina fue de 0.2 mm/min.

Las pruebas de los 15 especímenes restantes (Degufill H Degussa) se realizaron en la maquina de pruebas FRANK de igual modo que los que se realizaron en la maquina INSTRON; registrando los resultados en la báscula.

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

FECHA	HORA	PROCEDIMIENTO	OBSERVACIONES
3-may-95	11:20 Hrs.	Se realizó el espécimen No 1 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizó en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación en el bisel del espécimen fue de 45°	El molde para especímenes con angulación del bisel de 45°, mide 5 mm. de profundidad, 2mm es la profundidad del bisel y 3mm. el resto de la resina. Los especímenes fueron polimerizados con lampara de luz halógena (3M)
	11:27 Hrs.	Se realizó el espécimen No. 2 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 45°	
	11:34 Hrs.	Se realizó el espécimen No. 3 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 45°	
	11:41 Hrs	Se realizó el espécimen No. 4 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 45°	
	11:48 Hrs	Se realizó el espécimen No. 5 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 45°	
	12:00 Hrs	Se realizó el espécimen No. 6 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 22.5°	El molde para los especímenes con angulación del bisel de 22.5°, mide 5mm. de profundidad, 2mm. mide la profundidad del bisel y 3 mm. el resto de la resina. Los especímenes fueron polimerizados con lampara de luz halógena (3M).

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

FECHA	HORA	PROCEDIMIENTO	OBSERVACIONES
3-may-95	12:07 Hrs	Se realizó el espécimen No 7 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizó en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación en el bisel del espécimen fue de 22.5°	
4-may-95	08:54 Hrs	Se realizó el espécimen No. 8 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 22.5°	
	09:04 Hrs	Se realizó el espécimen No. 9 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 22.5°	
	09:15 Hrs	Se realizó el espécimen No. 10 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 22.5°	
	10:28 Hrs	Se realizó el espécimen No. 11 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 0°	El molde para realizar especímenes con angulación del bisel de 0° mide 5 mm. de profundidad. Los especímenes fueron polimerizados con lampara de luz halógena (3M).
	10:39 Hrs	Se realizó el espécimen No. 12 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 0°	

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

FECHA	HORA	PROCEDIMIENTO	OBSERVACIONES
4-may-95	10:47 Hrs	Se realizó el espécimen No 13 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizó en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa La angulación en el bisel del espécimen fue de 0°	
	11:09 Hrs	Se realizó el espécimen No. 14 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizó en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 0°	
	11:20 Hrs	Se realizó el espécimen No. 15 con resina Z100 (3M), el espécimen se polimerizó en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel del espécimen fue de 0°	
	11:28 Hrs	Se realizaron las pruebas de resistencia a la fractura del bisel en la maquina universal de pruebas INSTRON de los especímenes No. 1,2,3,4,5,6 y 7. Los resultados obtenidos se reportan en la hoja de resultados. Las pruebas de los 7 especímenes se realizaron en 1 hora aproximadamente.	Para poder realizar las pruebas Fue necesario colocar dos aditamentos en la maquina INSTRON. Una en la parte superior en forma de disco con 2 puntas redondeadas equidistante de aprox. 2 mm. de largo y 1 mm. de grosor; y otra en la parte inferior de la maquina, en forma también de disco de aprox. 2mm. de grosor, con un orificio en el centro con el objeto de sostener el espécimen; para dejar caer la parte de arriba.
5-may-95	10:41 Hrs	Se realizaron las pruebas de resistencia a la fractura del bisel en la maquina universal de pruebas INSTRON de los especímenes No. 8,9,10,11,12,13,14 y 15 Los resultados obtenidos se reportan en la hoja de resultados. Las pruebas de los 7 especímenes se realizaron en 1 hora aproximadamente.	La maquina INSTRON tenía una velocidad de carga de .2 mm/min.

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

FECHA	HORA	PROCEDIMIENTO	OBSERVACIONES
7-may-95	09:46 Hrs	Se realizó el espécimen No. 16 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 45°	El molde para especímenes con angulación del bisel de 45°, mide 5 mm. de profundidad, 2mm es la profundidad del bisel y 3mm. el resto de la resina. Los especímenes fueron polimerizados con lampara de luz halógena (3M)
	09:54 Hrs	Se realizó el espécimen No. 17 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 45°	
	10:05 Hrs	Se realizó el espécimen No. 18 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 45°	
	10:12 Hrs	Se realizó el espécimen No. 19 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 45°	
	10:20 Hrs	Se realizó el espécimen No. 20 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 45°	
	10:32 Hrs	Se realizó el espécimen No. 21 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 22.5°	El molde para los especímenes con angulación del bisel de 22.5°, mide 5mm. de profundidad, 2mm. mide la profundidad del bisel y 3 mm. el resto de la resina. Los especímenes fueron polimerizados con lampara de luz halógena (3M).

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

FECHA	HORA	PROCEDIMIENTO	OBSERVACIONES
7-may-95	10:39 Hrs	Se realizó el espécimen No. 22 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 22.5°	
	10:46 Hrs	Se realizó el espécimen No. 23 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 22.5°	
	10:54 Hrs	Se realizó el espécimen No. 24 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 22.5°	
	11:03 Hrs	Se realizó el espécimen No. 25 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 22.5°	
	11:12 Hrs	Se realizó el espécimen No. 26 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 0°	El molde para realizar especímenes con angulación del bisel de 0° mide 5 mm. de profundidad. Los especímenes fueron polimerizados con lampara de luz halógena (3M).
	11:20 Hrs	Se realizó el espécimen No. 27 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 0°	

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

FECHA	HORA	PROCEDIMIENTO	OBSERVACIONES
P	11:27 Hrs	Se realizó el espécimen No. 28 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 0°	
	11:34 Hrs	Se realizó el espécimen No. 29 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 0°	
	11:42 Hrs	Se realizó el espécimen No. 30 con resina Degufill H (Degussa) el espécimen se polimerizo en tres capas; el tiempo de polimerización fue de 40 segundos por cada capa. La angulación del bisel fue de 0°	
8-may-95	12:40 Hrs	Se realizaron las pruebas de resistencia a la fractura del bisel en la maquina FRANK de los especímenes No. 16,17,18,19,20,21,22,23,24,25,26,27,28,29 y 30	Para poder realizar las pruebas Fue necesario colocar dos aditamentos en la maquina FRANK. Una en la parte superior en forma de disco con 2 puntas redondeadas equidistante de aprox. 2 mm. de largo y 1 mm. de grosor; y otra en la parte inferior de la maquina, en forma también de disco de aprox. 2mm. de grosor, con un orificio en el centro con el objeto de sostener el espécimen; para dejar caer la parte de arriba. La maquina FRANK tenía una velocidad de carga de .2 mm/min.

IX. RESULTADOS

OBTENCION DE RESULTADOS

Para obtener los resultados de las pruebas realizadas en la maquina INSTRON. La carga soportada antes de romperse el bisel del espécimen fue registrada con una aguja que sostiene un plumón de punto fino marcando los resultados sobre papel milimétrico, en donde 0.8 cm equivale a 200 Kg. de carga y 2.0 cm equivalen a 500 Kg. de carga soportada.

Se calculó el resultado de cada espécimen aplicando la regla de tres correspondiente.

Para obtener los resultados de las pruebas realizadas en la maquina FRANK, basto únicamente con verificar los datos (marcados con una aguja en la balanza), que indica la carga soportada por el bisel antes de romperse, que se obtiene en Kg.

HOJA DE RESULTADOS

ESPECIMEN	ANG. BISEL	COMPOSITE	No.LOTE	RESULTADOS
No. 1	45°	Z100 (3M)	5904B2	156.2 Kg
No. 2	45°	Z100 (3M)	5904B2	188.0 Kg
No. 3	45°	Z100 (3M)	5904B2	204.0 Kg
No. 4	45°	Z100 (3M)	5904B2	182.4 Kg
No. 5	45°	Z100 (3M)	5904B2	179.2 Kg
No. 6	22.5°	Z100 (3M)	5904B2	153.6 Kg
No. 7	22.5°	Z100 (3M)	5904B2	178.4 Kg
No. 8	22.5°	Z100 (3M)	5904B2	230.0 Kg
No. 9	22.5°	Z100 (3M)	5904B2	168.0 Kg
No. 10	22.5°	Z100 (3M)	5904B2	200.0 Kg
No. 11	0°	Z100 (3M)	5904B2	105.6 Kg
No. 12	0°	Z100 (3M)	5904B2	110.4 Kg
No. 13	0°	Z100 (3M)	5904B2	105.6 Kg
No. 14	0°	Z100 (3M)	5904B2	107.3 Kg
No. 15	0°	Z100 (3M)	5904B2	97.6 Kg

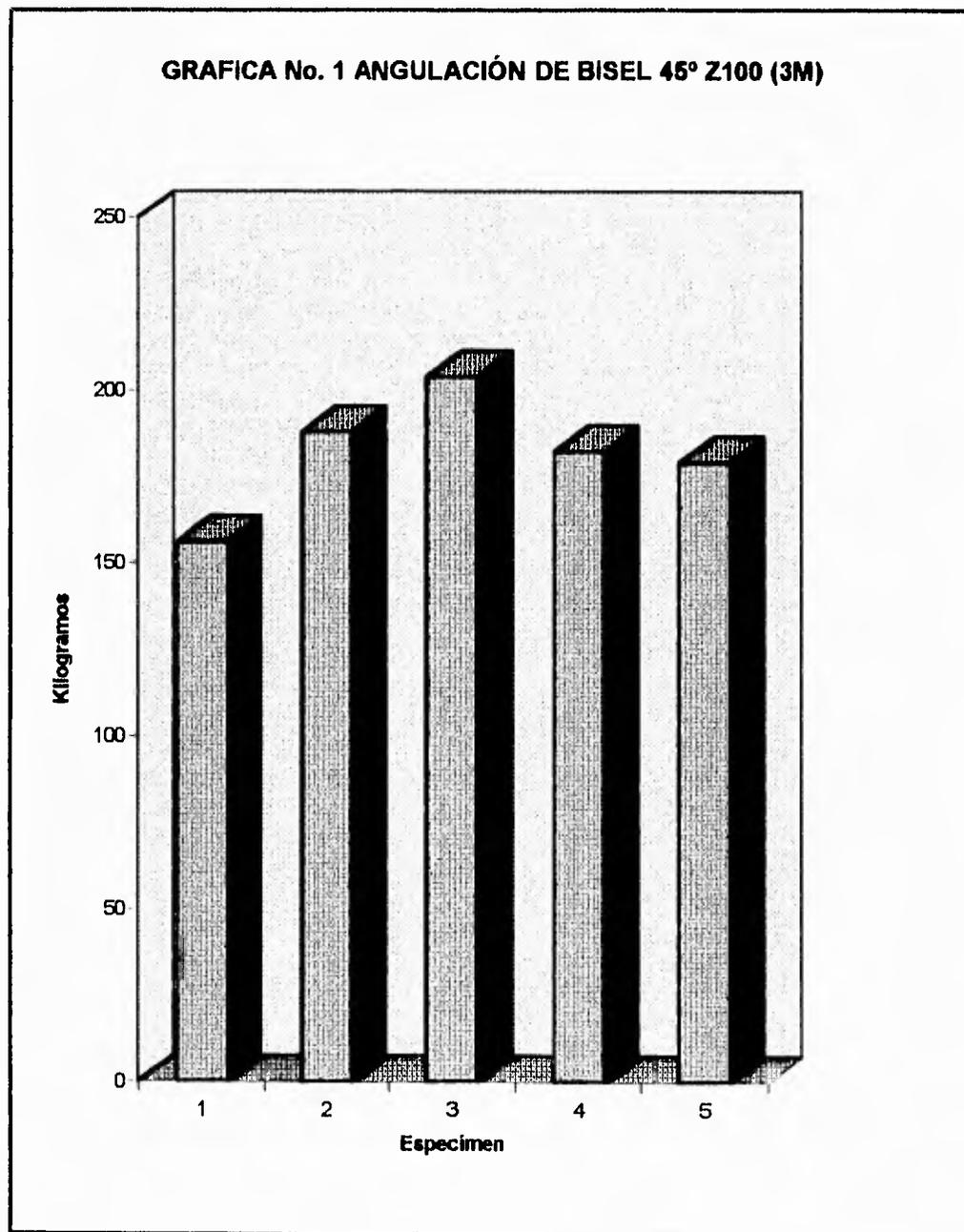
HOJA DE RESULTADOS

ESPECIMEN	ANG. BISEL	COMPOSITE	No.LOTE	RESULTADOS
No. 16	45°	Degufill H (Degussa)	941211	156.0 Kg
No. 17	45°	Degufill H (Degussa)	941211	121.0 Kg
No. 18	45°	Degufill H (Degussa)	941211	111.0 Kg
No. 19	45°	Degufill H (Degussa)	941211	132.0 Kg
No. 20	45°	Degufill H (Degussa)	941211	109.0 Kg
No. 21	22.5°	Degufill H (Degussa)	941211	107.0 Kg
No. 22	22.5°	Degufill H (Degussa)	941211	101.0 Kg
No. 23	22.5°	Degufill H (Degussa)	941211	109.0 Kg
No. 24	22.5°	Degufill H (Degussa)	941211	106.0 Kg
No. 25	22.5°	Degufill H (Degussa)	941211	98.0 Kg
No. 26	0°	Degufill H (Degussa)	941211	104.0 Kg
No. 27	0°	Degufill H (Degussa)	941211	90.0 Kg
No. 28	0°	Degufill H (Degussa)	941211	78.0 Kg
No. 29	0°	Degufill H (Degussa)	941211	92.0 Kg
No. 30	0°	Degufill H (Degussa)	941211	91.0 Kg

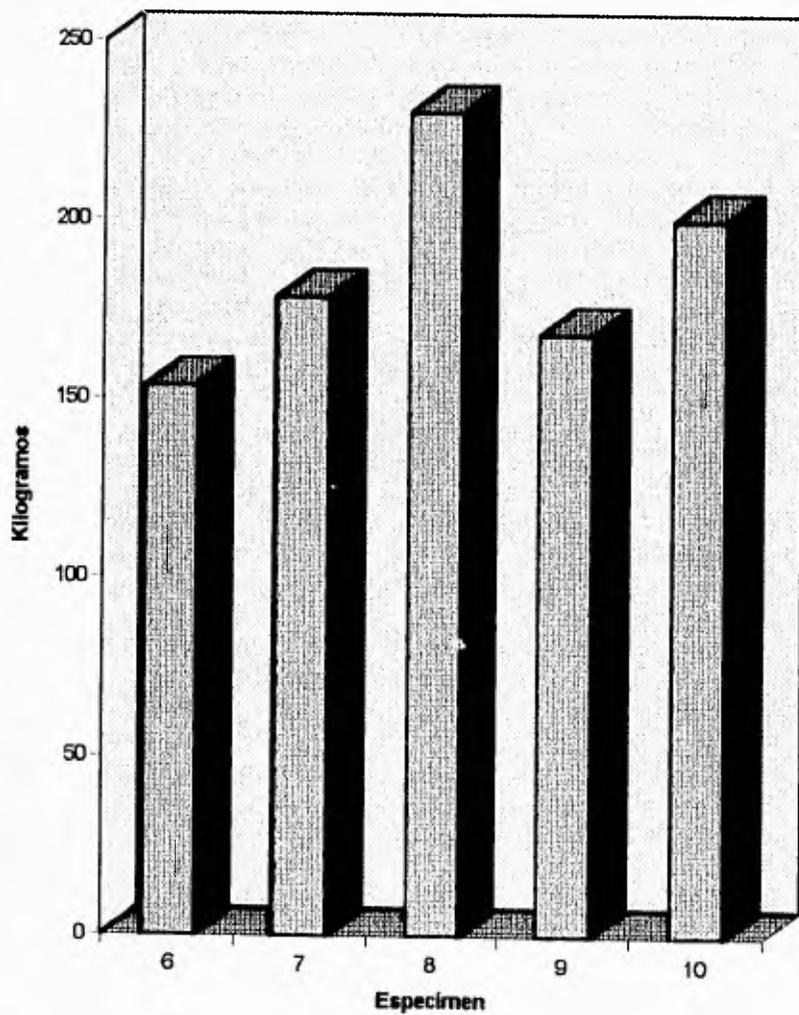
HOJA DE RESULTADOS PROMEDIO

ANG.BISEL	MARCA COMPOSITE	No.LOTE	RESULTADO FINAL PROM.
45°	Z100 (3M)	5904B2	181.96 Kg
45°	DEGUFILL H (DEGUSSA)	941211	125.80 Kg
22.5°	Z100 (3M)	5904B2	186.00 Kg
22.5°	DEGUFILL H (DEGUSSA)	941211	104.20 Kg
0°	Z100 (3M)	5904B2	105.30 Kg
0°	DEGUFILL H (DEGUSSA)	941211	91.00 Kg

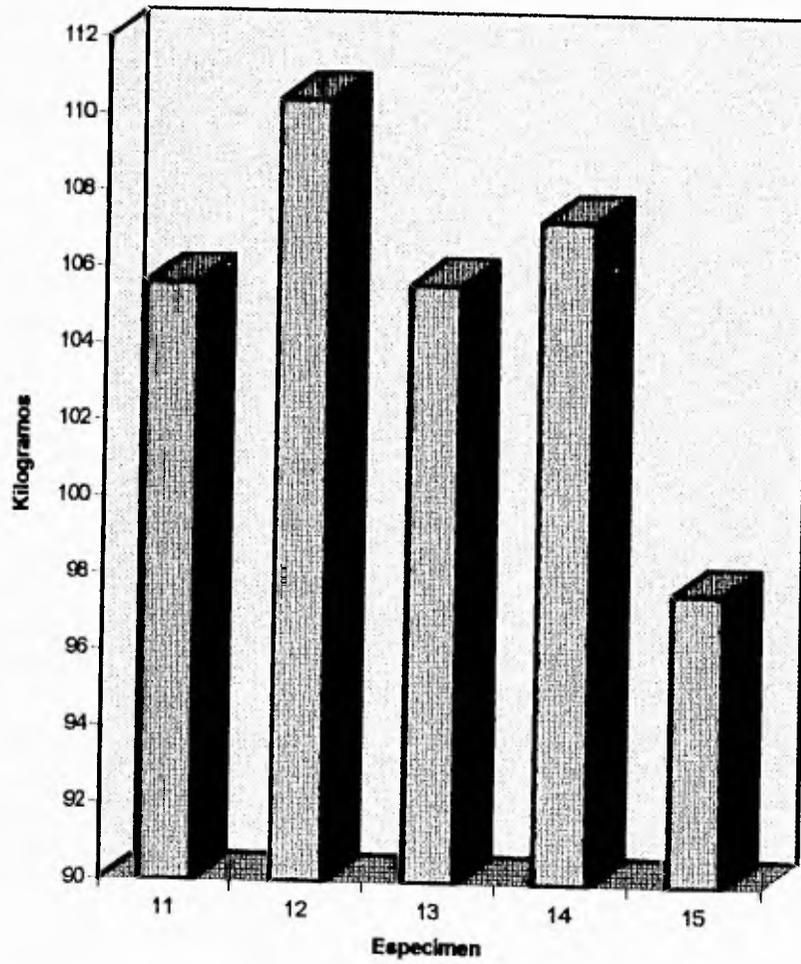
X. GRÀFICAS



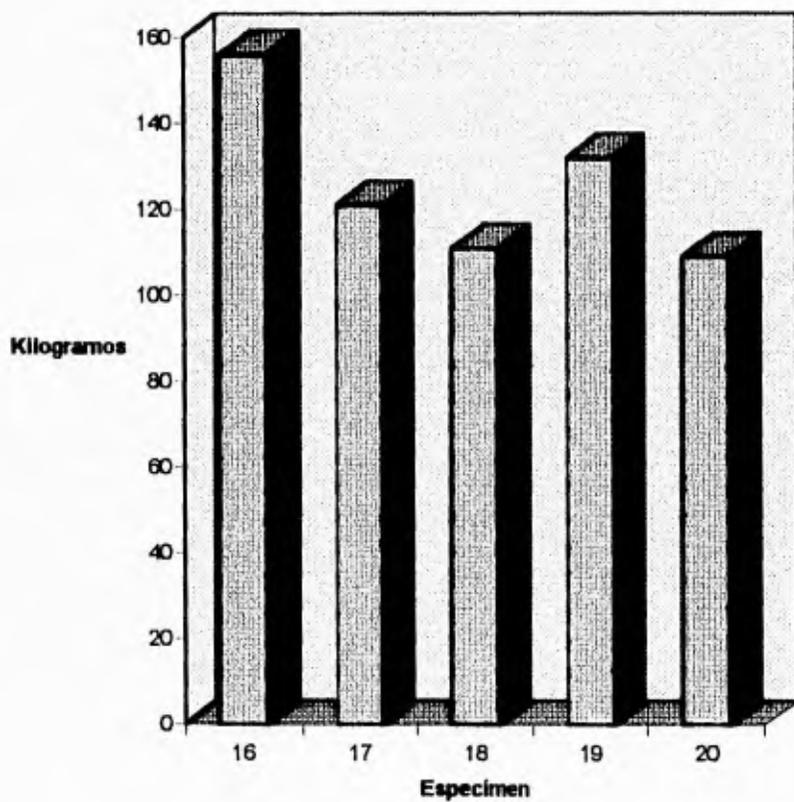
GRAFICA No 2 ANGULACIÓN DE BISEL 22.5° Z100 (3M)



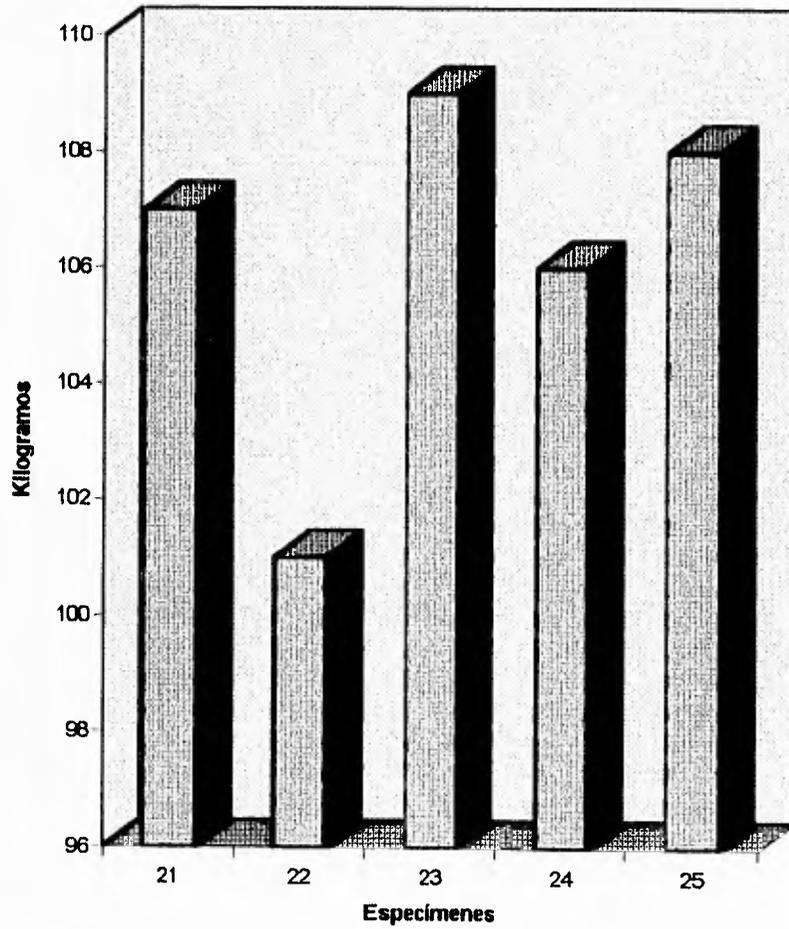
GRAFICA No.3 ANGULACION DE BISEL 0°



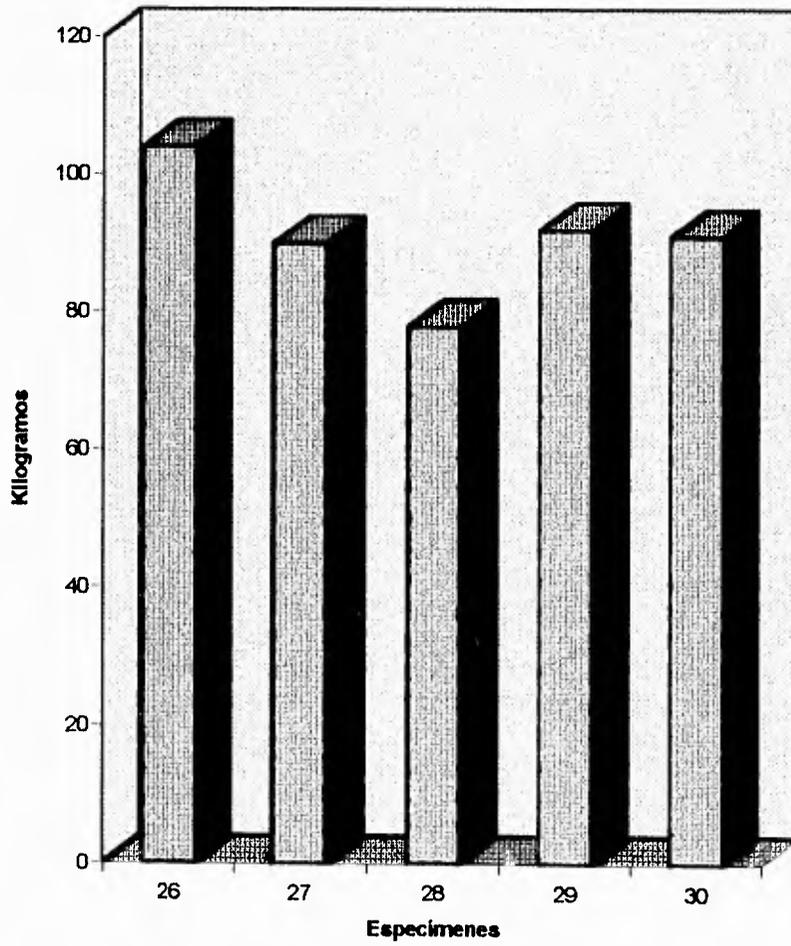
**GRAFICA No. 4 ANGULACIÓN DE BISEL 45° DEGUFILL H
(DEGUSSA)**

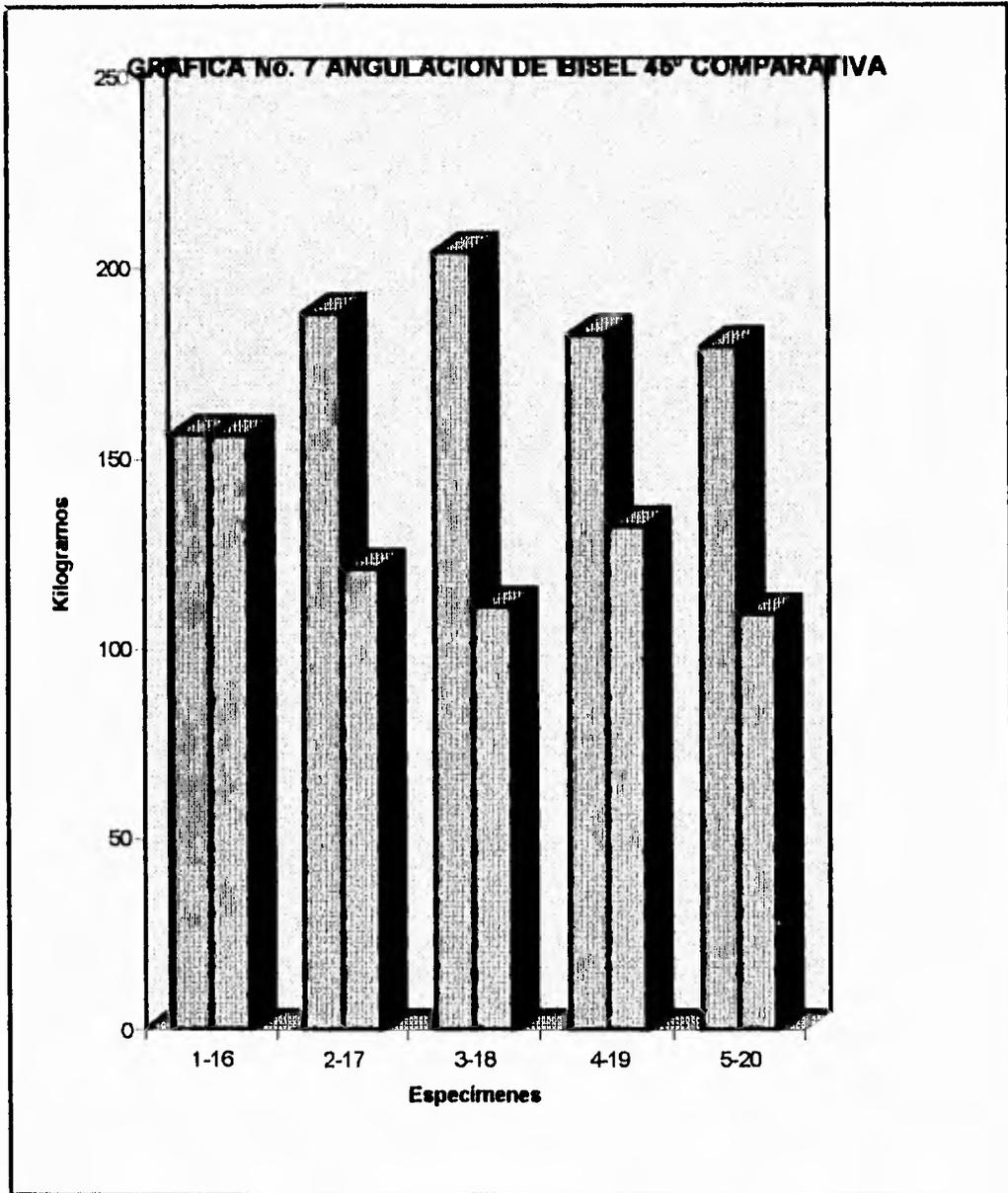


**GRAFICA No. 5 ANGULACION DE BISEL 22.5° DEGUFILL H
(DEGUSSA)**

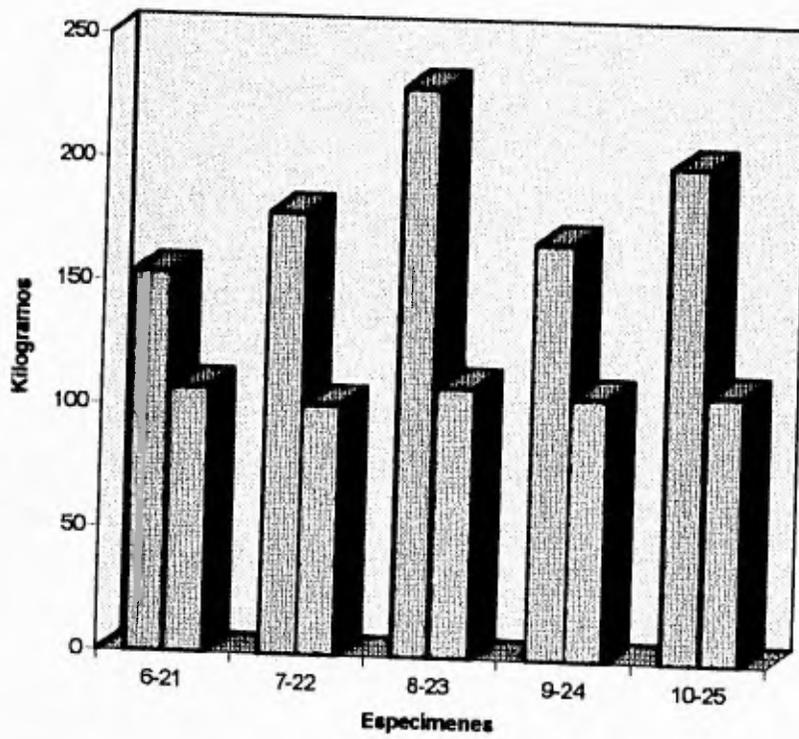


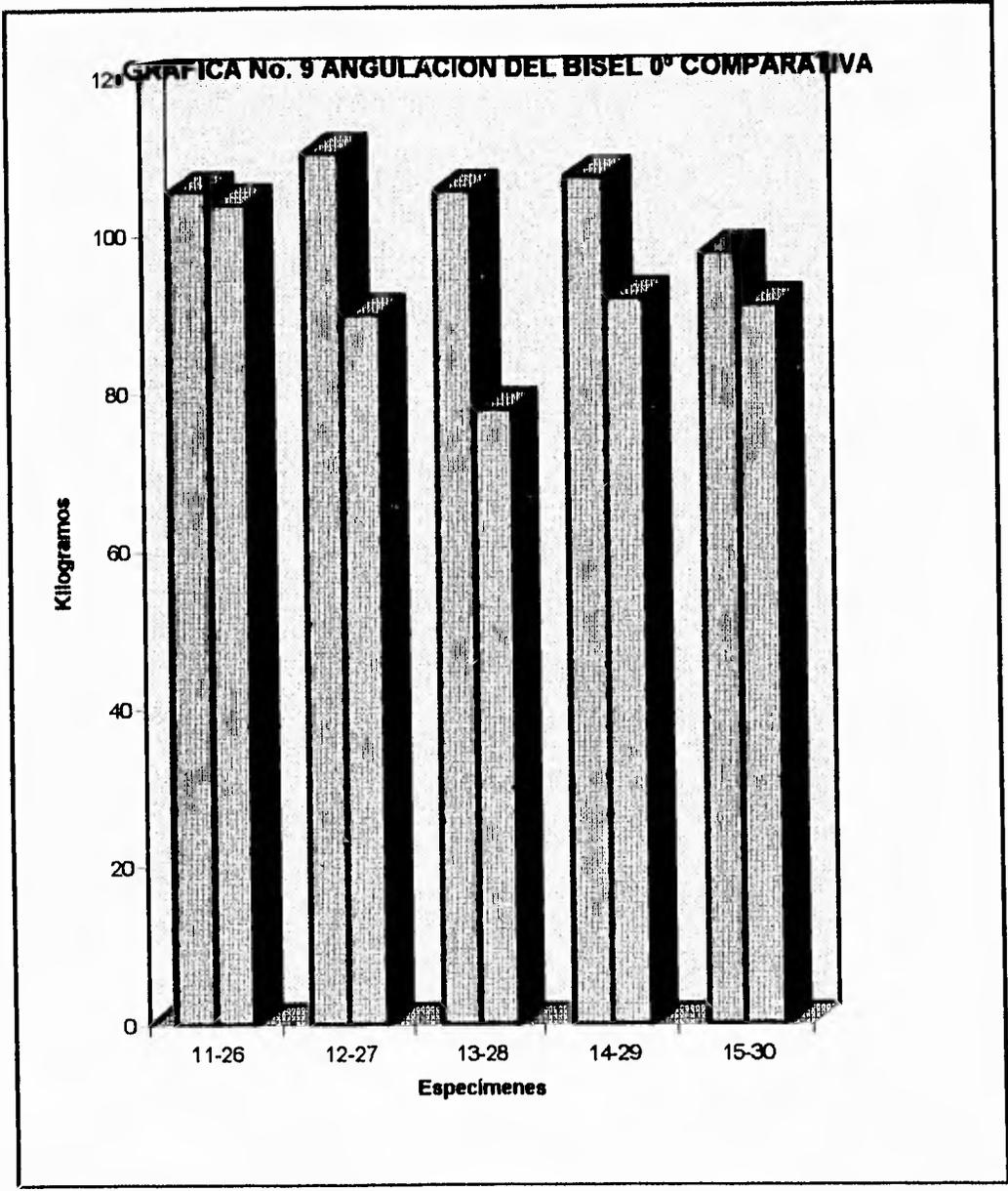
**GRAFICA No 6 ANGULACION DE BISEL 0° DEGUFILL H
(DEGUSSA)**



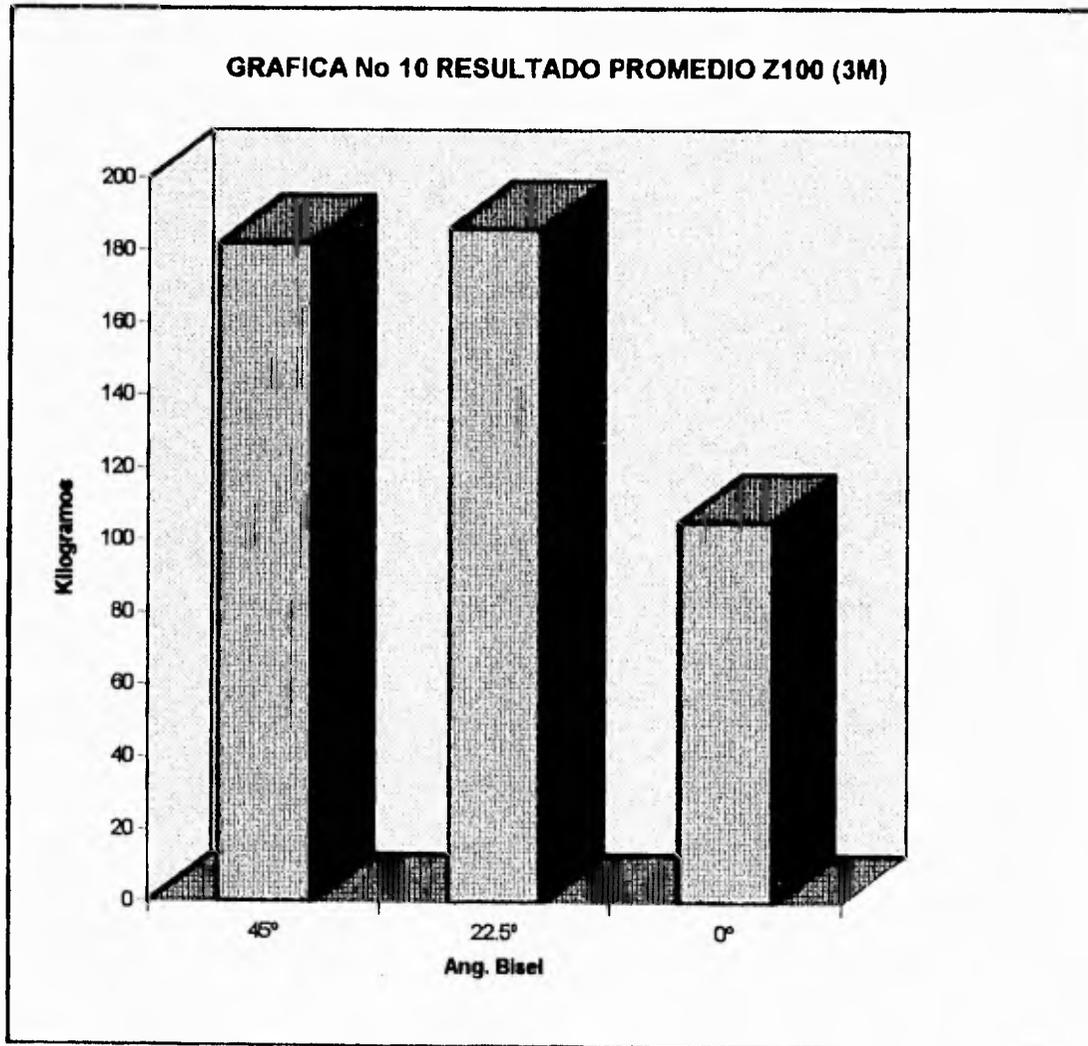


**GRAFICA No. 8 ANGULACION DEL BISEL 22.5°
COMPARATIVA**



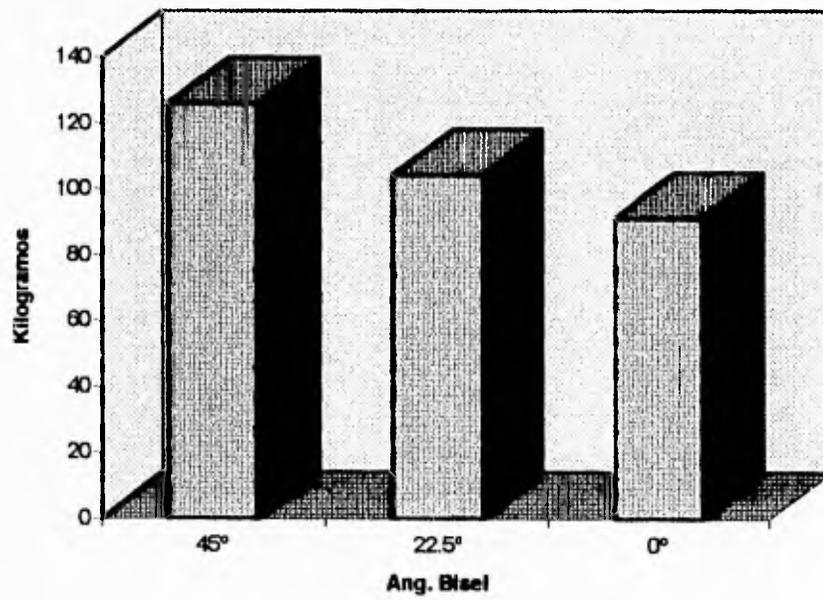


ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

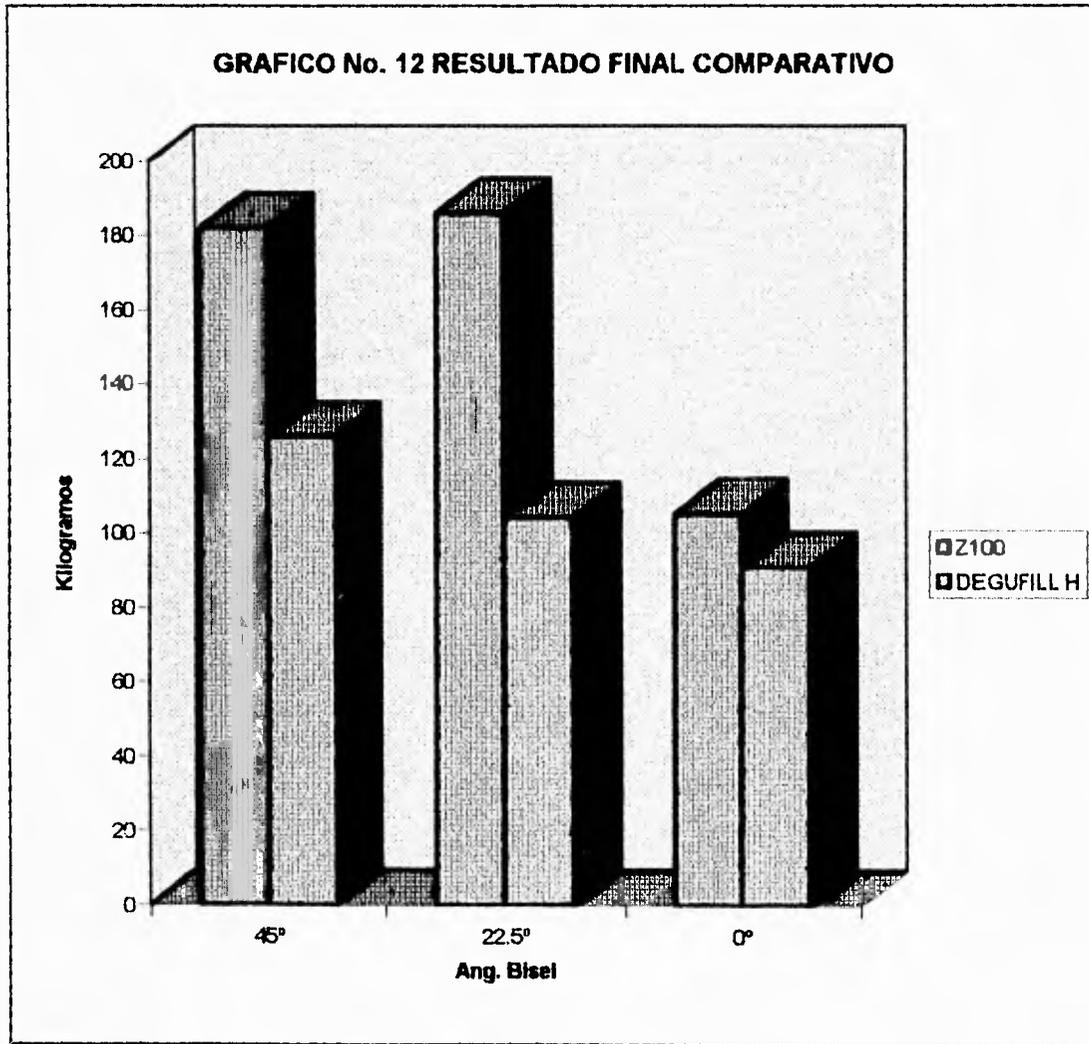


HOJA DE RESULTADOS PROMEDIO

**GRAFICA No 11 RESULTADO PROMEDIO DEGUFILL H
(DEGUSSA)**



HOJA DE RESULTADOS PROMEDIO



GRÁFICA No. 1

Esta gráfica muestra los resultados de la resistencia a la fractura de los especímenes 1, 2, 3, 4 y 5, con angulación de 45° en el bisel, realizados con resina Z100 (3M).

Se puede apreciar que el espécimen No. 3 tuvo mejores resultados en su resistencia a la fractura.

GRÁFICA No. 2

Esta gráfica muestra los resultados a la resistencia a la fractura de los especímenes 6, 7, 8, 9, y 10, con angulación de 22.5° en el bisel, realizados con resina Z100 (3M).

Se puede apreciar que el espécimen No. 8 tuvo mejores resultados en su resistencia a la fractura.

GRÁFICA No. 3

Esta gráfica muestra los resultados a la resistencia a la fractura de los especímenes 11, 12, 13, 14, y 15, con angulación de 0° en el bisel, realizados con resina Z100 (3M).

Se puede apreciar que el espécimen No. 12 tuvo mejores resultados en su resistencia a la fractura.

GRÁFICA No. 4

Esta gráfica muestra los resultados a la resistencia a la fractura de los especímenes 16, 17, 18, 19, y 20, con angulación de 45° en el bisel, realizados con resina Degufill H (Degussa).

Se puede apreciar que el espécimen No. 16 tuvo mejores resultados en su resistencia a la fractura.

GRÁFICA No. 5

Esta gráfica muestra los resultados a la resistencia a la fractura de los especímenes 21, 22, 23, 24, y 25, con angulación de 22.5° en el bisel, realizados con resina Degufill H (Degussa).

Se puede apreciar que el espécimen No. 23 tuvo mejores resultados en su resistencia a la fractura.

GRÁFICA No. 6

Esta gráfica muestra los resultados a la resistencia a la fractura de los especímenes 26, 27, 28, 29, y 30, con angulación de 0° en el bisel, realizados con resina Degufill H (Degussa).

Se puede apreciar que el espécimen No. 26 tuvo mejores resultados en su resistencia a la fractura.

GRÁFICA No. 7

Esta gráfica muestra los resultados comparativos de los especímenes con angulación de 45° en el bisel de las dos resinas utilizadas (Z100 - Degufill H).

Se puede apreciar que los especímenes realizados con resina Z100 obtuvieron mejores resultados en su resistencia a la fractura que las realizadas con resina Degufill H.

GRÁFICA No. 8

Esta gráfica muestra los resultados comparativos de los especímenes con angulación de 22.5° en el bisel de las dos resinas utilizadas (Z100 - Degufill H).

Se puede apreciar que los especímenes realizados con resina Z100 obtuvieron mejores resultados en su resistencia a la fractura que las realizadas con resina Degufill H.

GRÁFICA No. 9

Esta gráfica muestra los resultados comparativos de los especímenes con angulación de 0° en el bisel de las dos resinas utilizadas (Z100 - Degufill H).

Se puede apreciar que los especímenes realizados con resina Z100 obtuvieron mejores resultados en su resistencia a la fractura que las realizadas con resina Degufill H.

GRÁFICA No. 10

En esta gráfica se puede observar los resultados promedios de los especímenes con angulación de bisel de 45°, 22.5° y 0° con la resina Z100 (3M).

Se puede apreciar que los especímenes con angulación en el bisel de 45° y 22.5° tienen mejores resultados en su resistencia a la fractura que el de 0°.

GRÁFICA No. 11

En esta gráfica se puede observar los resultados promedios de los especímenes con angulación de bisel de 45°, 22.5° y 0° de la resina Degufill H (Degussa).

Se puede apreciar que los especímenes con angulación en el bisel de 45° tienen mejores resultados en su resistencia a la fractura que los de 22.5° y 0°.

GRÁFICA No. 12

En esta gráfica se pueden observar los resultados promedio comparativos entre los especímenes realizados con resina Z100 (3M) y Degufill H (Degussa).

En esta gráfica se puede apreciar que los especímenes realizados con resina Z100 (3M) presentan mejores resultados en su resistencia a la fractura que los relanzados con resina Degufill H (Degussa).

También se puede observar que los especímenes realizados con angulación de bisel de 45° y 22.5° presentan mejores resultados en su resistencia a la fractura que los de angulación de 0°, independientemente del material con que fueron fabricados.

XI. CONCLUSIONES

- 1.- Las incrustaciones de resinas compuesta deben realizarse con bisel de 45° o 75° ya que ofrecen mayor resistencia a la fractura que los de 0° ; no importa el tipo de resina utilizada.
- 2.- Los biseles de 45° y de 22.5° en incrustaciones de resina compuesta realizados con Z100 (3M) no presentan diferencias significativas entre ambos, en su resistencia a la fractura del bisel.
- 3.- Los biseles de 45° y de 22.5° en incrustaciones de resina compuesta realizados con Z100 (3M) ofrecen mayor resistencia a la fractura que las realizadas con angulación de 0° .
- 4.- El bisel de 45° en incrustaciones de resina compuesta realizado con resina Degufill H (Degussa) ofrece mayor resistencia a la fractura que los realizados con angulación de 22.5° y 0° hechos del mismo material.
- 5.- Los biseles de 22.5° y de 0° en incrustaciones de resina compuesta realizados con resina Degufill H (Degussa) no presentan diferencias significativas.
- 6.- Las incrustaciones de resina compuesta realizadas con Z100 (3M) ofrecen una mayor resistencia a la fractura del bisel que las realizadas con Degufill H (Degussa).
- 7.- Las incrustaciones de resina compuesta no es el material ideal para obturar dientes posteriores por que de cualquier modo no ofrecen la resistencia a la fractura necesaria como la ofrecen otros materiales.
- 8.- La estética en dientes posteriores debe de tener un papel secundario, y darle prioridad a la funcionalidad, resistencia y tiempo de vida en la cavidad bucal de los materiales de obturación.
- 9.- Es importante recordar que nuestra incrustación de composite y nuestra pieza dental van a estar unidas por una interfase que es un adhesivo dentinario, que le va a proporcionar mejores propiedades.

BIBLIOGRAFÍA

- BURKE, F. J. T.; Wilson, N. H. F.; Watts, D. C. Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins: The effect of alternative luting procedures. Quintessence. Vol. 25, 1994, Pp. 269-275.
- GIRAUDO, E.; Crosa, E.; Méndez, A. Adaptación a las paredes cavitarias de incrustaciones metálicas y de resinas. Rev. Asoc. Odontol. Argent. Vol. 80, No.1, Ene/Mar 1992, Pp. 10-14.
- GUZMÁN, Baéz H. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Ed. Cat, 1a. ed., Colombia 1990, Pp.186-214.
- JAGADISH, S.; Yogesh, B. G. Fracture Resistance of Teeth with Class 2 Silver Amalgam, Posterior Composite, and Glass Cermet Restorations. Operative Dentistry. Vol 15, Pp. 42-47, 1990.
- ROTH, Françoise. Los composites. Ed. Masson-Salvat, 1a. ed., México 1993, Pp. 1-34.
- STAMPALIA, L.L.; Nicholls, J. I.; Brudvik, J. S. Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol. 55, No. 6, June 1986, Pp. 694-698.
- TANI, Yoshiaki. Marginal Fracture Toughness of Composite Resins. Dental Materials Journal. Vol 1, No. 1, 1982, Pp. 22-32.
- UCTASLI, S.; Wilson, H. J.; Zaimoglu, L. Variables affecting the fracture toughness of resins based inlay/onlay/systems. Journal of Oral Rehabilitation. Vol. 20, 1993, Pp. 423-431.