



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

---

---

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA FLEXURAL  
DE TARGIS Y SR ADORO A LAS CARGAS OCLUSALES.**

**T E S I N A**

**Que para obtener el Título de:**

**CIRUJANA DENTISTA**

*Presenta:*

**ANGÉLICA PÉREZ AGUILAR**

**DIRECTOR: C. D. SALVADOR DEL TORO MEDRANO**

**ASESOR: C. D. DANTE SERGIO DÍAZ SUÁREZ**

**ASESOR: C. D. NICOLAS PACHECO GUERRERO**

*Vo Bo.*

**MÉXICO, D.F.**

**2005**

m. 349450

## **AGRADECIMIENTOS.**

### **A mamá.**

Antes que nada por ser mi mamá y gran amiga, por toda la confianza que siempre haz depositado en mí por apoyarme en la vida, por tus esfuerzos y sacrificios. Por inculcarme superación y lucha, por tus sabios consejos que día con día me enseñaste. Por tener siempre una respuesta a cualquier cosa. Le doy "GRACIAS A DIOS" por tener una madre como tu.

### **A Papá.**

Por todo el esfuerzo que haz realizado gran parte de tu vida para mis hermanos y para mi, por enseñarme el sentido de la responsabilidad. Mil gracias por la confianza, tu apoyo incondicional y la calidad de tiempo que me haz brindado en estos 28 años de vida. "TE QUIERO MUCHO" Papá.

### **A Bruno.**

Por tu apoyo y empeño por salir adelante en nuestro matrimonio y enseñarme que en la vida se es feliz cuando se quiere, por soportar mi mal humor e impaciencia, por tu fortaleza y palabras de aliento cuando me derrumbaba por estar ahí en mis desvelos apoyándome. Gracias "Chapis". "TE AMO".

### **A Claudia Fernanda.**

Por ser mi mayor inspiración en la vida, "por ser simplemente mi hija", por enseñarme que cada día se aprende aunque sea la cosa más sencilla del mundo, por tu ternura y amor. "GRACIAS MI AMOR".

### **A mis hermanas.**

Lolis por ser como una segunda madre al estar siempre pendiente de las cosas que he realizado, por tu apoyo incondicional, por escucharme y estar ahí cada vez que lo necesito. "TE QUIERO MUCHO."

Adriana, por ser una inspiración en la lucha por la superación, te admiro hermana desde tu inteligencia hasta tus hijos, gracias por ser mi hermana.

Paty, por el apoyo que siempre me haz dado por aguantarme y estar siempre ahí arreglando mis cosas sirviéndome comida cuando no me daba tiempo a mi de hacerlo. "GRACIAS".

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: Pérez Aguilar  
Angélica J

FECHA: 26/oct/05

FIRMA: [Firma manuscrita]

### **A mis hermanos.**

Fernando por ser el mejor ejemplo que he tenido, por tu orientación y apoyo.  
"Te quiero mucho."

Luís por estar conmigo en las buenas y en las malas, por tus risas, por procurar siempre darme lo mejor, "GRACIAS".

Carlos por ser una gran inspiración en esta meta que he realizado, por ayudarme a estudiar cuando lo necesitaba y por brindarme siempre una respuesta, te admiro mucho hermano.

### **Al Dr. Salvador del Toro.**

Por creer siempre en mi y ser uno de los mejor profesores que puede tener la Facultad de Odontología. Por sus sabios consejos y el tiempo dedicado a este trabajo.

### **Al Dr. Nicolas Pacheco.**

Por ser un gran maestro y amigo, por la confianza que deposita en cada uno de sus alumnos, por su empeño en inculcar ser cada día mejor, por enseñarme que las cosas se hacen de una sola manera "bien". Por ser un ejemplo en el que no existe nada que sea una limitante para realizar nuestras metas. GRACIAS por ser mi maestro.

### **Al Dr. Dante Sergio.**

Por todo el tiempo y dedicación en el que revisó hoja por hoja en horas enteras de trabajo aun sin comer y cansado, por su entusiasmo, sus ánimos y su alegría que contagia, por sus clases de redacción, computación y fotografía y por animarme cuando me sentía cansada. Mil "GRACIAS".

### **Al Dr. Guerrero.**

Por su confianza y apoyo en la realización de muestras en el Laboratorio de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología División de Estudios de Postgrado.

### **Al Dr. Carlos Álvarez Calloso.**

Por su orientación y confianza que me brindo para la realización del presente estudio al abrirme las puertas de el Laboratorio de Materiales Dentales de La Facultad de Odontología División de Estudios de Postgrado

### **A Carolina.**

Por ser mi mejor amiga por escucharme en los malos momentos y demostrar tu apoyo incondicional en todos los aspectos de mi vida, por todos los momentos felices y tristes que tuvimos en la Facultad.

Por ocupar un gran lugar en mi corazón y por darme siempre aliento y apoyo para la realización de este sueño que iniciamos juntas "GRACIAS CARITO".

### **A Eli.**

Por ser una gran amiga por ofrecerme siempre tu apoyo, por escucharme cuando lo necesitaba y darme buenos consejos. Admiro tu fortaleza y tu manera de ver la vida "MUCHAS GRACIAS".

### **A Julio.**

Por brindarme tu apoyo y conocimientos, por el tiempo en el que estuviste revisando y aconsejándome para la realización de un mejor trabajo.

### **A todos mis sobrinos.**

A Migue, Gusti, Elisa, Elena, Carlitos, Fernandito, Andresito por ser una inspiración en mi vida y por que me brindaron siempre su cariño y alegría. Por sus travesuras "GRACIAS".

### **A mi gran amigo.**

Por darme la familia tan maravillosa que tengo, por darme la existencia misma, por cada amanecer, y por ser el único que me escucha y no contesta, pero que siempre esta en mi pensamiento.

"GRACIAS DIOS MIO".

## INDICE

Introducción	1
Antecedentes	2
1. Historia de la odontología estética	2
2. Resinas Compuestas	5
2.1 Propiedades	5
2.2 Clasificación de las resinas compuestas	7
2.2.1 De acuerdo a la norma 27 de la ADA	7
2.2.2. De acuerdo al tamaño de partícula	7
2.3 Resinas compuestas convencionales	7
2.3.1 Propiedades de las resinas compuestas convencionales	8
2.3.2. Consideraciones clínicas de las resinas compuestas convencionales.	8
2.4 Resinas compuestas de partícula pequeña	9
2.4.1 Propiedades de las resinas compuestas de partícula pequeña.	9
2.4.2. Consideraciones clínicas de las resinas compuestas de partícula pequeña	10
2.5 Resinas compuestas de microrrelleno.	10
2.5.1. Propiedades de las resinas compuestas de microrrelleno.	11
2.5.2. Consideraciones clínicas de las resinas compuestas de microrrelleno	12
2.6. Resinas compuestas híbridas.	12
2.6.1 Propiedades de las resinas compuestas híbridas	12
2.6.2. Consideraciones clínicas de las resinas compuestas híbridas	13
2.7. Resinas compuestas de sistema activador-iniciador	13

2.7.1	Resinas compuestas de activación química.	13
2.7.2	Resinas de activación por luz	14
2.8	Resinas compuestas para restauraciones indirectas en la zona posterior	17
3.	Resinas modificadas con cerámica	18
3.1	Artglass™	19
3.2	Belleglass™	20
3.3	Clearfil Inlay™	20
3.4	Sistema Coltene Inlay™	21
3.5	Cristobal™	21
3.6	Sculpture™	22
3.7	Targis™	22
4	SR Adoro™	23
5.	Propiedades mecánicas de los materiales	27
5.1.	Tensión	27
5.2	Resistencia	28
5.3	Flexibilidad	29
5.4	Resiliencia	30
5.5	Módulo elástico	31
5.6	Coefficiente de Poisson	31

6. Resistencia flexural	32
7. Fuerzas oclusales	33
8. Fuerzas que actúan sobre las restauraciones	33
Planteamiento del problema	36
Justificación	37
Objetivos	38
General	38
Específico	38
Hipótesis	39
Material	40
Método	42
Resultados	47
Discusión	51
Conclusiones	53
Glosario	54
Referencias	57

## **INDICE DE TABLAS.**

Tabla A	Clasificación de las resinas compuestas	15
Tabla B	Propiedades de las resinas compuestas y su uso	16
Tabla C	Resinas compuestas con agregado de cerámica	25
Tabla 1	Comparación entre los subgrupos A y AI	48
Tabla 2	Comparación entre los subgrupos T y TI	49
Tabla 3	Comparación de grupos de ambiente controlado y no controlado	50

## **INDICE DE GRAFICAS.**

Grafica 1	Comparación entre los subgrupos A y AI	48
Grafica 2	Comparación entre los subgrupos Ty TI	49
Grafica 3	Comparación de grupos de ambiente controlado y no controlado	50

## **INTRODUCCION.**

Durante los últimos años, han aparecido como alternativa a la cerámica, materiales con una composición básica similar a las clásicas resinas compuestas, es decir, una matriz orgánica y un relleno inorgánico. En la literatura podemos encontrarlos con diversas nomenclaturas como; cerómeros, resinas compuestas, híbridos de cerámica, composites de segunda generación, polímeros mejorados. Estos materiales se pueden utilizar en coronas individuales, incrustaciones, carillas, sobre una base metálica en coronas y puentes. Sin embargo se sabe que el éxito de cualquier material dental de restauración depende de sus propiedades físicas, químicas y mecánicas. Hasta ahora se sabe que las propiedades de las resinas compuestas dependen del tipo de relleno, volumen de relleno, naturaleza de la matriz etc.

El propósito de este estudio es investigar y comparar la resistencia flexural a las cargas oclusales de dos resinas compuestas Targis y SR Adoro, (Ivoclar Vivadent) hasta el límite de fractura.

# ANTECEDENTES.

## 1. Historia de la odontología estética.

Hoy en día es un tanto difícil pensar que la apreciación de la belleza en la Odontología estética haya estado presente desde tiempos antiguos en la historia. En realidad las restauraciones estéticas han estado presentes desde varios años antes de Cristo.<sup>(1,2)</sup>

Un ejemplo de esto fueron los fenicios 800 años a.C. y los Etruscos 900 a.C. Estos tallaban colmillos de animales para imitar la forma y color de los dientes naturales y utilizarlos como pónicos.

Durante el imperio romano solo las clases pudientes podían acceder a un tratamiento estético dental, y cuando se perdía un diente se reemplazaba con un sustituto de hueso o marfil tallado a semejanza del diente perdido.<sup>(1)</sup>

En la época precolombina se utilizaban piedras preciosas, como la oxidiana y jadeita. Estas piedras fueron utilizadas por mucho tiempo por los Mayas de América aproximadamente 1000 años d.C.; ellos también limaban los bordes incisales de los dientes anteriores con diferentes formas y diseños con la finalidad de embellecerse, también colocaban tapones de pirita ferrosa en dichos dientes.<sup>(1,2)</sup>

A finales del siglo XIX se comenzaron a aplicar técnicas utilizadas en prótesis fija estética. Ya en 1888 se inventó la corona de superficie abierta y en esa misma década apareció una carilla con reborde que encajaba con un pónico, con un surco labrado. La porcelana era una posibilidad como material para restauraciones. Pero en 1897 se desarrolló un compuesto relativamente moderno de cemento de silicato que estaba formado de polvo de aluminio y óxido de cinc mezclados con ácido fosfórico y fluorhídrico.<sup>(19)</sup>

Y al comienzo del siglo XX aparecieron las fundas de porcelana. No obstante el colocar coronas en la boca requería de la desvitalización del

diente en cuestión, y además a menudo ajustaban mal y eran antiestéticos. Las restauraciones pequeñas se hacían con amalgama de plata o bien se construían laboriosamente con hojas de oro. Ya en 1904 resurgió una combinación de vidrios solubles, ácidos mezclados con líquido que contenían ácido fosfórico, el cual dio origen al primer material restaurador verdaderamente translúcido. Las modificaciones continuaron hasta 1938. Este fue el primer material estético aceptado por la ADA. En 1907 apareció la corona tres cuartos, <sup>(1,2)</sup>

A finales del siglo XX se buscaban materiales más estéticos que el oro, el plomo, estaño, y el platino. Una de las opciones era el tapón de Hill, una mezcla de gutapercha blanqueada, carbonatos de cal y cuarzo, plástico, hueso y vidrio fundido.

Ya en 1904 resurgió una combinación de vidrios solubles, ácidos mezclados con un líquido que contenía ácido fosfórico, el cual dio origen al primer material restaurador verdaderamente translúcido. Las modificaciones continuaron hasta 1938. Este fue el primer material estético aceptado por la ADA. <sup>(1)</sup>

William H. Taggart (1855-1933) Introdujo un método de incrustación soldada desde 1880, pero hacia 1907 perfeccionó este método el cual consistía en moldear directamente en boca. El oro fundido se introducía en el molde de yeso a través de una pipeta y la incrustación resultante sellaba bien a la cavidad que solo necesitaba una delgada película de cemento que actuaba de selladora. <sup>(2)</sup>

Después llegó la innovación del uso de materiales compuestos de obturación y resinas, resultado de una investigación realizada por Buonocore 1955 que

intentaba reducir la caries en los dientes. Durante este estudio colocaba en la superficie de los dientes una solución de ácido oxálico y a continuación colocaba una fina capa acrílica autopolimerizable que más tarde resultó ser muy blanda para resistir el desgaste a la masticación.<sup>(2,3)</sup>

En 1967 introdujo sus resinas compuestas reforzadas, la fuerza de estas dependía de las partículas microscópicas de cristal o de cuarzo añadidas a la resina de soporte. El grabado de la superficie del esmalte con ácido (que creaba millones de irregularidades a los que el plástico líquido podía adherirse), seguida de la aplicación de las resinas, permitiendo reconstruir los dientes de diferentes maneras.<sup>(2)</sup>

Las resinas sintéticas fueron introducidas a finales de los años cuarenta y principios de los cincuenta, parcialmente reunieron los requisitos de materiales estéticos y durables para dientes anteriores. Las resinas sintéticas se incluyen como materiales de restauración porque son insolubles, estéticas y sensibles a la deshidratación.<sup>(4)</sup>

El desarrollo de los materiales de restauración compuestos dentales se inició a finales de la década de los cincuenta y a principios de años sesentas. Cuando Bowen empezó experimentos para reforzar las resinas epòxicas con partículas de relleno, pero la deficiencia de estas; como la baja velocidad de curado y la tendencia a decolorarse, estimularon su trabajo al combinar las ventajas de las resinas epòxicas y los acrílicos.<sup>(5)</sup>

Así fue que desarrollo la molécula de bis GMA. ( Bis fenol A- glicidil metacrilato) una resina de di metacrilato, y el uso de un silano que cubría las partículas de relleno para lograr un enlace químico con la resina. Con este logro, los materiales compuestos rápidamente reemplazarón a los cementos

de silicato, y a las resinas acrílicas para restauraciones estéticas de dientes anteriores.<sup>(4)</sup>

## **2. Resinas compuestas.**

El término material compuesto puede definirse como una unión de dos o más materiales diferentes, con propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes involucrados. Como es el ejemplo más simple del esmalte y la dentina de los dientes. El esmalte está representado por la matriz inorgánica y la dentina es la matriz consistente de colágena. En ambos compuestos las partículas de relleno consisten en cristales de Hidroxiapatita.<sup>(5,6)</sup>

Las resinas compuestas han sido utilizadas desde hace tres décadas atrás, sin embargo inicialmente el rendimiento clínico de estas, era bastante desalentador teniendo como consecuencia resultados frustrantes principalmente lo que se refiere a propiedades físicas y mecánicas. No obstante con el tiempo pasaron los años estas mismas han venido evolucionando en dichas propiedades, lo que culminó con la indicación de esta clase de materiales como una buena opción de material de restauración en cavidades pequeñas y medianas.

### **2.1. Propiedades químicas.**

Todas las resinas compuestas están constituidas por partículas de relleno en una matriz de resina. El tamaño de las partículas de relleno puede oscilar entre 0.04 micrómetros y más de 100 micrómetros. Proporcionan resistencia al material y están aglutinadas por la matriz de resina, que también las une a la estructura dental. El relleno puede estar constituido por partículas de sílice muy pequeñas, como en las resinas de microrrelleno, o por partículas de

de silicato, y a las resinas acrílicas para restauraciones estéticas de dientes anteriores.<sup>(4)</sup>

## **2. Resinas compuestas.**

El término material compuesto puede definirse como una unión de dos o más materiales diferentes, con propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes involucrados. Como es el ejemplo más simple del esmalte y la dentina de los dientes. El esmalte está representado por la matriz inorgánica y la dentina es la matriz consistente de colágena. En ambos compuestos las partículas de relleno consisten en cristales de Hidroxiapatita.<sup>(5,6)</sup>

Las resinas compuestas han sido utilizadas desde hace tres décadas atrás, sin embargo inicialmente el rendimiento clínico de estas, era bastante desalentador teniendo como consecuencia resultados frustrantes principalmente lo que se refiere a propiedades físicas y mecánicas. No obstante con el tiempo pasaron los años estas mismas han venido evolucionando en dichas propiedades, lo que culminó con la indicación de esta clase de materiales como una buena opción de material de restauración en cavidades pequeñas y medianas.

### **2.1. Propiedades químicas.**

Todas las resinas compuestas están constituidas por partículas de relleno en una matriz de resina. El tamaño de las partículas de relleno puede oscilar entre 0.04 milimicras y más de 100 milimicras. Proporcionan resistencia al material y están aglutinadas por la matriz de resina, que también las une a la estructura dental. El relleno puede estar constituido por partículas de sílice muy pequeñas, como en las resinas de microrrelleno, o por partículas de

cuarzo o vidrio de mayor tamaño, como en los composites de partículas pequeñas y en las resina híbridas.

La matriz de resina puede estar compuesta por Bis fenol A diglicidiléter metacrilato (desarrollado por Rafael Bowen en 1962), dimetacrilato de uretano (UDMA)<sup>(5)</sup>

A pesar de las ventajas de las resinas compuestas, estas presentan limitaciones cuando se aplican directamente en boca, las cuales pueden resultar en fracasos, los cuales se atribuyen a tres factores principales:

- 1) La contracción de polimerización, que permite la formación de grietas en la interfase entre el diente y el material restaurador, dejando como consecuencia la restauración más susceptible a la infiltración marginal y posibilitando sensibilidad en el postoperatorio.
- 2) A las propiedades mecánicas como la resistencia al desgaste, que a pesar de haber evolucionado bastante, todavía impide el uso indiscriminado de estos materiales en los dientes posteriores.
- 3) A la dificultad técnica en la obtención de contornos satisfactorios y restablecimiento del área de contacto con el diente contiguo.<sup>(7)</sup>

## **2.2. Clasificación de las resinas compuestas.**

### **2.2.1. De acuerdo a la norma 27 de la ADA.**

**Clase A:** Material para usarse en restauraciones que involucran caras oclusales.

**Clase B:** Material para todos los demás usos.

Estas clases pueden ser:

**Tipo I.** De reacción química o quimiopolimerizables (también llamadas autopolimerizables).

**Tipo II.** De activación por energía externa de luz azul o fotopolimerizables.

### **2.2.2. De acuerdo al tamaño de partícula.**

## **2.3. Resinas compuestas convencionales.**

Tienen un tamaño relativamente grande de las partículas de relleno. Este grupo de resinas se desarrollo durante los años 70 y fueron modificadas a lo largo de los años. También se llaman resinas compuestas convencionales o de microrrelleno. El relleno que se utiliza con más frecuencia en estos materiales es el sílice amorfo pulverizado y el cuarzo. Hay una distribución muy variada de los tamaños de partículas de cuarzo. Aunque el promedio es de 8 a 12 nm, hay partículas de hasta 50 nm. La carga de relleno es por lo general del 70% al 80% en peso o del 60% al 80% de volumen. Las partículas de relleno expuestas, algunas de gran tamaño, están rodeadas de cantidades relativamente grandes de matriz de resina.<sup>(9)</sup>

### **2.3.1. Propiedades de las resinas compuesta convencionales.**

En comparación a los acrílicos sin relleno, la resistencia a la compresión se incrementa un 300 a 500% debido a la resistencia a las tensiones de matriz a las partículas de relleno. El modulo de elasticidad es de cuatro a seis veces mayor y la resistencia a la tracción es más del doble.

Se reduce la absorción de agua la contracción de polimerización y la expansión térmica cuando la comparamos con los acrílicos sin relleno, aunque estos valores todavía exceden a los que presentan la estructura dentaria. Estas diferencia contribuyen a generar tensiones de contracción y expansión en la interfase resina-diente, estas tensiones se deben de reducir para aumentar la durabilidad a largo plazo. La dureza es considerablemente mayor en las resinas compuestas que en las resinas acrílicas sin relleno, 55 KHN, frente a 15 KHN.(número de dureza Knoop, del ingles Knoop hardness number)

Las resinas compuestas que utilizan cuarzo o sílice amorfo como relleno son radiolúcidas. Se debe de obtener una radiopacidad casi igual o mayor al esmalte para que exista suficiente contraste para detectar los defectos marginales y/o los de caries secundaria en la película radiográfica.<sup>(9)</sup>

### **2.3.2. Consideraciones clínicas de las resinas compuestas convencionales.**

La principal desventaja de las resinas compuestas convencionales es la superficie rugosa que se produce como consecuencia del desgaste por abrasión de la matriz de resina blanda que deja al descubierto las partículas de relleno más resistentes al desgaste.

El pulido de estas restauraciones crea una superficie rugosa, así como también la originan con el tiempo el cepillado dental y el desgaste masticatorio. Estas restauraciones tienen tendencia a la pigmentación sin

duda por la gran susceptibilidad de la superficie rugosa a retener sustancias colorantes.

## **2.4. Resinas compuestas de partícula pequeña.**

Para mejorar las propiedades físicas y mecánicas de las resinas convencionales y conseguir una superficie pulida, se redujo el tamaño de las partículas inorgánicas de relleno a un rango de 0,5 a 3 nm, aunque con una distribución excesivamente amplia en los tamaños. Esta amplia distribución de partículas de relleno facilita la gran carga de relleno y las resinas compuestas de partícula pequeña con más relleno inorgánico (80-90% en peso y 65-77% en volumen) en las resinas compuestas convencionales. Algunas resinas de partículas pequeñas emplean sílice amorfo como relleno, pero la mayoría emplea cristales que contienen cristales pesados que le confieren radiopacidad. La matriz de resina de estos materiales es parecida a la de las resinas compuestas tradicionales y de microrrelleno. El principal relleno consiste en partículas trituradas revestidas de silano. El sílice coloidal se añade en cantidades de aproximadamente 5% en peso para ajustar la viscosidad de la pasta de forma que permita la condensación en la cavidad.<sup>(9)</sup>

### **2.4.1. Propiedades de las resinas compuestas de partícula pequeña.**

Las resistencias físicas y mecánicas son superiores. La resistencia a la compresión y el módulo de elasticidad de las resinas de partícula pequeña son mayores que las resinas convencionales y de microrrelleno. La resistencia a la tracción de las resinas de partícula pequeña es el doble que en las resinas de microrrelleno y 1.5 veces mayor que en las convencionales.

## **2.4.2. Consideraciones clínicas de las resinas de partícula pequeña.**

Están indicadas en situaciones con gran tensión o propensas a la abrasión como en las preparaciones de clase IV.

El tamaño de las partículas de resinas compuestas de partícula pequeña hace incluso posible alcanzar superficies con una aceptable acabado en las aplicaciones para zonas anteriores pero no llegan a hacer de tanta calidad como las que se consiguen con las resinas compuestas de microrrelleno.

## **2.5. Resinas compuestas de microrrelleno.**

Los inconvenientes de las resinas compuestas tradicionales y de partícula pequeña, como la rugosidad de la superficie y la baja translucidez, se ha superado cuando se emplean partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. Estas partículas tienen un tamaño individual aproximadamente de 0,04  $\mu\text{m}$  (40 nm). Presenta una apariencia superficial muy suave, similar a la obtenida con las restauraciones directas de las resinas acrílicas sin relleno.<sup>(9)</sup>

La preparación de los rellenos prepolimerizados implica la adición al monómero del 60-70% en peso aproximadamente 50% en volumen de sílice coloidal tratado con silano, en condiciones de temperatura ligeramente elevada para disminuir la viscosidad. El contenido final del relleno es solo del 50% en peso, aunque si se estabilizan las partículas de resina compuesta con partículas de relleno, este contenido puede alcanzar cerca de 80% en peso (aproximadamente el 60% del volumen): Esto es de gran importancia si queremos entender ciertas propiedades de estos materiales como la contracción volumétrica durante la polimerización.

La limitación mayor de estos materiales es que la unión entre las partículas de resina compuesta y la matriz de resina que va a fraguar durante la

restauración clínica es relativamente débil lo que facilita el desgaste por un mecanismo de cizallamiento. Debido a esta deficiencia, la mayoría de las resinas compuestas de microrrelleno no son adecuadas para las superficies con grandes tensiones.

### **2.5.1. Propiedades de las resinas compuestas de microrrelleno.**

Tienen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las resinas compuestas tradicionales. Esto es de esperar debido a que el 40-80% del volumen del material lo constituye la resina. La gran desproporción entre la resina y relleno inorgánico da lugar a una mayor absorción de agua, a un mayor coeficiente de expansión térmica y a una disminución del módulo elástico. Además hay una resistencia a la tracción debido a la unión débil entre las partículas prepolimerizadas y la matriz de resina clínicamente polimerizable, la resistencia es similar a la de las resinas compuestas con partículas de relleno no silanizadas.

Si embargo las partículas de microrrelleno muestran una resistencia al desgaste muy notable, si estas son colocadas en zonas de mayor desgaste, normalmente empiezan a romperse o desgastarse demasiado rápido como para ser clínicamente aceptables. Si se colocan en zonas de contacto ínter proximal entre dientes anteriores, pueden ocurrir fenómenos de "deriva". El proceso de desgaste se relaciona con la propagación de fracturas alrededor de las partículas de relleno "orgánicas" que están débilmente adheridas.<sup>(9)</sup>

### **2.5.2. Consideraciones clínicas de las resinas compuestas de microrrelleno.**

Las resinas compuestas de microrrelleno tienen amplia aceptación en la actualidad. Debido a su superficie lisa, se han convertido en la resina de elección para restauraciones estéticas de dientes anteriores, en particular en las situaciones no sujetas a carga y para la restauración del área subgingival.

### **2.6. Resinas compuestas híbridas.**

Esta categoría de resinas surgió en un intento por obtener superficies más lisas que las obtenidas por las resinas compuestas de partícula pequeña, pero intentando no perder las propiedades beneficiosas de estas últimas. Sus partículas de relleno contienen metales pesados lo que las hace tener contenido total de relleno de aproximadamente 75-80% en peso.

La distribución típica es del 75% de las partículas trituradas con un tamaño menor a 1  $\mu\text{m}$ . El sílice coloidal representa de 10 a 20% el peso del contenido total de relleno. En este caso el microrrelleno también interviene de una manera importante en las propiedades.

Las propiedades físicas y mecánicas de estos materiales normalmente oscilan entre las resinas compuestas tradicionales y las de partícula pequeña. Las propiedades suelen ser superiores a las de las resinas de microrrelleno.

#### **2.6.1. Propiedades de las resinas compuestas híbridas.**

Las propiedades físicas y mecánicas de estos materiales normalmente oscilan entre las resinas compuestas convencionales y las de partícula

pequeña. Las propiedades suelen ser superiores a las de las resinas de microrrelleno.

### **2.6.2. Consideraciones clínicas de las resinas compuestas híbridas.**

A menudo se emplean en restauraciones posteriores sometidas a tensión. Debido a que hay muy poca diferencia práctica entre las resinas compuestas híbridas y las de partícula pequeña. También tienen un amplio uso en restauraciones de dientes anteriores, incluyendo las preparaciones de clase IV.<sup>(9)</sup>

### **2.7. Resinas Compuestas de sistema activador-iniciador.**

Las resinas compuestas requieren de activación química o lumínica, o bien una combinación de ambas.

#### **2.7.1. Resinas de activación química.**

Los productos que se activan químicamente se suministran en dos pastas, una de ellas contiene un iniciador de peróxido de benzoilo y la otra contiene un activador de terciaria automática ( por ejemplo, N, N dimetil-p- toluidina). Cuando las dos pastas se mezclan, la amina reacciona con el para formar radicales libres, por lo que se inicia la polimerización adicional. Hoy estos materiales se emplean fundamentalmente para la restauración de estructuras grandes que no se pueden polimerizar únicamente con fuente de luz.

### **2.7.2. Resinas de activación por luz.**

Se suministran en una sola pasta que está dentro de una jeringa que impide la exposición a la luz. El sistema de activación de los radicales libres, que consiste en una amina iniciadora y una sustancia sensible a la luz, se encuentra en esta pasta. La exposición a una luz de la región azul (longitud de onda aprox. 468nm) produce un estado excitado del agente fotosensible que le hace interactuar con la amina y formar los radicales libres que inician la polimerización de adición.

La canfotoquinona (CQ) es un agente fotosensible que se emplea comúnmente y que se absorbe la luz con una longitud de onda entre 400 y 500 nm. Se precisa muy poca cantidad CQ (0,2% o menos en peso de la pasta) los iniciadores de la amina que se requieren para interactuar con la CQ, como el dimetil aminoetil metacrilato (DMAEMA), también se deben encontrar en una baja proporción, aprox 0,15% en peso. <sup>(9)</sup>

## Clasificación de las resinas compuestas e indicaciones de uso

Tipo de resina compuesta	Tamaño de partícula	Uso clínico
Tradicional (partícula grande)	1-50 $\mu\text{m}$ vidrio	Zonas de gran tensión.
Híbrido (partícula grande)	(1) 1-2 $\mu\text{m}$ vidrio (2) 0,04 $\mu\text{m}$ sílice	Zonas de gran tensión que requieren una gran calidad de pulido (clases I, II, III y IV)
Partícula pequeña	(1) 0,1-2 $\mu\text{m}$ vidrio. (2) 0,04 $\mu\text{m}$ sílice	Zonas de tensión moderada que requieren un pulido óptimo (clases III y IV)
Microrrelleno	(1) 0,04 $\mu\text{m}$ sílice (2) partículas de resina prepolimerizada que contienen sílice de 0,04 $\mu\text{m}$ de tamaño	Zona de baja tensión y área subgingival donde es esencial una reducción en la contracción.

**Tabla A.**

## Propiedades de las resinas compuestas.

Características/propiedades	Convencionales	PartP	Híbridas	Microrelleno
Tamaño. ( $\mu\text{m}$ )	8-12	0,5-3	0,04-1,0	0,04-0,4
Relleno inorgánico (% en vol.)	60-70	65-77	60-65	20-59
Relleno inorgánico (% en peso)	70-80	80-90	75-80	35-67
Resistencia a la compresión (Mpa)	250-300	350-400	300-350	250-350
Resistencia a la tracción (Mpa)	50-65	75-90	40-50	30-50
Módulo elástico (Gpa)	8-15	15-20	11-15	3-6
Coefficiente de expansión térmica. (ppm/ $^{\circ}\text{C}$ )	25-35	19-26	30-40	50-60
Absorción de agua (mg/cm <sup>2</sup> )	0,5-0,7	0,5-0,6	0,5-0,7	1,4-1,7
Dureza Knoop (KHN)	55	50-60	50-60	25-35
Contracción de polimerización (% vol.)	-	2-3	2-3	2-3

**Tabla B.**

## **2.8. Resinas compuestas para restauraciones indirectas en la zona posterior..**

Las resinas compuestas también están disponibles como materiales de uso indirecto. Fueron creadas para eliminar el proceso de contracción y la abrasión de las obturaciones realizadas con resinas compuestas de uso directo. Para las técnicas indirectas se pueden utilizar tres tipos de resinas compuestas, como son las de microrrelleno, de partículas pequeñas y las híbridas. Todos estos materiales son muy resistentes al desgaste, pero los de partícula pequeña y la híbridas pueden grabarse con ácido para producir retención micromecánica. También pueden silanizarse para mejorar la fuerza adhesiva.<sup>(9,10,1)</sup>

Requieren de una impresión y la elaboración por parte del laboratorio de prótesis. A parte de la polimerización de luz o calor, el proceso del laboratorio puede emplear calor (140°C) y presión (0,6 Mpa durante 10 min.).<sup>4</sup>

A lo largo de los últimos 10 años , algunos autores han demostrado en estudios clínicos y de laboratorio que las propiedades físicas de las resinas compuestas fotopolimerizables, mejoran mucho si este material se somete a una polimerización secundaria a través de calor (con o sin presión), fotopolimerización intensa, o a la asociación de uno o más de esos factores.<sup>(11)</sup>

Las resinas compuestas indirectas se cementan al diente con una resina compatible.

Hay varias técnicas para la construcción de incrustaciones intracoronarias de resina estas pueden ser:

- 1) el empleo de métodos de fabricación directa e indirecta.
- 2) las aplicación de luz, calor, presión o la combinación de estos sistemas de polimerización.
- 3) el uso combinado de resinas compuestas híbridas y de microrrelleno.

El proceso de fabricación directa de las incrustaciones intracoronarias de resina compuesta requiere de un medio de separación para el diente preparado (solución de agar o glicerina).

La fabricación y polimerización de la restauración de forma indirecta (es decir en el laboratorio) permite emplear calor, luz y presión para conseguir mayor grado de polimerización que la que se obtiene en las aplicaciones directas. Se cree que la polimerización más completa proporciona mayor resistencia al desgaste que las restauraciones directas. La contracción de polimerización se produce antes de colocar el material, reduciendo el riesgo de fisuras en los bordes y paredes dentinarias, así como las fuerzas de flexión sobre las cúspides.<sup>(9)</sup>

### **3. Resinas modificadas con cerámica.**

Consisten en la combinación de una resina compuesta con rellenos cerámicos, con el objeto de mejorar la abrasión, y otras desventajas de las resinas convencionales para restauraciones de uso directo.

Recientemente ha aparecido una nueva categoría de composite procesado.

Las resinas compuestas indirectas se cementan al diente con una resina compatible.

Hay varias técnicas para la construcción de incrustaciones intracoronarias de resina estas pueden ser:

- 1) el empleo de métodos de fabricación directa e indirecta.
- 2) las aplicación de luz, calor, presión o la combinación de estos sistemas de polimerización.
- 3) el uso combinado de resinas compuestas híbridas y de microrrelleno.

El proceso de fabricación directa de las incrustaciones intracoronarias de resina compuesta requiere de un medio de separación para el diente preparado (solución de agar o glicerina).

La fabricación y polimerización de la restauración de forma indirecta (es decir en el laboratorio) permite emplear calor, luz y presión para conseguir mayor grado de polimerización que la que se obtiene en las aplicaciones directas. Se cree que la polimerización más completa proporciona mayor resistencia al desgaste que las restauraciones directas. La contracción de polimerización se produce antes de colocar el material, reduciendo el riesgo de fisuras en los bordes y paredes dentinarias, así como las fuerzas de flexión sobre las cúspides.<sup>(9)</sup>

### **3. Resinas modificadas con cerámica.**

Consisten en la combinación de una resina compuesta con rellenos cerámicos, con el objeto de mejorar la abrasión, y otras desventajas de las resinas convencionales para restauraciones de uso directo.

Recientemente ha aparecido una nueva categoría de composite procesado.

(Polímero-vidrio, polímero cerámica), y cerómero (polímero optimizado) con cerámica; son algunos de los términos que se emplean para describir estos materiales. En realidad todos ellos son composites con propiedades mejoradas. Algunos sistemas incorporan además un refuerzo de fibra para poder fabricar dentaduras parciales fijas sin componentes metálicos.<sup>(1, 10)</sup>

Se utilizan para la fabricación de restauraciones como: Incrustaciones y onlay, coronas, carillas, puentes con estructura metálica coronas y puentes posteriores reforzados con fibras.<sup>(10.)</sup>

Así mismo los cerómeros son una combinación específica de la tecnología avanzada en el campo de las cerámicas y de la química avanzada de los polímeros, que proporcionan mejor función y estética. Al compararlos con algunas resinas compuestas convencionales que contienen solo moléculas bifuncionales de Bis- GMA, el cerómero es considerablemente más completo, por que contiene grupos polifuncionales

Tales configuraciones le proporcionan potencial para crear un entrecruzamiento de mejor nivel y una buena conversión de dobles cruzamientos, y por consecuencia hay superior resistencia del material.<sup>(1,10)</sup>

A continuación se mencionan algunos productos comerciales.

### **3.1. Artglass.™**

Es un polímero orgánico amorfo, conocido como vidrio orgánico, posee un relleno de silicato de bario de un tamaño bastante uniforme y monómeros multifuncionales que al permitirles un mayor número de enlaces dobles y cadenas cruzadas le darían sus condiciones de mayor resistencia al desgaste, alta resistencia flexural y tenacidad a la fractura y color estable el curado se realiza por fotopolimerización en una unidad "Unix" que consiste en una fuente de la luz estroboscópica de xenón.<sup>(10,12)</sup>

El sistema trabaja en forma intermitente, con una exposición a la luz de 20 milisegundos y luego sin exposición por milisegundos. Este ciclo se repite varias veces, lo que asegura una óptima polimerización.<sup>(12)</sup>

### **3.2. Belleglass.™**

Este material combina tipos diferentes de materiales con dos sistemas de curado diferentes para producir un material llamado vidrio polimérico restaurador. El esmalte usa un relleno basado en vidrio de Pirex combinado con resinas de dimetacrilato alifáticos y uretano. La dentina se cura con luz convencional para preservar sitios no reactivos para mejorar la unión. El esmalte se cura bajo calor y presión (135°C y 80 libras) en una atmósfera de nitrógeno para conseguir a 98% de conversión y eliminar las burbujas y la capa inhibida de oxígeno, de esta manera se consigue buena resistencia al desgaste.<sup>(10,1)</sup>

### **3.3. Clearfil CR Inlay.™**

Es un composite híbrido con un contenido de relleno que equivale al 85% de su peso. Este composite fotopolimerizable se fabrica en seis tonos y tiene mucho cuerpo para facilitar la condensación y el tallado. La incrustación se procesa en el horno CRC-100 Curing Oven Kuraray. Incluye cuatro colorantes, para la adaptación, cromática final.

La incrustación se fija con CR Inlay Cement, un cemento de composite de doble polimerización.

Se ilumina cada superficie durante 40 segundos para que fragüe el cemento y se establezca la incrustación y la polimerización química adicional que produce bajo la restauración garantiza una segunda adhesión.<sup>(10)</sup>

### **3.4. Sistema Coltene Inlay.™**

Fue el primer diseñado para aplicaciones directas / indirectas. Se fabrica una incrustación de composite directamente en el diente extraído y se introduce durante 7 minutos en un horno que se ilumina y calienta el material a 120°C, y después se deja enfriar durante un minuto.<sup>(10)</sup>

También se ha adaptado este sistema para uso directo. Se obtiene una impresión y se vacía un modelo de trabajo. A continuación, un onlay o un veneer labial de composite fotopolimerizable, se somete a un tratamiento calórico y se adhiere al diente preparado. La incrustación puede fabricarse en el propio consultorio.<sup>(10)</sup>

### **3.4. Cristóbal.™**

Cristóbal (Densply Ceramco, In) es un polímero vítreo, patentado diseñado para restauraciones protésicas fijas, como coronas aisladas con o sin soporte metálico, dentaduras parciales fijas e implanto-soportadas, incrustaciones onlays y veneers laminados.<sup>(10)</sup>

Esta compuesto por partículas de vidrio de bario (74.2%) de peso, con un tamaño medio de 0,7µm, es una matriz de Bis GMA EDMA y UDMA.

El fabricante asegura que se contrae muy poco al polimerizar (0.12%) después de 24 horas y es muy resistente al desgaste (menos de 5nm /año) a la compresión y a la flexión.<sup>(10,1)</sup>

### **3.6. Sculpture.™**

Es un polímero cerámico que, según su fabricante, experimenta una sorción muy baja y muy resistente al desgaste.- El sistema Sculpture es un producto basándose en PCDMA muy resistente a la fractura y que se contrae muy poco al polimerizar. Es un material de restauración que absorbe golpes y se utiliza en combinación de implantes osteointegrados.

El fabricante asegura que la polimerización final es la unidad de termopolimerización al vacío mejora considerablemente las propiedades mecánicas y prácticamente elimina los monómeros residuales también afirma que estos procesos proporcionan al material estabilidad cromática y resistencia a la retención de la placa dental.

Las restauraciones Sculpture son fluorescentes. Este material se puede combinar también con el sistema Fibrekor el cual es un composite reforzado con fibras que se utiliza como soporte para sub-estructuras sin componentes metálicos. Sobre este armazón se fabrican una estructura de composites de Sculpture y se elaboran dentaduras parciales fijas de unidad múltiples. Las fibras Fibrekor proporcionan la fortaleza y rigidez estructurales necesarias, y el composite Sculpture aporta el aspecto estético y la resistencia al desgaste deseados.<sup>(1)</sup>

### **3.7. Targis.™**

Es un sistema de ceromero (polímero optimizado) con cerámico, para la fabricación de incrustaciones, onlays, veneers y restauraciones de una y varias unidades sin componentes metálicos. Tienen elevado % de carga mineral ( 75% a 85%), posee una elevada resistencia flexural. Su matriz orgánica compuesta por monómeros polimerizables, permite una fácil manipulación y un buen curado.

Las partículas de relleno se unen químicamente a la matriz mediante una molécula bifuncional de silano,<sup>(1,13,14)</sup>

Targis tiene un alto contenido de relleno inorgánico de partículas cerámicas 75-85%, un tamaño de partícula menor a una micra, y una matriz orgánica de Bis- GMA y UDMA . esta indicado en restauraciones como: Incrustaciones, carillas, coronas anteriores sin metal, prótesis fija sobre metal, supraestructura de implantes sobre metal.

### **3. SR Adoro.™**

Es un composite de microrelleno, polimerizable mediante luz y calor es un sistema de blindaje totalmente nuevo que ofrece frente a los composites híbridos una serie de ventajas en cuanto a abrasión, resistencia a la placa y brillo superficial.

Sus propiedades puede atribuirse a la elevada proporción de relleno inorgánico de tamaño manométrico. Es más la raíz se basa en dimetacrilato de uretano (UDMA), recientemente desarrollado, el cual se caracteriza por su resistencia, superior a la de su predecesor o al frecuente mente utilizado Bis-GMA.

El material presenta estabilidad cromática, así como un brillo similar al esmalte y una opalescencia natural, dotando a la restauración de una impresionante estética.

Estructuras sin metal, estéticas y translúcidas amplían el campo de aplicación de los composites de blindaje y destacan por su aspecto estético. El campo de aplicación del composite de SR Adoro abarca su uso en

Las partículas de relleno se unen químicamente a la matriz mediante una molécula bifuncional de silano,<sup>(1,13,14)</sup>

Targis tiene un alto contenido de relleno inorgánico de partículas cerámicas 75-85%, un tamaño de partícula menor a una micra, y una matriz orgánica de Bis- GMA y UDMA . esta indicado en restauraciones como: Incrustaciones, carillas, coronas anteriores sin metal, prótesis fija sobre metal, supraestructura de implantes sobre metal.

### **3. SR Adoro.™**

Es un composite de microrelleno, polimerizable mediante luz y calor es un sistema de blindaje totalmente nuevo que ofrece frente a los composites híbridos una serie de ventajas en cuanto a abrasión, resistencia a la placa y brillo superficial.

Sus propiedades puede atribuirse a la elevada proporción de relleno inorgánico de tamaño manométrico. Es más la raíz se basa en dimetacrilato de uretano (UDMA), recientemente desarrollado, el cual se caracteriza por su resistencia, superior a la de su predecesor o al frecuentemente utilizado Bis-GMA.

El material presenta estabilidad cromática, así como un brillo similar al esmalte y una opalescencia natural, dotando a la restauración de una impresionante estética.

Estructuras sin metal, estéticas y translúcidas amplían el campo de aplicación de los composites de blindaje y destacan por su aspecto estético. El campo de aplicación del composite de SR Adoro abarca su uso en

prótesis removible ( p. Ej. Coronas telescópicas, esqueléticas) y en prótesis fija (material de blindaje para estructuras metálicas y de fibra de vidrio).<sup>(15,16)</sup>

La matriz de SR Adoro consiste en dimetacrilato de uretano y dimetacrilato alifático. Las microfibras utilizadas usadas para SR Adoro son un silicón dioxidado con un rango de tamaño de partícula de 10 a 50 nm. El principal componente es un prepolímero, también llamado un copo limero, el cual consiste de un UDMA en la matriz y aproximadamente 72% de peso de partículas de micro fibra inorgánica. La combinación de micro fibras y macro fibrillas permiten una extraordinariamente alta proporción de pre polímeros.<sup>(16)</sup>

## Resinas compuestas con agregado de cerámica

Nombre	Fabricante	Tipo de composite	Tipo de resina	Método de polimerización	Tipo de fabricación	Uso.
Artglass	Heraeus Kulzer, Inc	Polívidrio	Fórmula patentada	Luz	Indirecta	Coronas, incrustaciones, onlays, veneers sobre subestructuras metálicas.
Belleglass HP	Kerr Lab, Sybron Dental Specialties	Polímero cerámica	Bis-GMA	Luz, calor y presión	Indirecta	Coronas, incrustaciones, onlays, veneers laminados, veneers sobre subestructura metálica, restauraciones, de varias unidades reforzadas con fibra de vidrio sin piezas metálicas.
Clearfil CR Inlay	Kuraray, Inc.	Híbrido	Bis-GMA	Luz y calor	Indirecta	Incrustaciones y onlays
Coltene Inlay/Onlay	Coltene, Inc.	Híbrido	Bis-GMA	Luz y calor	Indirecta Directa	Incrustaciones y onlays, Veneers laminados.
Cristobal	Densply Ceramco, Inc.	Polímero de biovidrio	Bis-GMAS TEDMA, UDMA	Luz	Indirecta	Coronas incrustaciones, onlays, veneers laminados, veneers sobre subestructuras

						metálicas,
Sculpture	Jeneric/ Pentron, Inc.	Polímero cerámica	PCDMA	Luz , calor y vacío	Indirecta	Coronas, incrustaciones, onlays, veeners laminados, veeners subestructuras metálicas, restauraciones de varias unidades reforzadas con fibra de vidrio (FibreKor) sin piezas metálicas.
Targis	Ivoclar Vivadent	Polimero Optimizado Con cerámica (ceromer)	Bis-GMA	Luz, vacío y Presión	Indirecta	Coronas, incrustaciones, onlays, veeners laminados, restauraciones de varias unidades reforzadas con fibra de vidrio (Vectris) sin piezas metálicas, veeners sobre subestructuras metálicas

**TABLA C.**

## **5. Propiedades mecánicas de los materiales.**

Las propiedades mecánicas de un material describen su comportamiento cuando es sometido a fuerzas mecánicas. En el campo de los materiales dentales estas fuerzas son consecuencia de la masticación. Contactos oclusales, bruxismo, eventos aleatorios tales como, golpes o traumatismos.

Una fuerza siempre se identifica por la dirección intensidad y punto de aplicación y es convencionalmente expresado en Newton (N). Las fuerzas dinámicas son llamadas fuerzas compresivas mientras que la fuerza de carga son llamadas fuerzas tensionales.

En el medio ambiente oral las fuerzas, se elevan debido al movimiento relativo de la mandíbula y maxila.<sup>(16)</sup>

La máxima fuerza constante decrece de la región posterior a la anterior. Del primero al segundo el rango esta entre 400 y 800 N en la región del premolar 200 o 450 N en los caninos de 130 a 330 N y en los incisivos de 90 o 150 N. Las fuerzas de la masticación son reportadas en un rango aproximado entre 37 a 40 % de la máxima fuerza de mordida.<sup>(16)</sup>

Existen varias propiedades mecánicas y parámetros importantes que miden la deformación elástica o deformación plástica de los materiales dentales.

### **5.1. Tensión.**

Es la fuerza por unidad de área que actúa sobre millones de átomos o moléculas en un plano determinado de un material. La tensión disminuye como función de la distancia desde el área de la fuerza que se desarrollo de acuerdo a la naturaleza de las fuerzas aplicadas y de la forma de objeto.

Entre ellos se incluye la fuerza de tracción, la fuerza de cizallamiento y la fuerza de compresión.

## **5.2. Resistencia.**

de un material se mide como el nivel medio de tensión en el que un material muestra una cantidad determinada de deformación plástica inicial o en el que se produce la fractura de muestras del mismo tamaño y forma, la resistencia depende de varios factores, como.

- 1) La tasa de deformación, 2) La forma de la muestra, 3) el acabado de la superficie (que controla el tamaño relativo y el número de imperfecciones de la superficie) y 4) el medio en el que se prueba el material. Sin embargo puede parecer que la resistencia clínica de ,os materiales frágiles (como las cerámicas, amalgamas, composites y cementos) es menor cuando hay muchas imperfecciones superficiales o si existen zonas donde se concentra la tensión debido a un diseño inadecuado de la restauración.

Las tensiones elásticas en los materiales no provocan deformación permanente (irreversible). Por otro lado, las tensiones superiores al límite proporcional provocan una deformación permanente del material, y si son lo suficientemente altas, pueden fracturar el material.

En el caso de los materiales frágiles que sólo sufren deformación elástica y no pueden soportar deformación plástica, las tensiones que recuperan ligeramente la tensión elástica máxima (límite proporcional) dan lugar a una fractura.

Cuando la fuerza extrema actúa sobre un sólido, se produce una reacción contraria a esta fuerza, de igual magnitud pero de dirección opuesta. La tensión producida dentro de un material es igual a la fuerza aplicada

dividida por el área sobre la que actúa. La fuerza de tracción provoca una tensión de tracción; la fuerza de compresión produce tensión de compresión; y una fuerza de cizallamiento o flexión produce tensión de cizallamiento. La fuerza de flexión puede producir los tres tipos de tensión de una estructura, pero en la mayoría de los casos se fractura debido al componente de la tensión de tracción. En este caso, las tensiones de tracción y compresión son fuerzas axiales principales, mientras que la tensión de cizallamiento representa la combinación de los componentes de tracción y compresión.<sup>(4)</sup>

### **5.3. Flexibilidad.**

En el caso de los aparatos y restauraciones dentales, un requisito necesario para los materiales a partir de los que se fabrican es tener un alto valor de límite elástico (una fuerza que si se sobrepasa, no permitirá que el material recupere su estado original una vez que se elimine la fuerza), ya que se espera que la estructura recupere su forma original después de haberse sometido a una fuerza y una vez que se elimine (recuperación elástica).<sup>(11)</sup>

Normalmente, también es aconsejable un módulo de elasticidad moderadamente alto, como en el caso de una incrustación o material de impresión.

Si embargo, hay casos en los que se necesita una deformación mayor con una fuerza ligera o moderada. Por ejemplo en ocasiones se emplea un resorte en un aparato ortodóntico, que se dobla a una distancia considerable bajo la influencia de una fuerza pequeña. En dicho caso, se dice que la estructura es flexible y posee la propiedad de flexibilidad.

La flexibilidad máxima se define como la deformación por flexión que se produce cuando se ejerce una fuerza sobre un material hasta su límite proporcional.<sup>(11)</sup>

#### **5.4. Resiliencia**

A medida que aumenta el espacio interatómico, aumenta la energía interna. Mientras que la fuerza no sea superior al límite proporcional, la energía se denomina resiliencia. Es la cantidad de energía absorbida por una unidad de volumen de una estructura cuando se somete a una fuerza hasta su límite proporcional. Se puede comparar la resiliencia de dos o más materiales al observar las áreas bajo la región elástica de sus planos de fuerza deformación suponiendo que la escala es la misma, El material con el área elástica mayor tiene una mayor resiliencia.<sup>(4)</sup>

Cuando una restauración dental se deforma durante la masticación, las fuerzas masticatorias actúan sobre la estructura dental, la restauración o ambas. La magnitud de la deformación de la estructura se determina según la fuerza inducida. En la mayoría de las restauraciones dentales, se previenen las deformaciones importantes debido a la respuesta propioceptiva de los receptores nerviosos del ligamento periodontal. La sensación del dolor hace que la fuerza disminuya y que se reduzca a la fuerza inducida, previniendo el daño a los dientes o a las restauraciones.

Por ejemplo una incrustación proximal puede causar un movimiento excesivo del diente adyacente si se producen grandes deformaciones proximales al ejercer una carga de compresión sobre la superficie oclusal. Por lo tanto el material debe de tener un módulo elástico moderadamente alto y una resiliencia relativamente baja para limitar la deformación elástica.<sup>(9)</sup>

Los parámetros que miden la deformación elástica y plástica de los materiales son:

*módulo elástico (también llamado módulo de Young o módulo de elasticidad), módulo dinámico de Young (determinado por la medida de la velocidad de onda ultrasónica ), módulo de cizallamiento, flexibilidad, resiliencia y coeficiente de Poisson.* <sup>(4)</sup>

### **5.5. Módulo elástico.**

También conocido como módulo de elasticidad o módulo de Young ) mide elasticidad de un material. El módulo elástico representa la rigidez de un material dentro de intervalo de elasticidad. Las cualidades elásticas de un material representan una propiedad fundamental del mismo. La elasticidad depende de las fuerzas interatómicas o intermoleculares del material. Cuanto más intensas sean las fuerzas básicas de atracción, mayores serán el módulo de elasticidad y la rigidez del material. Dado que esta propiedad depende de fuerzas de atracción en el seno del material, normalmente es invariable, independiente de que el material esté sometido a tracción y compresión. <sup>(4)</sup>

### **5.6. Coeficiente de Poisson.**

Durante una tracción o compresión axial se produce una distorsión axial y lateral simultánea, bajo la fuerza de tracción, el material se alarga en la dirección de la fuerza, disminuyendo su sección transversal. Bajo una fuerza de compresión, aumenta la sección transversal del material. Se denomina coeficiente de Poisson al cociente entre la distorsión lateral y la distorsión axial dentro del intervalo elástico.

En caso de tracción el coeficiente de Poisson indica que la disminución de la sección transversal es proporcional a la elongación durante la deformación elástica.<sup>(7)</sup>

## 6. Resistencia flexural.

La resistencia a la flexión, resistencia transversal o módulo de rotura, como se suele denominarse esta propiedad, es fundamentalmente la resistencia de un haz fijado a sus extremos bajo carga estática. La fórmula matemática para calcular la resistencia a la flexión es la siguiente.

$$S = \frac{3WL}{2BD^2}$$

Donde S= Resistencia a la flexión.

l= Distancia entre los soportes.

B= Ancho de la muestra.

D= Profundidad o espesor de la muestra.

N= Carga máxima antes de la fractura.

Las unidades son fuerza por unidad de superficie (MPa, psi).

Como ya se mencionó, esta prueba es, en cierto sentido, la medición colectiva de todos los tipos de tensión simultáneamente. <sup>(4,7)</sup>

Cuando la carga actúa, la muestra se arquea. La deformación que se produce se manifiesta en la disminución de las dimensiones lineales superiores (deformación por compresión) en el alargamiento de dimensiones inferiores (deformación por tracción). Por lo tanto se puede suponer que las principales tensiones que actúan sobre la superficie superior son de compresión, en tanto que la superficie inferior son de tracción. Es obvio que la tensión cambia de dirección en alguna parte entre la región superior y la

En caso de tracción el coeficiente de Poisson indica que la disminución de la sección transversal es proporcional a la elongación durante la deformación elástica.<sup>(7)</sup>

## 6. Resistencia flexural.

La resistencia a la flexión, resistencia transversal o módulo de rotura, como se suele denominarse esta propiedad, es fundamentalmente la resistencia de un haz fijado a sus extremos bajo carga estática. La formula matemática para calcular la resistencia a la flexión es la siguiente.

$$S = \frac{3WL}{2BD^2}$$

Donde S= Resistencia a la flexión.

I= Distancia entre los soportes.

B= Ancho de la muestra.

D= Profundidad o espesor de la muestra.

N= Carga máxima antes de la fractura.

Las unidades son fuerza por unidad de superficie (MPa, psi).

Como ya se mencionó, esta prueba es, en cierto sentido, la medición colectiva de todos los tipos de tensión simultáneamente. <sup>(4,7)</sup>

Cuando la carga actúa, la muestra se arquea. La deformación que se produce se manifiesta en la disminución de las dimensiones lineales superiores (deformación por compresión) en el alargamiento de dimensiones inferiores (deformación por tracción). Por lo tanto se puede suponer que las principales tensiones que actúan sobre la superficie superior son de compresión, en tanto que la superficie inferior son de tracción. Es obvio que la tensión cambia de dirección en alguna parte entre la región superior y la

inferior y que en la zona de cambio de la tensión y la deformación tiene valor cero, la línea o plano que cambia de dimensiones se conoce como eje neutro.<sup>(4,7)</sup>

Las propiedades de flexión de muchos materiales son tan importantes o más que las propiedades de tracción o de compresión.

## **7. Fuerzas oclusales.**

Una de las aplicaciones de la física en el campo de la odontología es el estudio de las fuerzas que actúan sobre los dientes y las restauraciones dentales. Es por ello que en el presente estudio se le da una gran importancia a la descripción de las fuerzas de masticación.

En los dientes adultos las fuerza de mordida disminuyen de la región molar a los incisivos; entre el primer y segundo molar, dichas fuerzas varían entre 400 y 800 N. En los premolares, los caninos y los incisivos se han registrado por termino medio unas fuerzas de unos 300, 200 y 159 N, respectivamente. En los niños en fase de crecimiento, se observa un incremento ligeramente irregular, pero perfectamente definido, de dichas fuerzas de 235 a 494 N, con un aumento anual medio de 22 N.<sup>(9)</sup>

## **8. Fuerzas que actúan sobre las restauraciones.**

En la dentición natural también tienen una gran importancia la medición de las fuerzas y tensiones que actúan sobre las restauraciones, como incrustaciones, puentes fijos, dentaduras parciales removibles y dentaduras completas. En una de las primeras investigaciones sobre las fuerza oclusales se comprobó que en los pacientes que tenían un puente fijo sustituyendo a un primer molar la fuerza medida de mordida era de 250 N en el lado de la restauración y 300 N en el lado contrario, en los que conserva la dentición natural.

inferior y que en la zona de cambio de la tensión y la deformación tiene valor cero, la línea o plano que cambia de dimensiones se conoce como eje neutro.<sup>(4,7)</sup>

Las propiedades de flexión de muchos materiales son tan importantes o más que las propiedades de tracción o de compresión.

## **7. Fuerzas oclusales.**

Una de las aplicaciones de la física en el campo de la odontología es el estudio de las fuerzas que actúan sobre los dientes y las restauraciones dentales. Es por ello que en el presente estudio se le da una gran importancia a la descripción de las fuerzas de masticación.

En los dientes adultos las fuerza de mordida disminuyen de la región molar a los incisivos; entre el primer y segundo molar, dichas fuerzas varían entre 400 y 800 N. En los premolares, los caninos y los incisivos se han registrado por termino medio unas fuerzas de unos 300, 200 y 159 N, respectivamente. En los niños en fase de crecimiento, se observa un incremento ligeramente irregular, pero perfectamente definido, de dichas fuerzas de 235 a 494 N, con un aumento anual medio de 22 N.<sup>(9)</sup>

## **8. Fuerzas que actúan sobre las restauraciones.**

En la dentición natural también tienen una gran importancia la medición de las fuerzas y tensiones que actúan sobre las restauraciones, como incrustaciones, puentes fijos, dentaduras parciales removibles y dentaduras completas. En una de las primeras investigaciones sobre las fuerza oclusales se comprobó que en los pacientes que tenían un puente fijo sustituyendo a un primer molar la fuerza medida de mordida era de 250 N en el lado de la restauración y 300 N en el lado contrario, en los que conserva la dentición natural.

inferior y que en la zona de cambio de la tensión y la deformación tiene valor cero, la línea o plano que cambia de dimensiones se conoce como eje neutro.<sup>(4,7)</sup>

Las propiedades de flexión de muchos materiales son tan importantes o más que las propiedades de tracción o de compresión.

## **7. Fuerzas oclusales.**

Una de las aplicaciones de la física en el campo de la odontología es el estudio de las fuerzas que actúan sobre los dientes y las restauraciones dentales. Es por ello que en el presente estudio se le da una gran importancia a la descripción de las fuerzas de masticación.

En los dientes adultos las fuerza de mordida disminuyen de la región molar a los incisivos; entre el primer y segundo molar, dichas fuerzas varían entre 400 y 800 N. En los premolares, los caninos y los incisivos se han registrado por termino medio unas fuerzas de unos 300, 200 y 159 N, respectivamente. En los niños en fase de crecimiento, se observa un incremento ligeramente irregular, pero perfectamente definido, de dichas fuerzas de 235 a 494 N, con un aumento anual medio de 22 N.<sup>(9)</sup>

## **8. Fuerzas que actúan sobre las restauraciones.**

En la dentición natural también tienen una gran importancia la medición de las fuerzas y tensiones que actúan sobre las restauraciones, como incrustaciones, puentes fijos, dentaduras parciales removibles y dentaduras completas. En una de las primeras investigaciones sobre las fuerza oclusales se comprobó que en los pacientes que tenían un puente fijo sustituyendo a un primer molar la fuerza medida de mordida era de 250 N en el lado de la restauración y 300 N en el lado contrario, en los que conserva la dentición natural.

Comparativamente, las fuerzas medidas de mordida sobre los dientes permanentes eran de 665, 450 y 220 N en los molares, los premolares y los incisivos respectivamente. Estos estudios demuestran que las fuerzas de la masticación que actúan sobre los primeros molares de los pacientes con un puente fijo equivalen aproximadamente a un 40% de las fuerzas que ejercen los pacientes con dentición natural. En aquellos pacientes que tienen dentadura completa o parcial removible dichas fuerzas son todavía menores. Los pacientes que utilizan este tipo de aparatos ejercen solo un 15% de la fuerza que aplican las personas con dentición normal. <sup>(7)</sup>

Una posición dental estable se basa en parte en las fuerzas de mordida resultantes en la oclusión céntrica para los premolares y molares. En la región anterior debe haber un balance entre el impacto de las fuerzas funcionales y la presión del labio y lengua. <sup>(17)</sup>

En denticiones con evidencia de desgaste oclusal mínimo, los contactos en céntrica a menudo son vertientes y nichos antagonistas. Esta relación de contacto es difícil de reproducir en restauraciones oclusales, en especial si las restauraciones se tallan directamente en boca.

Si las paradas céntricas o contactos están en vertientes que no balancean las fuerzas oclusales, los dientes pueden moverse y resultar nuevas interferencias oclusales. Es más práctico colocar la parada céntrica para la cúspide antagonista sobre una superficie plana en el fondo de la fosa, de modo que las fuerzas de mordida en oclusión céntrica se disipen en dirección del eje largo del diente.

Las restauraciones oclusales deben tener una dureza y potencial al desgaste aproximadamente iguales a de los dientes; de otro modo, las restauraciones se desgastan a mayor velocidad que el esmalte circundante y se crean

interferencias oclusales en excursiones laterales. Los contacto ínter proximales defectuosos (demasiado laxos o demasiado apretados) pueden alterara las relaciones oclusales en muchos dientes adyacentes. Es posible que el uso de materiales restaurativos blandos para contactos interproximales permita el desgaste acelerado y una mesialización desarmonice y predisponga a interferencias oclusales. Si el material restaurativo es muy duro (como la porcelana), esta dureza impide la cantidad de desgaste normal y puede producir interferencias oclusales.<sup>(17)</sup>

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.**

Actualmente la estética es de gran demanda por parte de los pacientes y selección por los profesionales de la salud dental, la estética es un factor importante en la exigencia por parte del paciente. Las resinas compuestas para uso indirecto están siendo sometidas a grandes cargas oclusales derivadas de la masticación por lo cual deben probar su resistencia a propiedades mecánicas, como es la resistencia a la flexión para garantizar su utilidad, durabilidad en el sistema masticatorio. Estos materiales son de gran utilidad para tratamientos extensos en las que están indicadas incrustaciones, carillas, coronas, prótesis fijas etc.

El odontólogo no tiene control en la manipulación y realización de estas restauraciones por lo que es un factor importante en la determinación de sus propiedades mecánicas así como la duración del mismo dentro de la cavidad bucal.

## **JUSTIFICACIÓN.**

Este estudio nos permitirá comparar la capacidad que tienen estas dos resinas compuestas de uso indirecto a la resistencia a la flexión como son Targis una resina con agregados de cerámica y SR Adoro una resina de microrrelleno y podrá utilizarse para determinar el tratamiento con restauraciones elaboradas de estos dos materiales en la práctica odontológica.

Permitirá conocer el efecto de las cargas oclusales sobre estos materiales y si hay diferencia en cuanto a la resistencia a la flexión.

## **OBJETIVOS.**

### **GENERAL:**

- Comparar la resistencia a la flexión entre una resina modificada orgánicamente con cerámica y una resina de microrrelleno de uso indirecto en las cargas oclusales.

### **Específicos:**

- Determinar la diferencia en la resistencia a la flexión en las muestras elaboradas con Targis y SR Adoro hasta su límite de fractura.
- Determinar si afecta o no las diferencias que tienen ambos materiales en su composición ya que uno es un poli vidrio (resina con agregado de cerámica) y el otro es una resina compuesta de microrrelleno.

## **HIPÓTESIS.**

H<sub>1</sub> SR Adoro por ser una resina de microrrelleno será un material más resistente a la flexión en las cargas oclusales comparado con Targis resina con agregados de cerámica.

# **MATERIAL.**

## **Recursos humanos.**

1 Tesista.

1 Director.

2 Asesores.

## **Recursos materiales.**

\*Molde de acero inoxidable de 2 piezas con medidas de (2×2×2.5mm)

\*2 jeringas de material de Targis (Ivoclar Vivadent). Dentina, Lote E 33718, Cad. 09-2006,2g, Liechtenstein. Dentina, Lote A10610, Cad. 11-2005, 2g, Liechtenstein.

\*1 jeringa de material de SR Adoro. (Ivoclar Vivadent). Dentina, Lote F32033, Cad. 06-2006, 3g, Liechtenstein.

\*2 placas de vidrio .

\*2 Pinzas de presión.

\*2 trozos de película de poliéster de 5x5mm

\*Aceite de silicón.

\*1 parrilla eléctrica.

\*Estufa de 37°C de temperatura controlada (Felisa) Mod. FE293AD, V-120 Hecho en México.

\*Vernier digital Max- Cal con una precisión de 0.01mm.

\*Loseta de vidrio

\*Oxido de Aluminio.

\*Maquina universal de pruebas mecánicas (Instron) mod. 1137.

\*Lámpara Quick (Ivoclar Vivadent) para fotopolimerizar el material. 1301242. Liechteinstein.

\*Lámpara Quick (Ivoclar Vivadent) para fotopolimerizar material. 1300832. Liechteinstein.

\*Horno Lumamat 100 (ivoclar Vivadent) para termofotopolimerizar el material. 1535548. Liechteinstein.

\*Horno Targis Power Upgrade. (Ivoclar Vivadent). Para termopolimerizar el material. TP-3 1300396. Liechteinstein.

\*2 Pinzas de curación.

\*2 Vasos de precipitado.

\*1 termo.

\*Gell de glicerina. (Ivoclar Vivadent) Lote 2756 Cad. 08- 2007

\*Espátula A (Ivoclar Vivadent). Liechteinstein.

\*Agua purificada.

\*Recipiente metálico.

\*Jabón de manos.

### **Recursos financieros.**

1500 Pesos aportados por el laboratorio dental Dentro Maker (DM) y tesista de presente estudio. En infraestructura, Laboratorio de materiales dentales de la Facultad de Odontología División de Estudios de Postgrado.

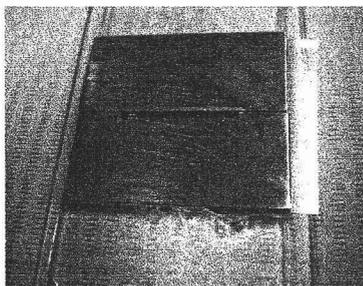
## **METODO.**

El estudio es transversal experimental.

Se prepararon 20 muestras de ensayo. Las cuales tienen 25mm de longitud  $\times$  2.01mm de anchura  $\times$  2.01mm altura. Los cuales se dividirán en 2 grupos de 10 muestras cada grupo tiene 2 subgrupos.. El grupo 1 representado por 5 muestras de SR Adoro A 1 (subgrupo A 1) y 5 muestras de Targis T 1 (Subgrupo A 1) realizadas en el laboratorio DM. El grupo 2 representado por 5 muestras de SR Adoro (subgrupo A) y 5 muestras de Targis ( Subgrupo T) realizadas en el laboratorio de la facultad de odontología.

Paso 1.-Se reviste una lámina de vidrio con una película de poliéster a la cual se le coloca una pequeña porción de aceite de silicón.

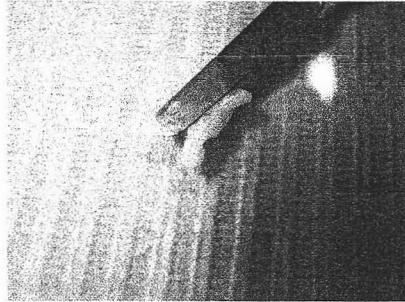
Paso 2.- Se coloca el molde de acero inoxidable.



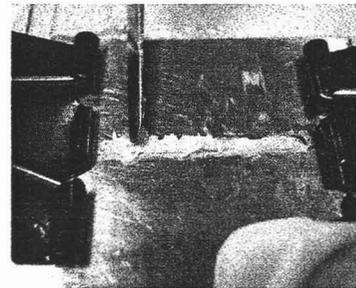
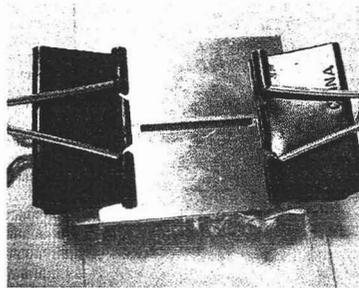
Paso 3.-Se toma una pequeña porción de material de la jeringa y se parte con la espátula A.



Paso 4.- Se comprime varias veces el material para sobre una loseta de vidrio para evitar el atrapamiento de burbujas de aire.



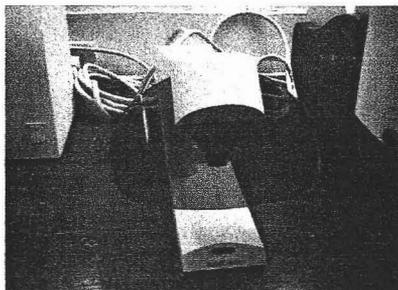
Paso 5.-En seguida se coloca en el molde con la espátula y se empieza a colocar el material



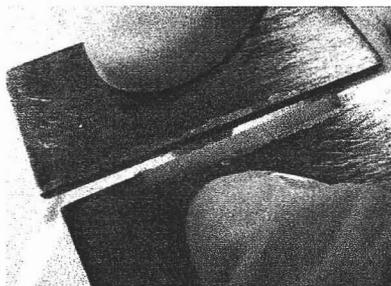
Paso 6.- Se eliminan excesos y se coloca una película de poliéster revestida de aceite de silicón, se coloca la siguiente lámina de vidrio, y se aprieta con las pinzas de presión.



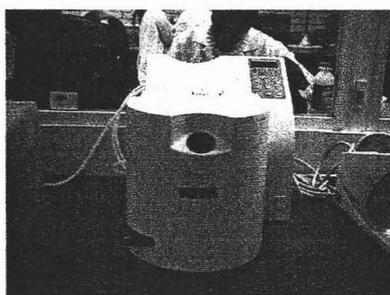
Paso 7.- Se lleva el material a fotopolimerizar en la lampara Quick por 10 seg de un lado y 10 seg del otro lado.



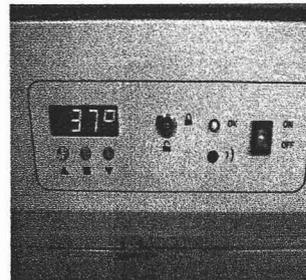
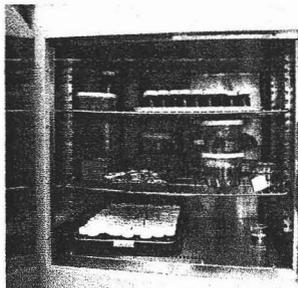
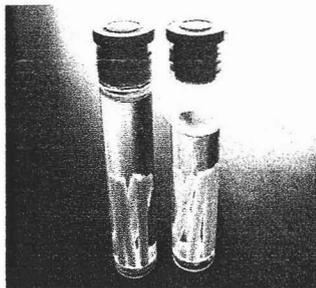
Paso 8.-Ya polimerizada la muestra se retira del molde y se le coloca gel de glicerina sobre toda la superficie de la muestra.



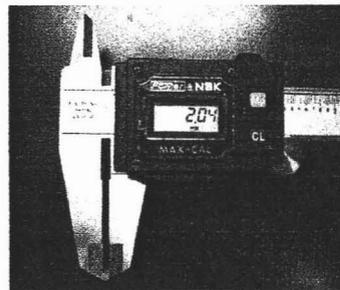
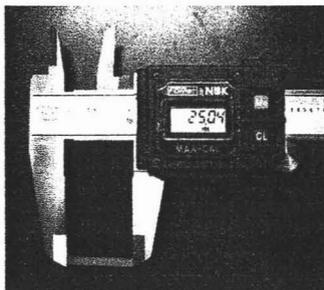
Paso 9.- Se lleva a termofotopolimerizar en el horno Lumamat 100 por 25 min.



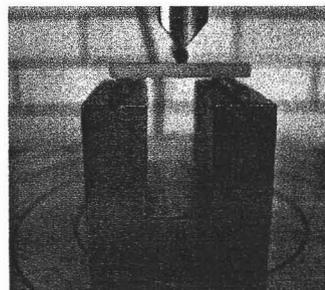
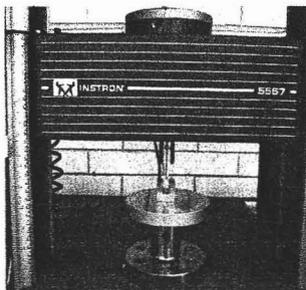
Paso 10.- Ya polimerizadas las muestras se conservan en agua a 37°C por 24 horas.

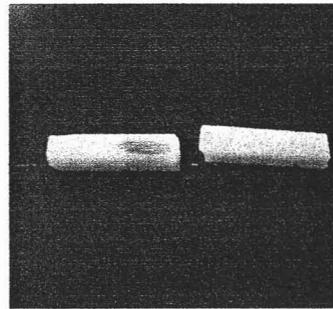
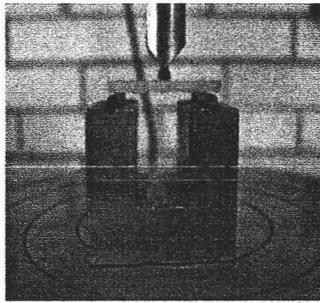


Paso 11.-Después de 24 horas se eliminan excesos con óxido de aluminio en una loseta, se mide la anchura y la altura de cada muestra con la precisión de 0.01mm.



Paso 12.- Se coloca la muestra en la maquina Instron mod. 1137, y se aplicó una carga a una velocidad de cruceta de de  $(1 \pm 0.3)$  mm/min hasta la rotura de la muestra.





Para obtener la resistencia a la flexión se aplicó a cada muestra la siguiente formula.

$$= \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Donde.

F es la carga máxima aplicada, en newtons.

L es la anchura de la placa de apoyo.

B es la anchura de la muestra de ensayo en milímetros.

H es la altura de la muestra de ensayo en milímetros

Se buscará comparar los promedios de cada grupo contra los demás para determinar cual pose mayor resistencia al flexión y si existe diferencia estadística entre los grupos utilizando un análisis de varianza de una vía (ANOVA), con la prueba de Tukey para la comprobación de grupos.

## RESULTADOS.

La resistencia a la flexión en (MPa) de todos los especímenes de los grupos 1 y 2 se muestran en las tablas. 1 y 2.

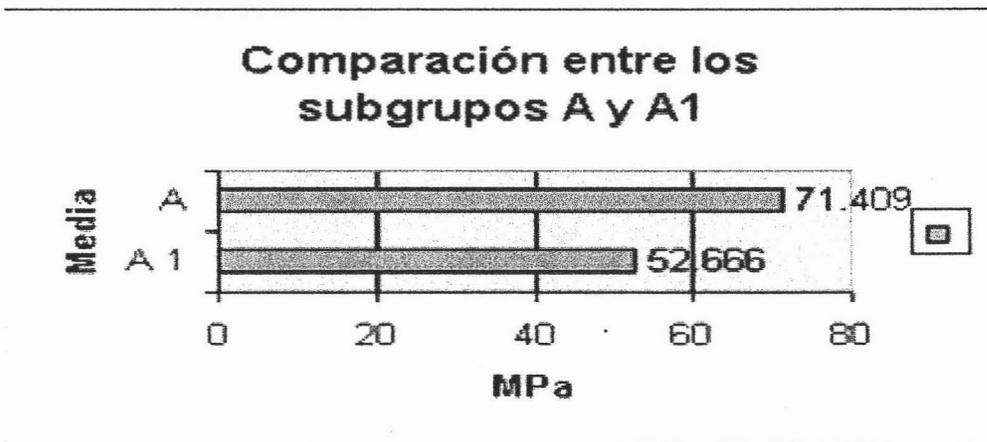
De acuerdo a los valores que muestra la Prueba de Tukey no hay diferencia estadística significativa entre los subgrupos ( $P = 0.095$ ). Gráficas 1 y 2.

Si existe diferencia estadística significativa al termopolimerizar los grupos 1 y 2 en el horno de Targis Power UP Grade en el Laboratorio de la Facultad de Odontología y en el horno lumamat 100 en el laboratorio de Denti-Maker. Tabla 3 y Gráfica 3

### Comparación de los subgrupos A y A 1

A			A 1		
Espécimen	Carga (MPa)	Máx	Espécimen	Carga (MPa)	Máx.
1	88.487		1	53.734	
2	69.191		2	43.177	
3	53.869		3	52.340	
4	81.880		4	44.754	
5	63.620		5	69.327	
<b>Media</b> <b>71.409</b>			<b>Media</b> <b>52.666</b>		

**Tabla 1.** Se encontraron diferencias entre los especímenes de SR Adoro elaborados en un ambiente controlado y un ambiente no controlado, por lo que se obtuvo mayor resistencia a la flexión en el subgrupo A que el subgrupo A 1

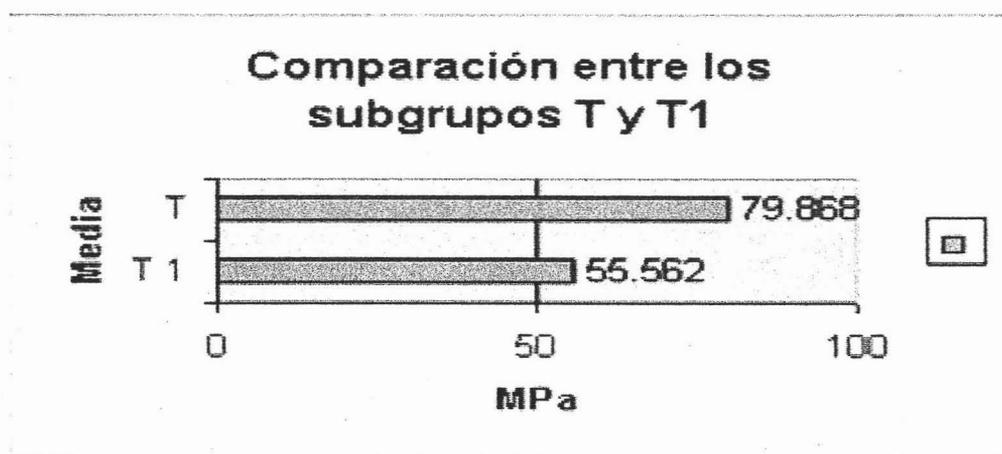


**Grafica 1.** La diferencia estadística de la resistencia ala flexión del Subgrupo A fue de 71.409 MPa. Presentando valores más altos que A 1 52.666 MPa

### Comparación entre los subgrupos T y T 1.

T			T 1		
Espécimen	Carga (MPa)	Máx.	Espécimen	Carga (MPa)	Máx.
1	86.519		1	61.153	
2	100.160		2	56.692	
3	103.414		3	29.558	
4	61.964		4	85.620	
5	47.281		5	44.786	
<b>Media 79.868</b>			<b>Media 55.562</b>		

**Tabla 2.** Se encontró diferencia de la resistencia a la flexión de los especímenes elaborados con Targis en un ambiente controlado y no controlado, el subgrupo T 1 obtuvo valores menores que el subgrupo T.



**Grafica 2.** La diferencia estadística de la resistencia a la flexión del subgrupo T fue de 79.868 MPa presentando valores más altos que T 1 55.562 MPa.

ESTA TESIS NO SALE  
DE LA BIBLIOTECA

Comparación entre los grupos 1 de ambiente no controlado y el grupo 2 de ambiente controlado.

Media

A	A 1	T	T 1
71.409 MPa	52.666 MPa	79.868 MPa	55.562 MPa

Tabla 3. Los valores obtenidos en el grupo controlado fueron más altos que los que se obtuvieron en el grupo no controlado. Sin embargo Targis presentó mayor resistencia a la flexión que Sr Adoro en los dos grupos.



**Grafica 3.**

De acuerdo a los resultados obtenidos mediante la prueba de Tukey en el presente estudio no hay diferencia significativa ( $P = 0.095$ ), entre los grupos en cuanto a la resistencia a la flexión.

## DISCUSIÓN

Las diferencias encontradas en el presente estudio no son de importancia significativa entre los subgrupos A, T, A 1, T 1 pero si la hay entre los grupos 1 y 2 por lo que se obtuvo promedios menores de la resistencia a la flexión en el grupo 1 en comparación de el grupo 2.

Existen varias diferencias en los resultados obtenidos por Kawano 2001<sup>18</sup> Targis demostró tener mayor la resistencia a la flexión en un rango de 102,8 a 110-1 MPa. Cabe mencionar que Kawano elaboró un estudio con especímenes de (5×25×3mm) del material, y que los especímenes fueron sujetados para la prueba de flexión a una distancia de 15mm de los soportes y con una velocidad de cruceta de 0.5mm/1mm. La diferencia con el presente estudio es que se realizaron muestras más pequeñas que Kawano a una distancia de 2mm de los soportes y los resultados fueron menores de 79.8 en Targis y 71.4 en SR Adoro.

De igual manera los valores obtenidos por Icao Ikejima 2003<sup>19</sup> para composites de microrrelleno y para los composites microhíbridos fueron de diferencia significativa La diferencia flexural de los composites híbridos con un volumen de fibras entre 0 y 52.2 % fue de 140 MPa siendo que para los composites de microrelleno que fue de 100 MPa. De igual forma se obtuvieron valores menores en nuestro estudio para ambos materiales y de la misma manera la resina con agregados de cerámica resulto ser más resistente a la flexión que la de microrrelleno.

Por otra parte los datos obtenidos de Report 15 (ivoclar Vivadent)<sup>13</sup> en cuanto a la resistencia a la flexión de Targis y SR Adoro fueron de más de 100 (MPa) para SR Adoro y de más de 150 (MPa) para Targis. Determinando la resistencia a la flexión de acuerdo a ISO 14077. Los valores

Mpa para A 1 de 79.868 MPa de 55.562 MPa para T 1 cumpliendo con los valores determinados por la norma que son de 50 MPa.

Las variaciones obtenidas por los grupos 1 y 2 en el presente estudio en cuanto a la resistencia a la flexión puede deberse a un mal funcionamiento (sobrecalentamiento) del horno lumamat 100 al momento de la termo polimerización del material ya que al realizar un test de calibración se reportó dicha anomalía.

## **CONCLUSIONES.**

Targis cumple los requerimientos necesarios para su utilización en restauraciones dentales soportando fuerzas oclusales por su gran resistencia a la flexión.

SR Adoro de igual forma presenta valores de más de 52 MPa de los 20 MPa requeridos por la norma ISO 14077 para la resistencia a la flexión, pero registró valores menores que Targis los cuales fueron de 79.868 MPa.

Los tiempos de polimerización así como una termopolimerización adicional a las resinas compuestas de uso indirecto proporcionan mayor resistencia en sus propiedades como es la resistencia a la flexión.

Al no polimerizarse adecuadamente en el grupo I produjo una diferencia significativa en la resistencia a la flexión.

La creciente demanda de restauraciones estéticas por parte del paciente odontológico y también por parte del odontólogo, da como resultado que se da mayor prioridad a la textura, terminado y estética de los materiales que sus propiedades mecánicas como son la resistencia a la flexión.

## **GLOSARIO.**

**Newton.** Unidad que designa la fuerza que, actuando sobre una masa de Kg le imprime la aceleración de un metro por segundo, equivale a 100 mil dinas.

**Ocluir.** Traer en contacto las piezas inferiores con las piezas dentarias superiores.

**Oclusal.** Pertenece a las superficies masticatorias de las piezas dentarias posteriores, prótesis o bordes oclusales.

**Oclusión Céntrica.** 1) Oclusión de máxima intercuspidad entre las piezas antagonistas cuando las articulaciones temporomandibulares están en relación céntrica fisiológica. Coincidencia de la posición de máxima intercuspidad con la relación céntrica mandíbular 2) Aquella posición mandíbular en relación al maxilar donde existe el mayor grado de contacto dentario en la articulación dentaria. 3) relación oclusal en la cual existe coincidencia entre la máxima intercuspidad o posición intercúspidal y los cóndilos en su posición, en relación céntrica fisiológica. Sinónimo "oclusión" en relación céntrica.

**Interferencia oclusal.** Cualquier contacto dentario que impide o interfiere la armonía de los movimientos mandibulares excéntricos (protusivo, laterotrusivos, o de trabajo y mediotrusivos o de balance. Regidos por guía dentaria. Desde el punto de vista académico estas interferencias oclusales excéntricas, son denominadas propiamente como interferencias oclusales. No obstante, en algunos textos de oclusión se habla indistintamente de interferencia oclusal al referirse tanto a los contactos prematuros como a las interferencias en excéntrica. 2) Cualquier contacto dentario en el lado de trabajo, de balance o protusivo, que impide que las piezas dentarias que

conforman la guía anterior logren contactos estables y armónicos de desoclusión posterior.

**Deformación.** Acción y efecto de deformar o deformarse, cosa que ha perdido su forma propia.

**Tracción.** Acción de tirar de una cosa para moverla o arrastrarla, acción de hacer mover las cosas.

**Resistencia.** Tensión máxima que puede soportar una estructura sin sufrir una determinada deformación plástica (límite elástico) o tensión aplicada sobre el punto de fractura (resistencia de rotura).

**Módulo elástico** ( módulo de elasticidad o módulo de Young. Rigidez relativa de un material, coeficiente de tensión elástica con respecto a la deformación elástica.

**Presión.** Fuerza por unidad de área que actúa sobre la superficie externa de un material.

**Resiliencia.** Cantidad de energía elástica por unidad de volumen al eliminar la carga a la que se somete la muestra de un ensayo.

**Resistencia a la compresión.** Fuerza de compresión aplicada sobre la muestra de una prueba de compresión en el punto de fractura.

**Resistencia a la flexión.** Fuerza por unidad de área de un material sometido a una carga de flexión.

**Resistencia a la tracción.** (Resistencia de rotura) fuerza de tracción en una muestra de una prueba de tensión sobre el punto de fractura.

**Resistencia de cizallamiento.** Fuerza de cizallamiento máxima en el punto de fractura de una muestra de prueba.

**Tensión.** Fuerza por unidad de área de la estructura sometida a una fuerza o presión externa.

**Tensión de compresión.** Coeficiente de resistencia de compresión sobre la zona transversal perpendicular al eje de la fuerza aplicada.

**Fuerza de tracción.** Es provocada por una carga que tiende a estirar o alargar un cuerpo. La fuerza de tracción siempre va acompañada de una deformación por tracción.

**Fuerza de compresión.** Si se sitúa un cuerpo bajo una carga que tiende a comprimirlo o acortarlo, la resistencia interna a dicha carga se denomina fuerza de compresión

## REFERENCIAS.

- 1.- Aschheim D. Odontología Estética una Aproximación Clínica a las técnicas y los materiales. Madrid. Harcourt. 2002. pp. 23-6, 69-73, 97-105
- 2.- Malvin E. Ring. Historia ilustrada de la odontología. 1ra. Madrid. Mosby. 1995. pp.35-8
- 3.- Bounocore. M. G. A Simple Method of increasing the adhesion of acrylic lating materials to enamel surfaces. J. Dent. Res. 1955. 34.849-53.
- 4.- Phillips. K. J. La Ciencia de los Materiales Dentales. 10. México. McGraw-Hill. 1996. pp. 41-2, 63-4
- 5.- Bowen. R. L. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. JADA. 1963. 66. 57-65.
- 6.- Barrancos. M. Operatoria dental. 3. Buenos Aires. Panamericana. 1999. pp. 230-46.
- 7.- Craig. R. G. Materiales dentales en Odontología Restauradora. 10. Madrid. Harcourt Brance. 1998. pp. 57-75.
- 8.- Barceló. F.H. Materiales Dentales. Conocimientos básicos aplicados. 1. México. D.F. Trillas. 2003. pp. 103-27
- 9.- Phillips. K. J. Ciencia de los materiales dentales. 11. Madrid. Elsevier. 2004. pp. 79-95, 401-441.
- 10.- Marcelo. C. C. Narciso. L. Restauraciones Estéticas con resinas Compuestas en Dientes Posteriores. 1. Madrid. Latinoamericana. 2001. pp. 103-27
- 11.- Cova. J. L. Biomateriales Dentales. 1. México. Amolca. 2004. pp. 260-76
- 12.- Medrano. A. Artglass el Primer Vidrio polimérico. Novedades : La Revolución Estética. //A:/Artglass.htm. pp. 1-9
- 13.- Rivera. E. Mallat. Olga. Giner. L. Cortada. M. Prótesis Fija sin Metal: Posibilidades Actuales, Nuevos Polímeros en Prótesis Fija. D. V. D. 6.99. <http://www.airsmédica.info:artículodeprotesis>. pp. 1-4
- 14.- Odontocat. Especialidades. Prótesis Dental de Laboratorio.

- 15.- Lendenmann. U. Focus on SR Adoro, Indirect Composites-Materiales Science and Development. Report. 2004. 15. pp. 15-8
- 16.- Ivoclar Vivadent. Guia Clinica SR Adoro. Liechtenstein.2004.
- 17.-Martin.D.G. La oclusión en la odontología restauradora. 1, Barcelona Trillas. 1997 p.p. 402-8
- 18.- Kawano. K. Takafumi. O. Tetsuo. Ichikawa. Influence of termal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. J. Oral Rehabilitación. 2001; 28: 703-707.
- 19.- Ikao Ikejima, Iwao. I. Rie. N. John. F. Shear punch strength and flexural streng of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. Dental Materiales; 2003; 19: 206-211.