

297



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO**

**FACULTAD DE ODONTOLOGIA**

CUANTIFICACION DE DESGASTE EN RESINAS  
COMPUESTAS, POLIMEROS DE CERAMICA  
OPTIMIZADA DIRECTOS Y AMALGAMA EN  
OCCLUSION DINAMICA CON ESMALTE UTILIZANDO  
UN SIMULADOR DE MASTICACION DINAMICO.

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

**CIRUJANO DENTISTA**

**P R E S E N T A :**

**ALEJANDRO LOPEZ SANCHEZ**

291708

DIRECTOR DE TESIS: DR. FEDERICO H. BARCELO SANTANA

ASESOR DE TESIS: C. D. ALEJANDRO LOPEZ RODRIGUEZ



MEXICO, D.F.

ABRIL DE 2001.



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

A mis abuelitos.

Por todas el apoyo que me brindaron  
y todos los momentos que compartimos.

Gracias por todo.

Los quiero por siempre.

A mis padres.

Por todo su amor, apoyo y dedicación.

Gracias por la confianza y la paciencia en los momentos difíciles.

Gracias a ustedes y junto con ustedes terminé.

Los quiero muchísimo.

A mi hermana.

Tere, gracias por los momentos y la ayuda que me brindaste, los consejos y el tiempo que te das para escucharme. En verdad Gracias.

A toda mi familia

Por toda la ayuda que me dan, los consejos y la energía que me transmiten. Gracias por ser tan unidos.

A mis hermanos.

Fernando y Héctor

Porque de una u otra forma,  
siempre han estado ahí para mí.  
Gracias.

A mis amigos.

Euler, Francisco, Kin, Mario,  
Manolo y Víctor.

Por ser tan buen apoyo.

A mis amigas (Brujas)

Alejandra, Ana María, Bárbara,  
Gema, Ivette, Karen, Liz, Lurim.

A todas mil Gracias por tantos exámenes  
y trabajos. Son parte pilar de mi carrera.

Gracias por la hermosa amistad que me  
Brindan, descuiden, no voy a decir nada,  
el chocolate no habla.

A la familia García Briseño.

Gracias por todas las atenciones y el apoyo  
que me han brindado.

Al Dr. Federico Barceló

Gracias por la oportunidad que me da  
de trabajar a su lado y compartir sus  
conocimientos

A todos mis maestros y mis compañeros  
de la carrera

Por todas sus enseñanzas y  
toda la paciencia que me tuvieron

## INDICE

|  | Pag. |
|--|------|
| <b>Indice</b>                                    | i    |
| <b>Resumen</b>                                   | iii  |
| <b>1.- Introducción</b>                          | 1    |
| <b>2.- Marco Teórico</b>                         | 4    |
| 2.1.- Algunos Trabajos Realizados Previamente    | 5    |
| 2.2.- Desgaste                                   | 18   |
| 2.3.- Amalgama                                   | 20   |
| 2.3.1.- Amalgama con Alto Contenido de Cobre     | 23   |
| 2.3.2.- Desventajas                              | 25   |
| 2.4.- Resinas Compuestas                         | 26   |
| 2.4.1.- Macrorelleno                             | 28   |
| 2.4.2.- Microrelleno                             | 28   |
| 2.4.3.- Resinas Híbridas                         | 28   |
| 2.4.4.- Resinas con Refuerzo Cerámico            | 29   |
| 2.4.5.- Polímeros de Cerámica Optimizada         | 30   |
| 2.5.- Esmalte                                    | 32   |
| 2.6.- Métodos de Desgaste Existentes             | 38   |
| 2.6.1.- Método de Oscilación                     | 38   |
| 2.6.2.- Método de Simulación de Cepillado Dental | 39   |
| 2.6.3.- Método de Simulación de Masticación      | 39   |
| 2.6.4.- Método de Disco y Aguja                  | 40   |
| <b>3.- Planteamiento del Problema</b>            | 41   |
| <b>4.- Justificación del Estudio</b>             | 42   |
| <b>5.- Hipótesis</b>                             | 43   |
| 5.1.- Hipótesis de Trabajo                       | 43   |
| 5.2.- Hipótesis Nula                             | 43   |

|   |          |
|---|----------|
| <b>6.- Objetivos</b>                    | 44       |
| 6.1.- Objetivo General                  | 44       |
| 6.2.- Objetivos Específicos             | 45       |
| <b>7.- Materiales y Método</b>          | 46       |
| 7.1 Material y Equipo                   | 46       |
| 7.2.- Simulador de Masticación Dinámico | 49       |
| 7.3.- Metodología                       | 53       |
| 7.4.- Area de Trabajo                   | 63       |
| <b>8.- Resultados</b>                   | 64       |
| Gráficas de Desgaste                    | 68 a y b |
| <b>9.- Discusión y Recomendaciones</b>  | 69       |
| <b>10.- Conclusiones</b>                | 75       |
| <b>Bibliografía</b>                     | 78       |



## Resumen

El objetivo de esta tesis es cuantificar el deterioro que sufren tres materiales de obturación directa al estar en oclusión con esmalte. Este deterioro se llevó a cabo a través de un simulador de masticación dinámico diseñado por el Dr. Federico H. Barceló Santana, a dicho simulador se le realizaron algunas adecuaciones para su utilización. Esta tarea consistió en determinar la carga, peso, velocidad, tiempo y temperatura a la que el simulador de masticación debía trabajar para obtener un desgaste que fuera susceptible de ser medido con los instrumentos que tenemos disponibles, así también el trabajo consistió en diseñar la metodología para la elaboración y adecuado manejo de las muestras antes y después del desgaste describiendo la forma en que se midieron dichas muestras.

Los materiales analizados fueron dos resinas compuestas y una amalgama con alto contenido de cobre, teniendo todos como antagonista una cúspide dental.

Los desgastes encontrados en los diferentes materiales se compararon entre sí, se observó que el deterioro presentado en la amalgama fue mayor que el presentado en las resinas compuestas, de igual manera sucedió con el desgaste del esmalte que aunque fue menor que el presentado por la amalgama, tuvo un mayor deterioro que las resinas compuestas analizadas en este estudio.

Con el desarrollo del simulador se podrán realizar pruebas más exactas acerca del comportamiento que sufren los materiales en la boca en lo que a desgaste se refiere. Sumando estos resultados con los encontrados en todas las pruebas de valoración física que se realizan a cada material, se tendrá un perfil más amplio de dichos materiales.

## 1.-INTRODUCCIÓN

Desde tiempo atrás han existido diversos materiales de obturación que buscan sustituir la estructura dental perdida intentando obtener cualidades similares a las del diente.<sup>1</sup>

Algunos materiales que han buscado estos propósitos son: resinas acrílicas, cementos de silicato, ionómeros de vidrio y resinas compuestas.

Además de estos materiales, desde hace ya mucho tiempo ha estado en el mercado la amalgama, que ha probado su eficacia a través de los años.

En la actualidad, existe gran variedad de materiales para obturación directa con tecnología diferente y propiedades mejoradas como son las resinas compuestas con sus diferentes rellenos y los materiales cerámicos optimizados con polímeros, que es una conjunción de resinas con gran cantidad de material de relleno.

Por otro lado, también se han mejorado las propiedades de la amalgama de tal forma que ahora se encuentran en el mercado con alto contenido de cobre que ya no presentan la fase  $\gamma_2$  que tanto afectaba a las amalgamas anteriores.<sup>1</sup>

Sin embargo, ninguno de estos materiales ha logrado hasta el momento, cumplir al cien por ciento con la sustitución y función de los tejidos dentales.

En las resinas compuestas por ejemplo, se tiene una contracción por polimerización además de que su coeficiente de expansión lineal térmico es más del doble que del diente, afortunadamente estos problemas se controlan con el uso de nuevos adhesivos dentinarios con propiedades mejoradas. Las amalgamas por su lado sufren una contracción inicial los primeros 20 min, que se contrarresta con la expansión que presentan después sellando así los márgenes de la restauración. Las amalgamas y resinas han experimentado una serie de modificaciones; anteriormente evidenciaban un desgaste notable al estar en oclusión; actualmente las resinas modernas y las amalgamas intentan modificar esta situación con variantes en su estructura.

Todos estos materiales, buscan tener un desgaste similar al del esmalte en situaciones de estrés natural sin hasta el momento, haberlo conseguido así como tampoco se ha logrado un desgaste igual al fisiológico en el esmalte <sup>2</sup>.

Se han observado diferentes tipos de desgaste en los materiales al estar en la boca, todos éstos afectan de manera directa a la restauración poniendo en riesgo su integridad. <sup>2</sup>

En un intento por predecir el comportamiento de los diferentes materiales de restauración en la boca, se han diseñado por un lado, diversos aparatos que buscan reproducir las características del medio bucal durante la masticación, siendo este un proceso muy complejo. Los resultados no han sido satisfactorios en su totalidad al compararlos con los observados en la clínica. Por otro lado, algunos resultados indican que las resinas compuestas han sido mejoradas notablemente por los fabricantes, superando en algunos aspectos a la amalgama dental, sin haber logrado hasta el momento sustituirla totalmente.

En la mayoría de los trabajos, se estudia principalmente el desgaste que sufren los materiales, y surgen las preguntas: ¿Qué sucede con el esmalte que está en oclusión con estos materiales?, ¿Cuánto afecta al esmalte, los materiales de relleno que quedan expuestos con el deterioro de las resinas y que son mas duros que el esmalte?

A lo largo de esta investigación se espera encontrar respuesta a éstas y otras preguntas a través de la utilización de un nuevo simulador de masticación dinámico. Este nos permite exponer los materiales de obturación a un desgaste similar al que se sucede en la cavidad oral exponiéndolos a oclusión dinámica con esmalte.

## 2.-MARCO TEORICO

Durante la historia de la humanidad ha surgido la necesidad de buscar la forma de corregir los deterioros que va sufriendo el cuerpo con el paso del tiempo, la boca no ha sido la excepción a esta necesidad y es ésta misma la que ha hecho buscar opciones que han ido desde la utilización de dientes de animales y hueso, hasta la invención de la amalgama y la utilización de la porcelana así como la implementación de nuevos materiales como son los polímeros para sustituir órganos dentarios faltantes.

Con el paso de los años los materiales de obturación han ido mejorando como es el caso de la amalgama que ha superado la mayor prueba de todas, la del tiempo. Ha logrado subsistir compitiendo contra la aparición de nuevos materiales. (1)

El éxito o fracaso de cualquier material se debe, en parte, al comportamiento que presenta frente a diferentes fenómenos físicos que se suscitan durante la masticación.

## 2.1- Algunos Trabajos Realizados Previamente

E.W. Tillitson, R.G. Craig, and E.A. Peyton<sup>3</sup> en 1970 utilizaron la superficie de un molino hidráulico para proporcionar el deslizamiento entre las muestras a estudiar en su trabajo. El aparato tenía las siguientes especificaciones: La velocidad de movimiento longitudinal podía variarse de 7.62 cm (3 pulgadas) a 45.72 m (150 pies) por minuto y tenía un movimiento total de 59.69cm (23.5 pulgadas), Con los ajustes adecuados la velocidad se podía controlar hasta 0.0021 cm/seg. Se agregó saliva artificial y otros líquidos para simular las condiciones orales, La carga varió de 100 a 1000 g. Como resultado se obtuvo que el coeficiente de fricción incrementaba con la carga y que también lo hacía en un medio húmedo mas que en el seco.

P.L. Fan, J.M. Powers, and R.G. Craig<sup>4</sup> estudiaron el deterioro de resinas de microrelleno. Una resina foto curable y una resina convencional se estudio en un aparato de desgaste de dos cuerpos. Se observaron diferencias en los niveles de abrasión entre los materiales. Las fuerzas tangenciales, las líneas de desgaste y las fallas en la superficie de los materiales fueron diferentes entre ellos. Las características del deterioro son una combinación de estas propiedades.

Las cargas a las que se sometieron las pruebas varió desde 1 hasta 10 N en incrementos de 1N.

Lars Ehnford, Tore Dérand, Lars-Ake Larsson, and Alvar Svensson <sup>5</sup> en este estudio proponen una prueba para las resinas, una pasta fluida de perlas de cristal (1 mm diámetro) y polvo de óxido de aluminio se utilizó como un medio abrasivo.

Durante la prueba las muestras estuvieron irrigadas a  $37^{\circ} \pm 2^{\circ} \text{C}$ . Un motor giraba las muestras en una dirección por 2.5 min. y luego cambiaba con un intervalo de 15 seg. entre movimientos. La velocidad del movimiento era de 1.4 m/seg. La duración de la prueba fue de una hora.

La cantidad de abrasión se expresó en la diferencia de altura del espécimen antes y después de la prueba. La medición se realizó por medio de un micrómetro convencional. Para determinar la apariencia de las zonas desgastadas de los especímenes de resina compuesta, estos se sometieron a un escaneo en el microscopio electrónico.

Se encontró que con partículas de  $120 \mu\text{m}$  la amalgama tuvo un deterioro de una quinta parte que la resina sin relleno, la resina compuesta presentó 10% menos deterioro que la resina sin relleno.

R.M. Plilliar, D.C. Smith, and B.Marić<sup>6</sup> evaluaron el comportamiento de 12 resinas de restauración comerciales y un material de restauración sin relleno con una prueba de deterioro oscilatorio in vitro.

Se variaron las condiciones de la prueba con el fin de definir las características para la evaluación del material. Los materiales fueron probados después de almacenarse en agua a 37°C por periodos de 7 días a un año.

Los resultados indicaron consistentemente bajas tasas de desgaste para los materiales de microrelleno comparados con los de resina convencional. El envejecimiento no resultó con una diferencia significativa.

Micrografía electrónica de las superficies desgastadas sugiere un posible efecto de partículas de relleno y adhesión a la matriz para explicar sus diferencias. Sin embargo la relevancia de los resultados para un comportamiento clínico no se conoce todavía, el estudio indica la importancia de las variables del material en desgaste.

P.Pallav, A.J. De Gee, C.L. Davidson, R.L. Erickson, y E.A. Glasspoole<sup>7</sup> estudiaron una serie de resinas foto iniciadas con matriz de Bis-GMA- TEGDMA in vitro para determinar el deterioro oclusal, rugosidad de superficie, resistencia tensional y dureza. Los materiales contenían mezclas de cuarzo



molido y sílice coloidal, con una carga de relleno total igual al 68.5% en volumen. El estudio se realizó para determinar la influencia de incrementar la cantidad de micro relleno y disminuir la de macro. A medida que más macro relleno se sustituyó, los valores de resistencia al deterioro se incrementaron sustancialmente. No se pudo demostrar ninguna influencia en cuanto a la rugosidad de superficie, resistencia tensional ni dureza.

El aparato que se utilizó para proporcionar el deterioro consistía de dos rodillos que giraban con una diferencia de 30% en la velocidad y teniendo en medio una lechada de diferentes materiales.

Las muestras se sometieron a una carga de 15 N durante 100,000 revoluciones, al final se realizaron 15 mediciones perfilométricas.

D.S. Palmer, D.M.D., M.T. Barco, D.D.S., M.S.D., G. B. Pelleu Jr., Ph. D., y J.E. McKinney, B.S.<sup>8</sup> en su estudio tienen como objeto determinar el deterioro que sufre el esmalte al estar en contacto con una porcelana dental con y sin una capa de glass. La porcelana a evaluar fue Dicor (Dentsplay, Inc., York, Pa.)

Se propuso un método para evaluar el deterioro de conos de esmalte desgastados con precisión.

Se tomó como control el deterioro producido por una porcelana dental convencional.

La máquina en que se realizaron las pruebas producía una rotación de las muestras en un movimiento unidireccional. Todas las pruebas se realizaron con una carga de 3.05 kg. La prueba tuvo una duración de 1 hora y 15 minutos. Durante la prueba se mantuvo una irrigación de agua bidestilada a 37°C con el fin de simular el efecto de lubricación con saliva.

El deterioro del esmalte se determinó con base en una serie de mediciones antes y después de la prueba con ayuda de un estero microscopio y de una plataforma graduada micrométricamente.

Se encontró que la porcelana a probar con la capa de glass, deterioraba significativamente más al esmalte que la que no tenía glass e incluso más que la porcelana convencional.

Gary R. Goldstein, DDS, and Todd Lerner, DDS<sup>9</sup> en su estudio observaron el efecto de varias pastas dentales sobre una resina compuesta híbrida para determinar la rugosidad de la superficie al través de un perfilómetro.

Se utilizaron lechadas (100 g pasta / 100 g H<sub>2</sub>O) de ocho pastas dentales para cepillar las muestras de resina 20,000 veces y anotando los cambios en la rugosidad por medio del perfilómetro. Se encontró que la topografía de la superficie de una resina híbrida compuesta se alteraba debido al cepillado constante.

Mohd. Zainal Abidin Mohd. Sulong, M. Sc., y Ramlah Abdul Aziz, M.D. Sc.<sup>2</sup> realizaron una recopilación de varios estudios publicados por diferentes autores cuyo título es "Desgaste de los materiales usados en odontología: una revisión de la literatura"<sup>2</sup>

Este estudio es una revisión bibliográfica de la literatura relacionada con el desgaste de los siguientes materiales utilizados en odontología: amalgama dental, resinas compuestas y cementos de ionómero de vidrio, junto con el componente natural de los dientes.

En esta revisión se hace una clasificación y se da la definición de cada tipo de desgaste existente.

En cada material probado, se hace mención a diferentes investigaciones. En cuanto a la amalgama según la revisión de Mohd<sup>2</sup>, Duperon y col. así como Harrison mostraron que la amalgama de fase dispersa es más resistente a la

corrosión que las de partícula en esfera. De igual forma Mohd<sup>2</sup> señala que Heath y Wilson informaron que la amalgama se desgasta casi dos veces más rápido que el esmalte mientras que el silicato y las resinas compuestas se desgastan entre dos y cuatro veces más que el esmalte.

En la recopilación de Mohd<sup>2</sup>, por otro lado O'brien y Yee informan con respecto a las resinas que el desgaste de las restauraciones de resinas compuestas podría ser el resultado de los mecanismos siguientes:

1. Desgaste de la matriz de resina
2. Pérdida de relleno al fallar su liga con la matriz
3. Pérdida de relleno al barrerse las partículas expuestas
4. Pérdida de relleno al resquebrajar y fallar la matriz
5. Exposición de las burbujas de aire atrapadas en ellas.

En el mismo artículo<sup>2</sup>, Ogden afirma que la presencia de cavidades debilita los materiales.

Leifelder, Wilder y col. según Mohd<sup>2</sup> Describen los problemas asociados con la utilización de la resina compuesta convencional en las piezas posteriores.

Se hace mención de diferentes investigaciones en cuanto a las resinas con microrelleno, concluyendo que el uso de resinas con microrelleno en dientes posteriores no está justificado, principalmente porque los estudios realizados, aportan en general datos a corto plazo.

Con respecto a las resinas compuestas híbridas, también se mencionan una serie de estudios por diferentes investigadores siendo la conclusión que la utilización de resinas compuestas para las restauraciones posteriores aún no se ha justificado plenamente. Pero, a pesar de la falta de evidencia sólida, su uso es cada vez más común.

Dorota K. Ratledge, BDS, MSc, FDS RCS (Ed), Bernard G. N. Smith, BDS, MSc, PhD, FDS RCS (Eng), and Ron F. Wilson, Mphil, PhD, Films <sup>10</sup> en 1994 durante su estudio midió el deterioro del esmalte en oclusión con resina Concise, resina SR-Isosit Inlay/Onlay, porcelana glaseada Vitadur-N, cerámica sin glaciarse IPS Empress y el esmalte como control. El deterioro se lleva a cabo utilizando una máquina de estrés cíclica con irrigación de agua y ácido cítrico (pH=4), las muestras del material se sometieron a 25000 ciclos con una carga máxima de 40N.

La reducción de la estructura del diente se midió antes y cada 5000 ciclos con un programa de computadora de análisis de imagen. El deterioro en cuanto a la profundidad del esmalte se midió con un perfilómetro.

Todos los materiales produjeron un deterioro mayor con el ácido. La porcelana glaseada Vitadur-N produjo mayor deterioro seguida de cerca por Empress y el esmalte.

Keiji Kawai, Karl F. Leinfelder<sup>11</sup> en su estudio "Evaluación in vitro de la resistencia al deterioro OCA (Área de Contacto Oclusal) en composites posteriores" buscan encontrar el deterioro OCA que es ocasionado por el contacto de un antagonista en una restauración.

El desgaste OCA es un desgaste localizado en la superficie oclusal de molares y premolares causado por atricción.

Para esto se creó el deterioro OCA por medio de un simulador de tres cuerpos así como un método para calcularlo de manera simple pero confiable.

La prueba completa se realizó con 100,000 ciclos, con una carga de 75.6N y una irrigación constante de 23 +/- 1°C. Este sistema de tres cuerpos, utilizó un medio intermedio para transmitir la carga, éste constaba de una lechada de agua y partículas de 44µm de polimetil metacrilato, la velocidad fue de 2 rps

(revoluciones por segundo) teniendo así una duración total de 14h hasta lograr los 100,000 ciclos.

La medición del deterioro OCA se realizó con un perfilómetro y las superficies desgastadas se observaron a través de microscopía electrónica.

Los resultados de este estudio demostraron valores distintos significativamente entre los diversos materiales estudiados. Estos hallazgos sugieren que la diferencia en las características del deterioro se derivan del mecanismo por el cuál las partículas de relleno se adhieren a la matriz de resina.

Si el deterioro OCA es de suficiente magnitud, puede causar alteraciones en la oclusión funcional. De aquí que el conocer el deterioro OCA de diferentes composites es un prerequisite antes de desarrollar un nuevo composite con longevidad mejorada y comportamiento clínico mejor.

James D. Hudson, DMD, Gary R. Goldstein, DDS, y Maria Georgescu, MS<sup>12</sup> en su estudio aseguran que el material de restauración ideal debe causar un deterioro mínimo al esmalte antagonista. En su estudio comparan los efectos de una aleación de oro, una porcelana glaseada y una resina tratada en el laboratorio en el esmalte antagonista.

Las muestras de estos materiales fueron puestas a abrasionar a una cúspide de esmalte por 10,000 ciclos y una carga de 178.35 g. en una máquina de abrasión que tenía un movimiento de atrás hacia delante de 6.0 mm. Las muestras se midieron antes y después de la prueba con un perfilómetro en seis sitios diferentes.

Las mediciones con el perfilómetro realizadas antes y después de la prueba no mostraron una diferencia estadística.

Se realizaron pruebas con un comparador óptico para determinar la pérdida vertical de altura y área de superficie. La porcelana causó una pérdida significativamente mayor que la aleación de oro o el composite.

Evaluar las características de desgaste de los materiales dentales restauradores es ahora más fácil que antes gracias a un nuevo sistema desarrollado por Sistemas MTS<sup>13</sup> con la Universidad de Minesota.

El concepto detrás del sistema MTS sobre el diente es sencillo. Una punta sensible se mueve en línea a través del contorno del diente, después es grabado en un programa de adquisición de datos. La punta es capaz de grabar perfiles de esmalte y restauraciones con una precisión de +/- 0.5 micrones.



Después del primer contorno, se trazan contornos paralelos a 50 o 100 micrones del anterior. Una vez que se completó el contorno, el software presenta el perfil tridimensional de la superficie de masticación y ésta puede ser manipulada para verse en diferentes ángulos.

Después de tener el perfil inicial, el diente es sometido a prueba en un sistema como la máquina de masticación MTS u otro proyecto que simulará el medio oral.

El contorno del diente es medido nuevamente y las imágenes obtenidas antes y después son sobrepuestas, las áreas de desgaste se pueden sobresaltar. El volumen de material perdido es calculado por el software. El sistema puede ser utilizado en ambos dientes (prueba y antagonista), permitiendo así comparar ambos desgastes.

El sistema por si solo es simple. Puede aceptar muestras in vitro o in vivo. La última implementación del software ANSUR incluye escala de grises y la capacidad de poder interpolarla.

Posteriormente Mts Systems <sup>14</sup> desarrolló un sistema que permite la evaluación de los materiales dentales o las técnicas de restauración, dinámicamente en un periodo de tiempo relativamente corto.

La simulación de los movimientos de masticación en las tres dimensiones, así como la carga se complementan con el uso de un sistema servohidráulico con control de anillo cerrado. Esto significa que el aparato tiene la capacidad de hacer modificaciones mientras la prueba está en curso para mantener las condiciones.

La medición volumétrica del esmalte o restauración removidos se realiza por medio de un sistema perfilométrico computarizado.

Se puede controlar la carga desde 1 libra (4.45N) hasta 1,000 libras (4450N). La temperatura de irrigación también puede ser controlada para simular la temperatura del cuerpo.

## 2.2 Desgaste

El desgaste es un fenómeno común dentro de la odontología que ocurre cuando dos superficies se exponen a movimientos de deslizamiento al tiempo que se les aplica una fuerza. La Institution of Mechanical Engineers del Reino Unido define al desgaste como “la pérdida progresiva de la sustancia superficial de un cuerpo producida por una acción mecánica”. Las acciones mecánicas que provocan el desgaste incluyen frotamientos, impactos, raspaduras y erosión.<sup>2</sup>

En la recopilación que hace Mohd<sup>2</sup>, se describen diferentes tipos de desgaste:

*Desgaste del adhesivo:* es la forma más común; sucede cuando un material sólido se desliza o se presiona sobre la superficie de otro, lo cual provoca la pérdida de pequeñas partículas de las superficies en contacto. <sup>2</sup>

*Desgaste por abrasión:* se provoca abrasión cuando una superficie rugosa o algunas partículas duras desgastan un material más suave. Así, la abrasión puede provocarse por partículas desprendidas por desgaste. <sup>2</sup>

*Desgaste por erosión:* éste ocurre cuando partículas sólidas o líquidas chocan con una superficie. Este desgaste se da generalmente en la naturaleza con el choque del aire en las rocas así como también en el choque del agua con diversas superficies. En el desgaste por erosión, la rugosidad producida en la superficie puede ser mayor que cuando se trata de abrasión, ya que es posible que la partícula que tropieza con ella levante de inmediato el material de ciertos puntos situados por debajo de la superficie. <sup>2</sup>

*Desgaste por impacto:* este sucede por el choque repetido entre dos superficies. <sup>2</sup>

*Desgaste por corrosión:* Mohd<sup>2</sup> menciona en su artículo que Pugh definió el desgaste por corrosión como una forma de desgaste químico provocado por la interacción del medio con las superficies en contacto, seguido por la pérdida de los productos de la reacción. Esto se da por medio de una reacción química. Esta reacción es la diferencia con respecto al desgaste por erosión donde sucede una interacción física.

## **2.3.- AMALGAMA**

### **AMALGAMA CONVENCIONAL Y CARACTERÍSTICAS GENERALES**

El término amalgama es utilizado para nombrar la mezcla del mercurio con la aleación para amalgama.

La amalgama es un tipo especial de aleación ya que el mercurio es uno de sus componentes. Las aleaciones utilizadas para formar amalgama en un principio contenían por lo menos 65% de plata, 29% de estaño, y menos del 6% de cobre, dicha composición se acerca a la recomendada por G.V.Black en 1896. En la década de los 70's se produjeron diversas aleaciones que contenían porciones de cobre que variaban entre un 6% y 30% de la composición total. <sup>1</sup>

Fue a partir de estas composiciones que surgen las amalgamas con alto contenido de cobre que son superiores en muchos aspectos a las amalgamas tradicionales.

En la aleación para amalgama, el polvo, puede tener diferentes formas que dependen del proceso por el que fueron obtenidas; así tenemos una forma irregular que se obtiene por medio del desgaste de un lingote vaciado de la aleación deseada. Por otro lado al atomizar una aleación líquida se obtiene una partícula de forma esférica que en ocasiones es un tanto ovoidal dependiendo

esta diferencia de la forma en que se lleve a cabo la atomización y solidificación.<sup>1, 15</sup>

La amalgamación comienza al entrar en contacto el mercurio con la plata y el estaño de las partículas de la aleación. La plata y el estaño comienzan a disolverse en el mercurio mientras que éste penetra en la partícula de la aleación. El mercurio tiene una solubilidad limitada en ambos materiales por lo que al sobrepasar dicha solubilidad los componentes de plata y estaño se precipitan. Los compuestos precipitados son:  $Ag_2Hg_3$  que recibe el nombre de fase  $\gamma_1$  y  $Sn_8Hg$  que recibe el nombre de fase  $\gamma_2$ . A su vez la aleación de plata-estaño recibe el nombre de fase  $\gamma$ .<sup>1, 15</sup>

Las propiedades finales de la amalgama cristalizada dependen de los porcentajes relativos de los rasgos microestructurales. La resistencia de la amalgama se verá incrementada de acuerdo a la cantidad de fase  $\gamma$  que perdure intacta al final. La resistencia de la fase  $\gamma_2$  es casi el 10% de la fase  $\gamma_1$  mientras que la dureza de la fase  $\gamma$  es algo mayor que la fase  $\gamma_1$ .<sup>1</sup>

La fase  $\gamma_2$  es menos estable en un ambiente corrosivo, mientras que las fases  $\gamma$  y  $\gamma_1$  son estables en la boca aunque la fase  $\gamma_1$  contiene cantidades pequeñas de estaño que se pueden perder en un ambiente corrosivo.<sup>1</sup>

El procedimiento por el cual se combinan el polvo de la aleación y el mercurio recibe el nombre de *trituration*. El resultado es una masa plástica con una consistencia entre líquida y sólida que se lleva a la cavidad y se adosa a las paredes por medio de presión con diversos instrumentos en un proceso que se denomina *condensación*. El procedimiento por el cual la amalgama endurece se denomina *crystalización*.<sup>1,15</sup>

La norma de la Asociación Dental Americana que rige a la amalgama es la No.1

La medición de la resistencia de la amalgama a las fuerzas compresivas se realiza en cantidades semejantes a las utilizadas en la boca, esto es que las pruebas que se realizan según la norma No.1 de la Asociación Dental Americana se hacen con cargas parecidas a las que encontramos en el sistema de masticación.

Una resistencia a la compresión satisfactoria en una amalgama debe ser por lo menos de 310 MPa (45 000 psi). Este parámetro es en general superado por cualquier amalgama manipulada adecuadamente. Por desgracia, la amalgama es más débil bajo tracción que bajo compresión. Las amalgamas con poco y mucho cobre presentan resistencia a la tracción entre 48 y 70 MPa (7000 a 10000 psi).<sup>1</sup>

### 2.3.1.- AMALGAMA CON ALTO CONTENIDO DE COBRE

Las aleaciones con alto contenido de cobre son materiales más indicados por sus propiedades mecánicas mejoradas, resistencia a la corrosión e integridad marginal, con respecto a las amalgamas convencionales.

Las aleaciones con alto contenido de cobre se pueden encontrar en el mercado en dos tipos diferentes, uno es una aleación mezclada y el otro es una aleación de composición única. Ambas contienen más de 6% de peso de cobre. <sup>1</sup>

#### *Aleaciones mezcladas*

Las aleaciones mezcladas son aleaciones que contienen partículas esféricas de aleación eutéctica de plata y cobre y otras de aleación para amalgama con bajo contenido de cobre cortada en torno. La amalgama producida con estos polvos es más resistente que la elaborada con polvo con bajo contenido de cobre cortada en torno. <sup>1,15</sup>

Los polvos de esta aleación mezclada contienen por lo general de 30% a 55% de polvo esférico rico en cobre. El contenido total de cobre en las aleaciones mezcladas varía de un 9% a un 20% de peso. <sup>1</sup>



Cuando el mercurio reacciona con un polvo mezclado, la plata lo penetra a partir de las partículas de la liga de plata y cobre; tanto la primera como el estaño atraviesan el mercurio desde las partículas de aleación plata estaño. El estaño en solución difunde hacia las superficies de las partículas de la mezcla de plata y cobre, y reacciona con la fase cobre para formar  $\eta$  Cu-Sn ( $\text{Cu}_6\text{Sn}_5$ )<sup>7, 1</sup>

La fase  $\gamma_1$  se forma al mismo tiempo que  $\eta$  y rodea a las partículas de la mezcla de plata y cobre cubiertas por  $\eta$  y los fragmentos de la liga plata y estaño. Al igual que en las amalgamas de bajo contenido de cobre la fase  $\gamma_1$  es la fase matriz.<sup>1</sup>

Nótese que en la reacción desaparece la fase  $\gamma_2$ , esta se forma al mismo tiempo que  $\eta$  pero más tarde ésta la destruye. Algunas aleaciones llegan a presentar fase  $\gamma_2$  al cristalizar, si bien el porcentaje es menor que en aleaciones con bajo contenido de cobre. De la cantidad de cobre en la aleación dependerá su eficacia para prevenir la formación de la fase  $\gamma_2$ .<sup>1</sup>

#### *Aleación de composición única*

A diferencia de los polvos de aleación mezclada, cada partícula de aleación de composición única posee la misma estructura química. La composición principal de las partículas es a menudo plata, cobre y estaño. La primera

aleación de esta clase contenía 60% de plata en peso, 27% de estaño de peso y 13% de cobre en peso. <sup>1</sup>

Actualmente la cantidad de cobre varía entre un 13% a 30% de peso. Además también se encuentran cantidades pequeñas de indio o paladio en algunas de las aleaciones de composición única. <sup>1</sup>

En estas aleaciones la formación de fase  $\gamma_2$  es poca o nula. <sup>1</sup>

### 2.3.2.- DESVENTAJAS

Las fuerzas de tracción originadas por la masticación, se presentan con facilidad en las restauraciones de amalgama ya que la dentina posee un módulo de elasticidad relativamente bajo, es preciso conservar tanta estructura dentinaria como sea posible, a fin de evitar que la dentina se flexione y se separe de la restauración o las fuerzas masticatorias la fracturen. <sup>1</sup>

Otra desventaja que tienen las amalgamas es su color, este no permite realizar obturaciones en la parte anterior de la boca, razón por la cual se han buscado alternativas y así es como hacen su aparición las resinas que en un principio igualaban el color del diente aunque tenían gran cantidad de defectos.

## **2.4.- RESINAS COMPUESTAS**

El desarrollo de los materiales acrílicos autocurables a finales de los 40's hizo posible la restauración de los dientes con resina. Estos acrílicos tuvieron un éxito parcial debido a que presentaban características indeseables como su alto índice de contracción por polimerización y su elevado coeficiente de expansión térmico que ocasionaron problemas. <sup>16,17</sup>

Los polímeros dentales surgen en la historia con el propósito de mejorar las características estéticas de los materiales existentes en ese momento (silicatos). El descubrimiento y elaboración de los sistemas de resinas compuestas por Bowen tuvieron tanto éxito que rápidamente suplantaron al silicato. <sup>16</sup>

Al avanzar la química de los polímeros se crea la molécula BIS-GMA a la cuál posteriormente se le agregan rellenos inorgánicos. <sup>17</sup>

Las resinas de Bis-GMA están compuestas de dos ingredientes insolubles uno en el otro que juntos proporcionan un material con características superiores a cualquiera de los dos individualmente. <sup>17</sup>

La norma de la Asociación Dental Americana que corresponde a los materiales con base en resinas es la No.27

En esta norma están denominadas como resinas de obturación y los clasifica en:

*Clase A:* Materiales demandados por el fabricante como apropiados para restauraciones de cavidades que involucran superficies oclusales.

*Clase B:* Todos los otros Materiales

Tipo 1: Materiales curados químicamente es decir aquellos materiales cuyo endurecimiento se logra al mezclar un iniciador y un activador.

Tipo 2: Materiales activados por energía externa, es decir, aquellos materiales cuyo endurecimiento se logra por la aplicación de energía, como la luz azul.

Existen diferentes tipos de resinas compuestas, la principal diferencia radica en el tamaño de las partículas que se le agregan como refuerzo, así tenemos:

2.4.1.- Macrorelleno: Se caracterizan por tener una matriz orgánica compuesta de BIS-GMA y un refuerzo en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje de 70%, también es llamada resina convencional o tradicional. El cuarzo es el relleno que utiliza con mas frecuencia y su tamaño de partícula es de 8-12  $\mu\text{m}$ . Son resistentes a la abrasión pero no se pueden pulir bien, presentan rugosidades.

2.4.2.- Microrelleno: En estas resinas la fase orgánica (Bis-GMA) permanece igual mientras que la inorgánica (relleno) decrece en tamaño para así resolver los problemas del macrorelleno como el no poder dar un buen pulido. Se utilizan partículas de sílice coloidal como relleno en una cantidad de 50% de peso y su tamaño varia de 0.02 – 0.04  $\mu\text{m}$ .

Estas resinas permitían un terminado liso mas sin embargo no tenían resistencia a la abrasión.

2.4.3.- Resinas Híbridas: Dentro de la fase orgánica se mezclan partículas de diversos tamaños para así lograr combinar las propiedades de las resinas anteriores. Las partículas de relleno modernas son de sílice coloidal y partículas de vidrio con metales pesados en un porcentaje de entre 75-80% de peso.

2.4.4.- Resinas con Refuerzo Cerámico: Estas son resinas de reciente aparición en el mercado, por sus propiedades generales, estas resinas ya pueden ser utilizadas en órganos dentarios posteriores ya que contienen altos índices de rellenos cerámicos y vidrios metálicos. Tal es el caso de la resina para restauración Z-100 (3M Dental Products, St. Paul, MN, USA).<sup>18</sup>

Esta resina está indicada según el fabricante para restaurar cavidades clase I, II, III, IV, V. La parte orgánica consiste de bisfenol-A glycidyl metacrilato (Bis-GMA) y trietilen glicol dimetacrilato (TEGDMA). Su relleno es de un mineral sintético de zirconia/silica.<sup>18</sup>

Para proveer de mayor fuerza y resistencia a la abrasión la partícula desarrollada por 3M para Z-100 consiste de sílica rodeada de granos tetragonales de zirconia. La tecnología química cerámica permitió diseñar una partícula de relleno con una superficie que acepta un sistema de unión que consiste de moléculas de silano. Estas moléculas se adhieren, por un lado, al relleno con un enlace químico covalente, y al otro extremo se copolimeriza con la matriz durante el curado.<sup>18</sup>

El tamaño de partículas de esta resina es homogéneo dentro de un rango de aproximadamente,  $3.5\mu\text{m}$  hasta un mínimo de  $0.01\mu\text{m}$ . Esto sirve para

lograr una fórmula de restauración con mucha carga de relleno (79% de peso, 66% en volumen), y disminuyendo la cantidad de resina matriz.<sup>18</sup>

El relleno de zirconia es translúcido permitiendo así reflejar el color natural del diente permitiendo un efecto camaleón logrando con esto hacer más fácil el mimetismo de la restauración.<sup>18</sup>

**2.4.5.- Polímeros De Cerámica Optimizada:** Las cerámicas optimizadas son los últimos materiales que han aparecido en el mercado como respuesta a las necesidades para mejorar las propiedades de las resinas compuestas.<sup>19</sup>

De acuerdo con el fabricante un polímero de cerámica optimizada es un material compuesto, tecnológicamente avanzado, que utiliza combinaciones de rellenos cerámicos (óxidos metálicos) que proporcionan unas propiedades únicas de manejo, desgaste y estética.<sup>19, 20</sup>

El fabricante menciona que están compuestos de un relleno de partículas cerámicas finas tridimensionales, especialmente desarrolladas y homogenizadas, de tamaño submicrónico, empaquetado densamente (Aproximadamente 80% de relleno en peso) y embebidas en una matriz orgánica avanzada.<sup>19, 20, 21</sup>

Las propiedades ópticas permiten la emulación de la dentadura natural, facilitando una mezcla armoniosa de la restauración con la estructura del diente. La fase cerámica del material aporta las cualidades de estética duradera, resistencia a la abrasión (casi igual al esmalte), y la alta estabilidad.<sup>19</sup>

Los polímeros de cerámica optimizada son considerados como restauradores conservadores ya que refuerzan la estructura dentaria y se unen a ella por medio de los nuevos sistemas adhesivos.<sup>20</sup>

Uno de estos cerómeros es Tetric-Ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) que en su tecnología incorpora silicato estratificado orgánicamente que es un modificador reológico que permite un alto contenido de relleno sin comprometer las características de envasado y manipulación. Como resultado, los nuevos materiales exhiben características de colocación, modelado y acabado mejoradas.<sup>19, 21</sup>

Además de esto Tetric-Ceram incluye dos componentes que liberan flúor: Fluorosilicato de vidrio y trifluoruro de iterbio. Con la finalidad de reducir la sensibilidad a la luz ambiente u operatoria se utilizan nuevos sistemas catalizadores que sumados al alto contenido de relleno permiten modelar las cúspides y surcos sin que se presente escurrimiento del material.<sup>19</sup>



## 2.5.- ESMALTE

El esmalte maduro de un diente humano funcional es el material mas duro del cuerpo. Su dureza se debe principalmente a que está formado de 96 a 99% de matriz inorgánica, y de 1 a 4% de matriz orgánica. La matriz inorgánica es fosfato de calcio en forma de cristales de hidroxapatita.<sup>22</sup>

### Matriz del Esmalte

#### Matriz Orgánica <sup>22</sup>

A diferencia de la matriz orgánica de otros tejidos calcificados, en que predomina la presencia de colágena, la matriz orgánica del esmalte esta compuesta de proteínas no colágenas llamadas en conjunto proteínas del esmalte.

#### Matriz Inorgánica <sup>22</sup>

Igual que en el hueso, la dentina y el cemento, el principal cristal del esmalte es el fosfato de calcio en forma de hidroxapatita cristalina, esto es,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Los cristales de esmalte, a diferencia de los otros tejidos,

son extremadamente grandes y se asemejan a placas en forma hexagonal. La longitud aproximada promedio de estos cristales es de  $2000 \text{ \AA}$ , pero no son raras las longitudes entre  $5000 \text{ \AA}$  y  $6000 \text{ \AA}$ . Los cristales del hueso y la dentina son pequeños, aplanados y en forma de aguja.

## Estructura del Esmalte Maduro

### *Prismas*<sup>22</sup>

Al utilizar microscopía óptica y cortes esmerilados, los primeros especialistas en histología bucal identificaron el bastoncillo o prisma del esmalte como la unidad estructural de este tejido. Se creyó que estos prismas seguían un trayecto rectilíneo que se extendía de la unión dentina-esmalte (UDE) a la superficie del esmalte. Estudios contemporáneos con cortes esmerilados más refinados y microscopía electrónica han revelado que los prismas siguen un trayecto ondulante, y que en ciertas regiones del tejido, esto es, la más cercana a la UDE y la que hay sobre la superficie del esmalte, existen zonas de esmalte aprismático. Las zonas aprismáticas se relacionan con la ausencia de prolongaciones de Tomes durante la amelogénesis. Las ondulaciones predominan de manera especial en las regiones cuspíneas del esmalte, las más cercanas a la UDE, donde dan origen al esmalte nudoso.

### *Líneas de Incremento* <sup>22</sup>

Igual que en la dentina, el esmalte maduro se caracteriza por la presencia de dos diferentes líneas de incremento. Ambas demuestran que el esmalte durante la amelogénesis, o sea la histo-génesis, crece por un proceso de aposición que se caracteriza por periodos alternos de crecimiento y reposo. Este tipo de crecimiento es característico de todos los tejidos duros (esmalte, dentina, cemento y hueso). La primera línea de incremento del esmalte, o la principal, es la estria de Retzius.

La segunda línea, la menor, es la estriación transversal del esmalte.

Las estriaciones transversales son importantes porque, además de señalar el crecimiento por aposición del tejido, reflejan la ritmicidad diurna de la amelogénesis. Ambas líneas de incremento del esmalte se demuestran mejor por microscopía óptica de cortes esmerilados preparados de manera convencional.

### *Estrias de Retzius*<sup>22</sup>

En general, estas estrias aparecen como una serie de líneas o bandas de color pardo (oscuras) de anchura variable en los cortes esmerilados

longitudinales. En los cortes transversales, las estrias aparecen como anillos de "crecimiento" concéntricos. Como ya se señaló, estas líneas de incremento reflejan de manera adicional la naturaleza física de la amelogénesis. Los incrementos del esmalte delimitados por las estrias, así como el grosor de una estria individual, son muy variables. Los incrementos pueden variar de unas cuantas micras a varios cientos de ellas, en tanto que el grosor de las estrias puede variar de unas cuantas micras hasta aproximadamente 150.

El color oscuro de las estrias indica su naturaleza, por lo general hipomineralizada (hipocalcificada), y refleja una íntima relación con algunas alteraciones sistémicas, como las enfermedades febriles, que producen una alteración temporal de la amelogénesis. Estos estímulos sistémicos afectan a todo el diente en desarrollo al mismo tiempo. Por ello, casi con seguridad se podría asumir que las estrias en todos los dientes de una dentición son las mismas.

### *Estriaciones Transversales*<sup>22</sup>

La segunda línea de incremento del esmalte, la llamada línea menor de incremento, es la estriación transversal del esmalte. A semejanza de las

estrias descritas, las estriaciones transversales representan líneas de incremento que indican el crecimiento por aposición del esmalte.

Una diferencia importante entre las estrias y las estriaciones transversales es el hecho de que las últimas reflejan los incrementos diarios de la amelogénesis.

### *Esmalte nudoso* <sup>22</sup>

En las cúspides del diente, donde los prismas se orientan principalmente en un plano vertical, el carácter ondulante de los prismas individuales da origen al esmalte nudoso, en que los prismas aparecen torcidos y contorneados uno alrededor de otro en las caras cuspidas de la unión dentina-esmalte. Este carácter nudoso del tejido puede ser una mejor indicación de que durante las primeras fases de la amelogénesis los ameloblastos se retiran (inicialmente) en un trayecto muy irregular.

### *Penachos de esmalte* <sup>22</sup>

Representan grupos o acúmulos de prismas hipomineralizados (hipocalcificados). Se extienden de la unión dentina-esmalte al interior de este último en aproximadamente un tercio de su grosor. Los penachos, que

son estructuras ramificadas, incluyen más de un prisma. Son ricos en matriz orgánica y muy permeables. En su morfología se asemejan a los penachos que forman las matas de pasto, y de aquí su nombre. Se ven mejor en cortes esmerilados transversales.

### *Propiedades Físicas del Esmalte<sup>23</sup>*

|   | Psi                 | MN/m <sup>2</sup> |
|---|---------------------|-------------------|
| Resistencia a la compresión                   | 58,000              | 400               |
| Módulo Elástico                               | 12,000,000          | 83,000            |
| Límite Elástico                               | 50,000 <sup>c</sup> | 344               |
| Resistencia a la Tracción<br>Fuerza Tensional | 1500                | 10                |

<sup>c</sup>, límite elástico en compresión.

Dureza Knoop del esmalte <sup>23</sup> = 343 kg/mm<sup>2</sup> = 34.3 kg/cm<sup>2</sup>

Dureza Brinell del esmalte <sup>B</sup> = 362 kg/mm<sup>2</sup> = 36.2 kg/cm<sup>2</sup>

Nota: Los valores aquí mencionados pueden variar según el diente seleccionado, edad, geografía, estrato económico, etc.

## 2.6.- MÉTODOS DE DESGASTE

Existen cuatro métodos principalmente, diseñados para hacer pruebas *in vitro* acerca del desgaste de los dientes así como de los materiales, cada investigador modifica estas técnicas o métodos según le convenga a su trabajo, así tenemos:

**2.6.1.- Método de Oscilación <sup>6</sup>:** Este método consiste en hacer especímenes de prueba con dimensiones suficientemente pequeñas para ser introducidas en una cápsula para amalgama, esta prueba está diseñada principalmente para medir el desgaste de los materiales, esto debido a las muestras requeridas.

Una vez hechas las muestras, se prepara una solución con partículas abrasivas, estas partículas se pueden seleccionar según el desgaste que se busque. Después se introducen en una cápsula de amalgama limpia la solución y un espécimen de prueba, se cierra la cápsula y se coloca en un aparato amalgamador modificado para resistir el tiempo que será utilizado sin que cambie su frecuencia.

Al terminar los ciclos requeridos se pesa la muestra y se compara con el peso medido antes de meterse a la cápsula.

Este método es un método de “dos cuerpos” ya que entran en contacto el abrasivo y el material a examinarse.

**2.6.2.-** Método de simulación de cepillado dental <sup>9,4,24,28</sup>. Este método consta de tres partes, o “tres cuerpos”, ya que entran en juego un cepillo dental, una solución abrasiva y el diente.

Este método consiste en simular la acción que tendría el cepillo dental en el diente teniendo como abrasivo una pasta con un relleno de dureza definida según se requiera.

En este método el desgaste se determina por la comparación del peso total, antes y después de la prueba.

**2.6.3.-** Método de simulación de masticación <sup>5,8,10-14,25,26,30,31</sup>. Este método es el más complejo ya que es un sistema tridimensional en el que se estudia el desgaste que sufren los materiales y el diente o dos de ellos según se requiera, se pueden hacer las combinaciones deseadas y según el aparato que se utilice, generalmente diseñado por el investigador, se realizan los movimientos y las cargas deseadas.



Los aparatos generalmente son impulsados por energía eléctrica y se puede controlar la cantidad de ciclos y movimientos realizados por minuto.

En este método entran en contacto directo los materiales a evaluar pudiendo o no haber un tercer medio para abrasionarlos. En este método se puede incluir una irrigación constante de agua o algún otro líquido y manejar una temperatura constante.

En este método las mediciones pueden hacerse de varias maneras, desde la observación macroscópica hasta la utilización de microscopía electrónica pasando por instrumentos como el profundímetro indispensable para medir el desgaste en facetas específicas como las que da esta técnica.

**2.6.4.- Método de disco y aguja** <sup>5,27,29</sup>. Este método consta de dos materiales, un disco de algún material a evaluar, y una aguja o cincel de un material abrasivo.

El disco es un disco rotatorio con una cantidad de revoluciones por minuto controladas y también puede estar irrigado y a ciertas temperaturas requeridas. La punta abrasiva ejerce una presión que también es controlada y produce una zanja en el disco la cuál será medida con el perfilómetro para determinar la cantidad de material perdido.

### **3.- Planteamiento del Problema**

Actualmente se pretende utilizar resinas compuestas y los materiales de cerámica optimizada en forma indistinta para la restauración de órganos dentarios posteriores en caras oclusales, surgiendo aquí la controversia entre cuál es el comportamiento de estos materiales ante el deterioro por desgaste en su aplicación directa en órganos dentales posteriores para sustituir a la amalgama.

El diseño de un aparato en el laboratorio de Materiales Dentales de la UNAM. con el cuál podemos medir el deterioro que sufren los materiales en oclusión con esmalte nos permitirá comparar el comportamiento entre estos materiales.

## 4.- Justificación del Estudio

Dentro del apéndice de la Norma No. 27 de la ADA se menciona como prueba suplementaria y como guía de información para los fabricantes de resinas compuestas para dientes posteriores, el grado de resistencia a la abrasión (deterioro) con equipos que simulan el comportamiento clínico.

Se confeccionó un nuevo simulador de masticación dinámico el cuál controla carga, irrigación, temperatura, tiempo y número de ciclos, con este se puede comparar el comportamiento de distintos materiales en circunstancias similares a las encontradas en la cavidad bucal.

Según datos del fabricante las resinas compuestas y cerámicas optimizadas de aplicación directa actuales mejoran notablemente sus propiedades ante el deterioro, prácticamente igualando al que se encuentra en los dientes naturales. De comprobarse esto podremos considerar a estos materiales, en cuanto a deterioro, como de primera elección aprovechando así sus cualidades físicas y estéticas.

## **5.- Hipótesis**

### **5.1.- Hipótesis de Trabajo**

Con la adaptación del simulador de masticación dinámico se podrá realizar el desgaste en esmalte, resinas compuestas, cerámica optimizada directa y amalgama para después comparar su comportamiento ante esta prueba.

Utilizando el simulador de masticación dinámico, el esmalte desgastará a las resinas compuestas, cerámica optimizada y amalgamas.

### **5.2 Hipótesis Nula**

Con la adaptación del simulador de masticación dinámico no se podrá realizar el desgaste en esmalte, resinas compuestas, cerámica optimizada directa y amalgama para después comparar su comportamiento ante esta prueba.

Utilizando el simulador de masticación dinámico, el esmalte no desgastará a las resinas compuestas, cerámica optimizada y amalgamas.

## **6.0.- Objetivos**

### **6.1.- Objetivo General**

Cuantificar y comparar el desgaste por abrasión que sufre el esmalte de un diente natural y los materiales antagonistas (amalgama, cerámica optimizada, resina compuesta y esmalte) en condiciones similares a las del sistema masticatorio a través de un nuevo simulador de masticación dinámico.

## 6.2.- Objetivos Específicos

- (a) Cuantificar el deterioro que sufre el esmalte de un diente natural, y la amalgama en oclusión dinámica.
- (b) Cuantificar el deterioro que sufre el esmalte de un diente natural, y una resina compuesta en oclusión dinámica.
- (c) Cuantificar el deterioro que sufre el esmalte de un diente natural, y una cerámica optimizada en oclusión dinámica.
- (d) Cuantificar el deterioro que sufre el esmalte de un diente natural, y el esmalte en oclusión dinámica.

## 7.-Materiales y Método

### 7.1 Material y Equipo.

- ↻ 15 Molares extraídos sin caries.
- ↻ Jeringa de resina compuesta Z-100 (3M Dental products, St. Paul, MN, USA).Lote: 9HN B2
- ↻ Jeringa de cerámica optimizada de aplicación directa Tetric-Ceram (Ivoclar- Vivadent Schaan, Lliechtenstein).Lote: A05105 105
- ↻ Amalgama con alto contenido de Cobre, 12 cápsulas Luxalloy (Degussa AG Geschäftsbereich Dental D-600 Frankfurt 11) Lote 3100236/21
- ↻ Lámpara de fotopolimerización Visilux 2 (3M Dental products, St. Paul, MN, USA)
- ↻ Instrumentos para colocar resinas
- ↻ Instrumentos para colocar amalgama
- ↻ Amalgamador Mecánico

- ↻ Polvo de acrílico autopolimerizable
- ↻ Monómero de acrílico autopolimerizable.
- ↻ Micrometro (Mitutoyo- Made in Japan 193-11/M820-25V) con aproximación de 0.001 mm. con aditamento para medir profundidades.
- ↻ Aparato electromecánico para simular las condiciones del sistema masticatorio. (Elaborado por el Dr. Federico H. Barceló Santana PUMA: DEPEI FO UNAM México.)
- ↻ Conformador de muestras de 1.5 cm x 2mm
- ↻ Papel lija de óxido de aluminio Fandeli de No. 600, 300, 250
- ↻ Vaselina
- ↻ Godete
- ↻ Fresón y piedra



- ↗ Microscopio de medición (ERNST LEITZ GMBH WETZLAR, Typ 60-366.006, Nr 674353, Volt 110-240)
  
- ↗ Porta objetos
  
- ↗ Cinta Mylar (3M Dental products, St. Paul, MN, USA)
  
- ↗ Recortadora de Muestras (Gillings Hamco, Hamco Machines, inc., Rochester N.Y., Patent Pending).
  
- ↗ Estroboscopio (General Radio Company, Cancord Massachussets, USA, STROBOTAC TYPE 1531)
  
- ↗ Programa estadístico Sigma Stat for Windows version 2.0 (copyright 1992-1995 Jandel Corporation).

## 7.2 Simulador de Masticación Dinámico

El simulador de masticación dinámico es un aparato diseñado en el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología por el Dr. Federico H. Barceló Santana con el objeto de reproducir in vitro, las condiciones tan complejas que encontramos en el proceso de masticación.

Este aparato consta de varias partes por medio de las cuales se controlan las variables y se da soporte a todo el complejo.

Base: Esta estructura sirve para sostener el cuerpo del simulador, también aloja el control maestro de velocidad, graduado con ayuda de un estroboscopio, y los interruptores que controlan la irrigación y al termostato. En su parte interna se sitúa un motor que esta encargado de proporcionar dinamismo al sistema, éste es un motor Singer CAT WZC3-8, 120v, 65w, 50-60 Hz. En su parte inferior la base también proporciona protección a un segmento de una serie de bielas que al activarse el motor transmiten el movimiento.

Del lado izquierdo de la base se localiza un recipiente que sirve para contener el agua o el líquido que se elija para irrigar, dentro de este recipiente se encuentra una bomba de agua Rio 90 115v/60hz 90l/h 2-8w, así mismo se

localiza el termostato Radiant NOM -055-ANCE que mantendrá la temperatura deseada. En la tapa del recipiente se localiza un pequeño orificio que sirve para colocar un termómetro que servirá para verificar que la temperatura sea constante. Cabe mencionar que alrededor del tubo de cristal del termostato se encuentra un hule espuma que sirve para protegerlo de las vibraciones ocasionadas por el movimiento.

Cuerpo del simulador: Esta es una estructura sólida y hueca por el centro, en su interior da sostén a un sistema complejo de bielas y balancines que darán el movimiento deseado de masticación; el movimiento del motor se transmite a este sistema por medio de una polea de 10 cm de diámetro que se encuentra fuera del cuerpo unida a la polea del motor por una banda de hule de 4.7mm X 670 mm.

Al final del sistema de bielas en la parte superior del aparato, existe un balancín al que se le puede adaptar un cepillo para hacer pruebas de cepillado dental.

En el extremo superior izquierdo del cuerpo se encuentra una serie de vástagos que en su extremo superior tienen un embudo en donde se colocará la carga deseada. En su extremo inferior se localiza un orificio donde entra un tornillo que sostendrá la plataforma de trabajo superior.

En la parte inferior del aparato en el extremo izquierdo de la base, termina el sistema de bielas inferior, este sistema de bielas transmite el movimiento originado en la parte superior del aparato y en su última sección presenta un balancín que proporcionará los movimientos en la dirección deseada, al final de la biela ya dentro del recipiente de agua inferior, se localizan dos orificios que sirven para fijar con tornillos la plataforma inferior de trabajo.

**Plataformas de trabajo:** Las plataformas de trabajo son estructuras de acero inoxidable que servirán para dar sostén a las muestras, las cuales miden 32 mm de longitud, 25 mm de ancho y 15 mm de altura. Las plataformas tienen dos orificios a cada lado, para poder atornillar las muestras.

La plataforma superior en su base presenta un orificio en el centro que servirá para colocar un tornillo y poder fijarla al sistema de vástagos superior. La plataforma inferior en su base y del lado derecho, presenta dos orificios que concuerdan con los de extremo de la biela inferior, para fijarla a ella con tornillos.

**Acrílicos prefabricados:** Estos son dos acrílicos que se montan en las plataformas tanto superior como inferior y son las que directamente sostendrán las muestras. El acrílico superior consta de dos partes, una a cada lado de la base y en el centro tiene un socavado que sirve para que con acrílico

autopolimerizable se dé sostén y retención a un órgano dentario. El acrílico inferior en su centro tiene un socavado en forma de círculo de las mismas dimensiones que el conformador donde se preparan las muestras, en un extremo presenta una franja que servirá de retención para que no gire la muestra.

El sistema de irrigación consta de una bomba de agua como ya se mencionó y una manguera de hule que conducirá el agua hasta la muestra. En la punta de esta manguera se encuentra un dispositivo que distribuirá el agua hacia la muestra por medio de dos conductos metálicos.

Por debajo de la plataforma inferior y de la biela inferior, se encuentra un recipiente que recibirá el agua y al estar interconectado con el recipiente principal cerrará el círculo para reciclar el agua del sistema.

En la parte frontal del cuerpo del simulador, se localiza un control de forma circular que sirve para elegir el tipo de movimiento que sea necesario utilizar.

El motor del sistema trabaja con corriente eléctrica que para evitar variaciones en el voltaje, se utiliza un regulador de voltaje.

## 7.3 METODOLOGÍA

### Preparación de las muestras

La preparación de las muestras de esmalte se realizó seccionando 2/3 inferiores de la raíz de los molares extraídos por fines quirúrgicos para su manipulación, esto se realizó con un disco para corte de estructuras duras en la recortadora de muestras.

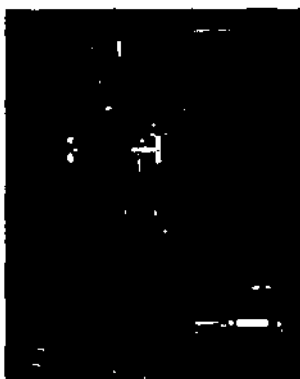


Figura 1 Recortadora de muestras



Figura 2 Recortadora de muestras en el momento de hacer el corte

Se preparó una cúspide para cada espécimen, la cúspide más prominente de cada molar fue seccionada hasta lograr una superficie rectangular de 1mm x 1.5 mm ( $\pm 0.5$ mm) de esmalte. La superficie se midió con un microscopio de medición con aproximación de 0.01 mm.



*Figura 3 Microscopio de medición*

Se prepararon 3 muestras de cada material, utilizando el conformador de muestras de acuerdo con la norma ADA No. 27 (absorción de agua y solubilidad), se midió una profundidad de 2 mm y se fijó, luego se barnizó la zona de trabajo del conformador con una capa muy ligera de vaselina y se procedió a colocar el material a probar.



*Figura 4 Conformador de muestras*

Para las resinas compuestas y la cerámica optimizada, para darles un terminado, se utilizó la cinta Mylar una vez sobre obturado el conformador y se aplanó con el portaobjetos cuidando de no romperlo. El proceso de fotopolimerización se realizó en 9 diferentes puntos a través del portaobjetos y la cinta Mylar. De acuerdo a la norma ISO no. 4049 en cada punto se respetó el tiempo de polimerización indicado por el fabricante.



*Figura 5 Diagrama de zonas de polimerización*

En el caso de la amalgama, se respetó el tiempo de trituración y manipulación indicados por el fabricante. El proceso de trituración se llevó a cabo a través de un amalgamador eléctrico. Se sobreobturó el conformador.

Se hicieron 3 superficies planas de esmalte, utilizando la cara vestibular de molares extraídos con fines quirúrgicos y mantenidos en agua a 37°C. Esta se aplanó completamente por medio de desgaste con papel lija de grano 250. Posteriormente se colocó en el conformador y se embebió en acrílico autopolimerizable. Se colocó un portaobjetos para aplanar la superficie.



Una vez que se obtuvo la muestra, ésta se pulió metalográficamente con ayuda de una pulidora metalográfica con papel lija de No. 300, 600 y se terminó con un hule y un fieltro.



*Figura 6 Pulidora metalográfica.*

Todas las muestras ya terminadas y pulidas se colocaron en agua bidestilada.

### Montaje de las muestras en el simulador de masticación dinámico

Se montaron en un recipiente de acrílico prefabricado, ubicado en la base inferior del simulador de masticación dinámico. Para evitar que éstas giraran durante el tiempo de trabajo, fue necesario hacerles una ranura con una fresa troncocónica en un extremo, con una profundidad de 2 mm. y una extensión hacia el centro de la muestra de 1.5 mm.



Figura 7 Esquema de muestra con ranura



Figura 8 Muestras montadas en las bases del simulador

Una vez instalada la muestra en la base, se hizo coincidir la ranura con una muesca situada en la base de acrílico y se colocó cera llenando ambos espacios como medio de fijación.

Los especímenes de órganos dentarios preparados, ya con sus cúspides medidas, se colocaron en la base de acrílico superior procurando que la cúspide de trabajo quede del lado posterior del simulador y paralela a la muestra inferior, esto se realizó a simple vista.

### Mediciones Iniciales

A cada muestra se le tomaron varias medidas iniciales, para lo cual se trazaron 3 líneas verticales que van del frente a la parte de atrás del simulador,

la del centro inició en el lugar donde termina la ranura que realizamos a la muestra y termina en el lado opuesto de la muestra a ms o menos 1 mm. de distancia a la derecha de lo que sería el lado opuesto exactamente. Las otras dos líneas, se trazaron a una distancia de 3mm de la del centro y paralelamente.

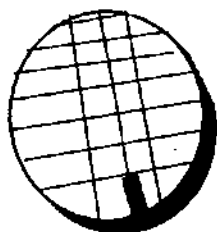


Figura 9 Esquema de líneas de medición



Figura 10 Desgaste sobre las líneas de medición

Perpendiculares a estas 3 líneas verticales, se trazaron siete líneas horizontales a una distancia de 1.5 mm. entre cada una iniciando a 1 mm. del borde opuesto al que colocamos la ranura.

Así, obtuvimos 21 puntos, los cuáles se midieron con el tornillo micrométrico con aditamento para medir profundidades a los cinco minutos después de haber sumergido la muestra en el líquido para irrigar a 37°C.

Se tuvo cuidado en la posición de la muestra al realizar la medición inicial, para que esta se repitiera al hacer la medición final, para esto se recomienda que todas las mediciones se realicen con la ranura que realizamos a la muestra viendo hacia un extremo específico del tornillo micrométrico.

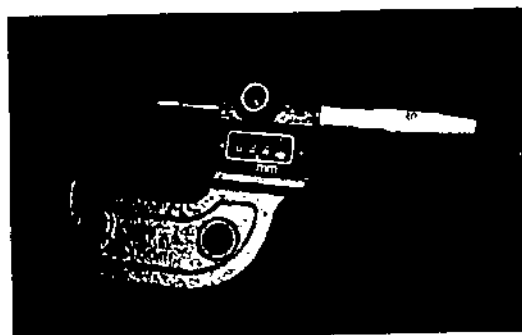


Figura 11 Tornillo micrométrico con aditamento para medir profundidad (desgaste)

### Simulador de masticación

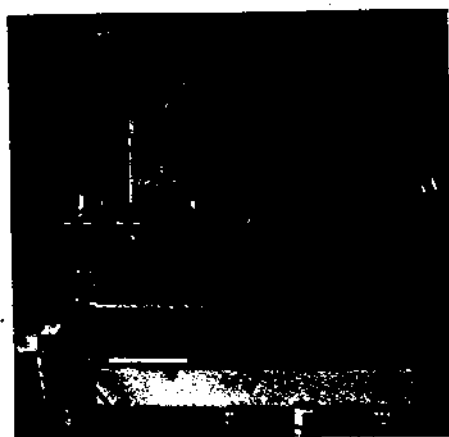


Figura 12 Simulador de masticación dinámico.

Durante las pruebas piloto, para ajustar el simulador de masticación, se buscó la relación necesaria entre la carga que se había de aplicarse, la velocidad a la que el simulador puede trabajar sin que se produzca impacto y la cantidad de ciclos que se requerían para lograr un desgaste que fuera cuantificable.

Una vez determinado lo anterior, se procedió a realizar las pruebas correspondientes al presente trabajo, así tenemos los siguientes pasos:

- 1) Se montó un espécimen a la vez.
- 2) Los interruptores de corriente encendidos.



*Figura 13 Control de temperatura, velocidad e irrigación del Simulator.*

- 3) Se verificó que la temperatura del agua para irrigar fuera de  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  y que las boquillas de salida del agua no estuvieran tapadas.

- 4) El control de velocidad estaba en cero.
- 5) Se revisó que la carga era la indicada, en este caso 600 g.
- 6) Se verificó la velocidad (500 ciclos por minuto) según graduación en la perilla de control de velocidad.
- 7) Una vez que el simulador inició su trabajo, se tomó el tiempo de la prueba para obtener un total de 50,000 ciclos, ésto es 100 min.

### Mediciones Finales

Al cumplirse el total de ciclos, las muestras se retiraron del sistema. Una vez secas las muestras, se realizó la inspección macroscópica y se anotaron los comentarios.

La superficie de la muestra, se midió nuevamente en los veintiún puntos establecidos con las líneas, esto se realizó inmediatamente después de terminado el ciclo de trabajo de la muestra. Se tuvo cuidado de que la muestra se midiera siempre en la misma posición. El órgano dentario montado en la parte superior de la muestra se retiró y se midió en el microscopio de medición.

Las mediciones obtenidas se compararon con las mediciones iniciales.

Todos los datos se introdujeron a la computadora y se les aplicó un análisis de varianza en un programa estadístico. La finalidad fue comparar las mediciones de antes y después de la prueba en cada material, así como comparar los resultados de desgaste obtenidos en los diferentes materiales.

## 7.4 Área de Trabajo

El desarrollo de la investigación se llevó a cabo en el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales, División de Estudios de Postgrado, Facultad de Odontología. UNAM.



## 8.- Resultados

En las siguientes tablas se muestran los valores obtenidos de la diferencia entre la medición inicial y la medición final de cada punto de las muestras, dando un total de 21 puntos por cada material probado.

Cabe mencionar que los puntos en los cuales no existió desgaste o éste fue menor a tres micras fueron descartados. Dichos puntos corresponden a las zonas donde no existió trabajo alguno del diente antagonista y dependiendo de cada muestra la longitud del trabajo varió.

Los valores presentados en las tablas siguientes están dados en micras.

### Z-100

| Puntos de medición final | 1  | 2  | 3  | 4  | 5 | 6 | 7  |
|--------------------------|----|----|----|----|---|---|----|
| Muestra 1                | 17 | 25 | 16 | 7  | 6 | 0 | 0  |
| Muestra 2                | 0  | 26 | 17 | 0  | 0 | 0 | 28 |
| Muestra 3                | 5  | 6  | 22 | 11 | 5 | 4 | 0  |

Tabla 1 Valores de desgaste obtenidos en Z-100

## Tetric-Ceram

| Puntos de medición final | 1  | 2  | 3  | 4  | 5  | 6  | 7  |
|--------------------------|----|----|----|----|----|----|----|
| Muestra 1                | 4  | 2  | 11 | 22 | 19 | 10 | 3  |
| Muestra 2                | 24 | 11 | 3  | 7  | 14 | 23 | 35 |
| Muestra 3                | 30 | 13 | 14 | 9  | 9  | 19 | 32 |

Tabla 2 Valores de desgaste obtenidos en Tetric- Ceram

## Esmalte

| Puntos de medición final | 1 | 2  | 3  | 4  | 5  | 6  | 7 |
|--------------------------|---|----|----|----|----|----|---|
| Muestra 1                | 0 | 31 | 24 | 0  | 0  | 73 | 0 |
| Muestra 2                | 0 | 0  | 50 | 83 | 40 | 12 | 0 |
| Muestra 3                | 0 | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 0 |

Tabla 3 Valores de desgaste obtenidos en esmalte

## Amalgama

| Puntos de medición final | 1  | 2   | 3   | 4  | 5   | 6   | 7   |
|--------------------------|----|-----|-----|----|-----|-----|-----|
| Muestra 1                | 72 | 48  | 46  | 22 | 13  | 26  | 36  |
| Muestra 2                | 0  | 159 | 102 | 21 | 25  | 16  | 98  |
| Muestra 3                | 0  | 97  | 88  | 99 | 116 | 127 | 165 |

Tabla 4 Valores de desgaste obtenidos para amalgama

Tabla 5

| Grupo        | N<br>(Tamaño de la muestra) | Promedio | Desv. Est. | Mediana |
|--------------|-----------------------------|----------|------------|---------|
| Z-100        | 14                          | 13.929   | 8.748      | 13.5    |
| Tetric-Ceram | 21                          | 14.952   | 9.790      | 13.00   |
| Amalgama     | 19                          | 72.421   | 48.849     | 72.00   |
| Esmalte      | 7                           | 44.714   | 25.831     | 40.00   |

Considerando que los resultados no cumplen los criterios de homogeneidad de varianzas ni de normalidad, se utilizó un análisis de varianza (ANOVA) no paramétrico: prueba de Kruskal-Wallis, obteniéndose una  $H=29.094$  ( $P<0.001$ ). Con este resultado, se demuestra que Z-100, Tetric-Ceram, amalgama y esmalte son diferentes.

Posteriormente se realizó el procedimiento de comparación múltiple entre las muestras, para esto, se aplicó el método Dunn considerando a la amalgama como grupo control observándose que hace diferencia con Z-100 y Tetric-Ceram, pero no con esmalte.

Tabla 7 Comparación de promedios entre los grupos

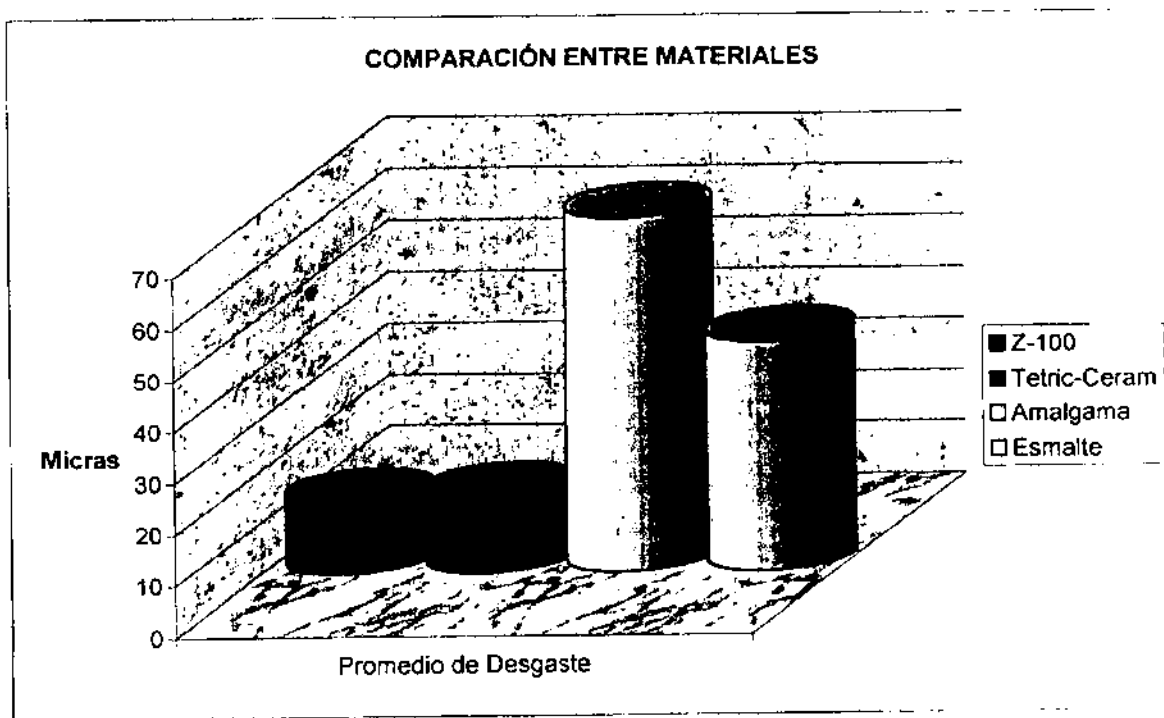
| Comparaciones            | Diff de rangos | <u>P&lt;0.05</u> |
|--------------------------|----------------|------------------|
| Amalgama vs Z-100        | 26.261         | Si               |
| Amalgama vs Tetric-Ceram | 25.607         | Si               |
| Amalgama vs Esmalte      | 4.583          | No               |

Se encontró que existe diferencia significativa entre la amalgama y la resina compuesta Z-100, de igual forma se encontró que existe diferencia significativa entre la amalgama y Tetric- Ceram (Tabla 7).

Como se observa en la tabla 7, al comparar la amalgama con el esmalte, no se encontró diferencia significativa en el análisis estadístico.

Estos datos se ilustran en las siguientes gráficas:

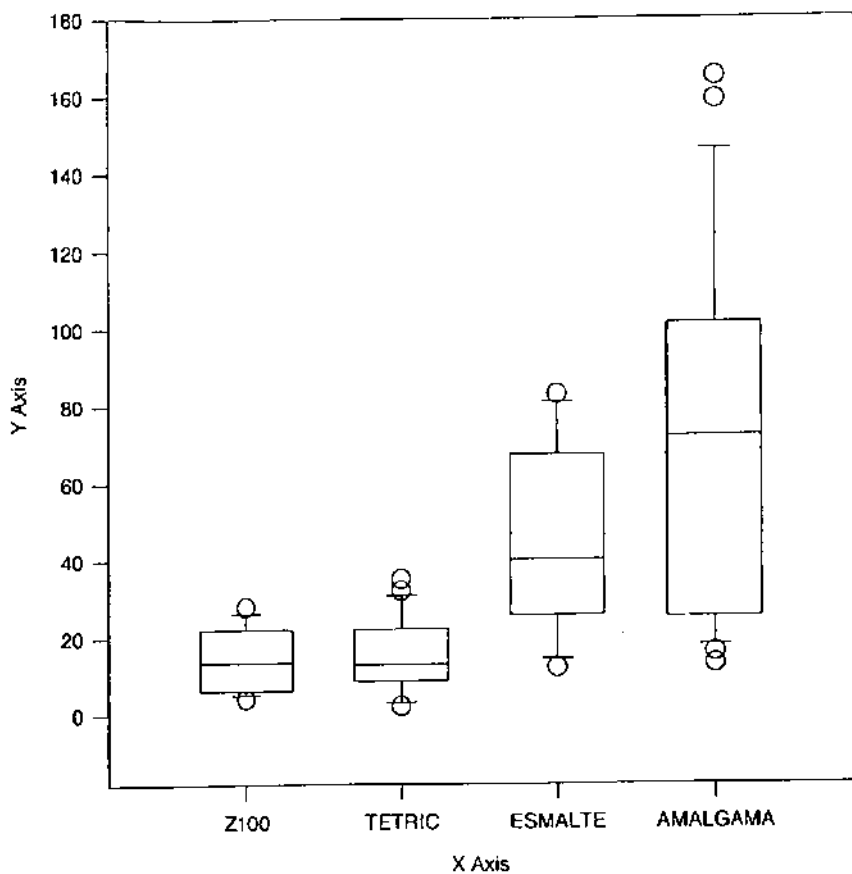
# Gráficas de Desgaste



Gráfica 1

Promedios de desgaste en los diferentes materiales

Grafica 2



H=29.094 p<0.001

Las medianas son diferentes: Me Z-100=13.5, Me Tertric-Ceram =13.00, Me esmalte = 40.00, Me amalgama = 72.00

## 9.- Discusión y Recomendaciones

Se han utilizado diversos instrumentos para provocar desgaste en el esmalte y diferentes materiales restauradores, encontrándose tantas variables, que hacen prácticamente imposible comparar resultados entre la mayoría de ellos.

Las investigaciones clínicas *in vivo*, no solo resultan caras y largas, sino que también requieren que se resuelvan problemas de medición difíciles y complicados. <sup>2</sup>

La principal finalidad de medir el desgaste en laboratorio es correlacionarlo con los resultados clínicos. Esto representa un problema como lo menciona Mohd<sup>2</sup> en su revisión donde Mc. Cabe y Smith encontraron que la correlación entre los estudios *in vitro* y los resultados clínicos a menudo deja mucho que desear.

Aunque se encontraron algunas irregularidades al efectuar las pruebas, sugerimos lo siguiente para obviarlas:

El impacto acelera el desgaste y puede fracturar a las muestras. Se puede eliminar controlando la velocidad de trabajo a no más de 500 ciclos por minuto (cpm).

Se observó un movimiento errático en el transcurso de la prueba, esta falla ocasionó variaciones en la velocidad y el recorrido de la muestra durante su ciclo.

Este movimiento errático es probable que se deba a las propiedades mecánicas (dureza, resiliencia, etc..) de el (los) material (es) probado (s).

También puede deberse a que el motor es muy pequeño para el trabajo que se le pide desarrollar.

En cuanto al sistema de irrigación se debe colocar un filtro o un sistema "Flush" para poder utilizar agua sin residuos sólidos. Al realizar la prueba no se consideró que los residuos producto del desgaste de los diferentes materiales pudieran ser absorbidos por la bomba de agua y a su paso por los conductos de irrigación, bloquearlos.

Otro problema es la dificultad de reproducir las condiciones del medio oral en una prueba *in vitro*, Así lo señala Harrison en la revisión de Mohd<sup>2</sup> donde



afirma que muchas de las pruebas realizadas en máquinas de abrasión no simulan las condiciones clínicas. Así, resulta importante que estos estudios *in vitro* simulen tanto como sea posible las verdaderas características clínicas, si se quieren obtener resultados realistas.

Dado que se han utilizado muchos diseños de experimentos y sistemas de medición muy diferentes, los resultados de las diversas investigaciones no son directamente comparables entre sí.<sup>2</sup>

A diferencia de las resinas utilizadas en estudios hechos anteriormente, los rellenos de las nuevas resinas compuestas, la matriz orgánica, así como los agentes de unión entre el relleno y la matriz, mejoran notablemente las propiedades de éstas. En este estudio, se observó que la amalgama tuvo un desgaste mucho mayor (68.8  $\mu\text{m}$ ) que el de la resina compuesta (13.9  $\mu\text{m}$ ) y el cerómero de aplicación directa (14.9  $\mu\text{m}$ ).

Es de señalar que en esta investigación el desgaste de la resina (13.9  $\mu\text{m}$ ) y del cerómero (14.9  $\mu\text{m}$ ) fue menor al que sufrió el esmalte (44.7  $\mu\text{m}$ ).

El desgaste encontrado en Z-100 (13.9  $\mu\text{m}$ ) es muy similar al encontrado por Condon et al (1996)<sup>25</sup>, sin embargo en el estudio de Condon et al. se encontró

un desgaste mucho menor en la amalgama. Condon utilizó igual que este estudio, 50 000 ciclos y un perfilómetro para la medición de las muestras.

Al comparar nuestros resultados con los reportados por Leinfelder<sup>26</sup> et al (1999), observamos que el desgaste en las resinas compuestas es muy similar aunque no se manejan en el estudio de Leinfelder las resinas que se manejaron en éste. Así mismo se encontraron valores totalmente distintos a los nuestros en lo que a la amalgama se refiere, siendo ambas amalgamas, amalgamas con alto contenido de cobre. Los nuestros son mucho mayores. Entre estos estudios la cantidad de ciclos fue distinta, ellos utilizaron 400000 ciclos y una carga de 17 libras o 75 N. Es de mencionarse que el método de desgaste utilizado fue distinto entre ambos estudios, Leinfelder utilizó un aparato que logra el desgaste a través de un tercer cuerpo intermedio entre los materiales a desgastar.

Dorota K.(1994)<sup>10</sup> reportó que en su estudio utilizó 25 000 ciclos y una carga de 40N así como un perfilómetro para la medición de las muestras. En su estudio reporta un desgaste del esmalte de 6.36  $\mu\text{m}$  de profundidad mientras que en el presente estudio se encontró un promedio de 44 $\mu\text{m}$ .

James D. Hudson, Gary R. Goldstein y Maria Georgescu <sup>12</sup> mencionan que Lambrechts et al. (1987) reportó que el desgaste de esmalte contra esmalte en situaciones in vivo, es aproximadamente entre 20 y 40  $\mu\text{m}$  por año.

En nuestro estudio se obtuvo después de 50 000 ciclos un desgaste en el esmalte de 44 $\mu\text{m}$ . Al comparar estos resultados con los de Lambrechts se encontró una equivalencia de entre 1½ a 2 años en el desgaste del esmalte.

El desgaste obtenido para la amalgama fue mayor que el de la resina compuesta y la cerámica optimizada. Este es un problema que otros investigadores han mencionado en sus discusiones y comentarios. <sup>2</sup>

En el caso específico de esta investigación se consideró que la causa de que la amalgama diera un desgaste tan alto, podría deberse a que en la preparación del diente a usarse como antagonista, se hubiera dejado una arista o un ángulo lo suficientemente ahusado como para cortar la amalgama en lugar de desgastarla.

Considero que los resultados obtenidos a través del simulador de masticación dinámico en lo que a los materiales poliméricos se refiere, son muy similares a los que podemos observar en la clínica, encontré que tanto la resina compuesta Z-100 como el cerómero de aplicación directa Tetric -Ceram, que

son materiales relativamente nuevos y estéticos, pueden ya en cuanto al deterioro del material por sí solo, sustituir a la amalgama dental. En mi opinión, considero que se deben realizar estudios en lo que a los adhesivos dentinales y biocompatibilidad se refiere para así poder cruzar líneas y poder extender esta conclusión a plazos mayores de tiempo.

El simulador de masticación dinámico nos abre una puerta para seguir estudiando los diferentes materiales dentales en una línea de trabajo distinta como lo es el desgaste y deterioro en situaciones tanto *in vivo* como *in vitro*.

## 10.- Conclusiones

La primera parte de la hipótesis se cumplió: El simulador de masticación dinámico permitió realizar el desgaste de esmalte, una resina, una cerámica optimizada de aplicación directa y una amalgama.

La segunda parte de la hipótesis también se cumplió: El esmalte desgastó a la amalgama la resina y la cerámica optimizada.

Durante el desarrollo del simulador de masticación dinámico y el transcurso de la investigación, pudimos constatar que al ser un aparato nuevo y éstas las primeras pruebas realizadas en él, aparecieron algunas variables que se deben controlar mejor para obtener resultados más precisos, a saber:

1. A velocidades por arriba de 500 cpm se observó que existe impacto entre las muestras.
2. En algunos momentos el aparato presenta un comportamiento errático. En ocasiones predominan movimientos laterales durante cada ciclo y en otras ocasiones predominan movimientos verticales.

3. En el sistema de irrigación, los conductos llegan a obturarse con impurezas presentes en el agua.

Los resultados obtenidos en esta investigación, concluyen que con una carga de 600 g, una irrigación constante de agua y una velocidad constante de 500 ciclos por minuto durante 100 min. en oclusión dinámica del esmalte con los materiales probados:

El esmalte (44.7  $\mu\text{m}$ ) se desgastó más que las resinas compuestas (13.9  $\mu\text{m}$ ) y menos que la amalgama (68.8  $\mu\text{m}$ ).

Las resinas compuestas valoradas (Z-100 y Tetric Ceram) se desgastaron menos que el esmalte y la amalgama.

La amalgama con alto contenido de cobre presentó más desgaste que el esmalte y las resinas compuestas.

Con el desarrollo del simulador de masticación dinámico fue posible hacer ocluir dinámicamente esmalte con resina compuesta, amalgama, cerámica optimizada de aplicación directa y esmalte mismo, obteniendo desgastes

cuantificables susceptibles de comparación con resultados obtenidos por otros investigadores.

Se confirma la observación hecha por Mohd<sup>2</sup> en su revisión de que los resultados no son directamente comparables entre sí.

El simulador de masticación dinámico nos abre una puerta para seguir estudiando los diferentes materiales dentales en una línea de trabajo distinta como lo es el desgaste y deterioro en situaciones tanto *in vivo* como *in vitro*.

## BIBLIOGRAFÍA

- 1) Ralph W. Phillips, "La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner", 9ª. Edición, Ed. Interamericana McGraw-Hill, México, 1993, p.p. 279-299, 313-359.
- 2) Mohd. Zainal Abidin Mohd:Sulong, M.Sc., y Ramlah Abdul Aziz, M.D.Sc. Desgaste De Los Materiales Utilizados En Odontología: Una Revisión De La Literatura. SEJPD 1991; 2:40 (J Prosthet Dent 1990;63:342-9.)
- 3) E. W. Tillitson, R. G. Craig, E.A.Peyton 1971. Friction And Wear Of Restorative Dental Materials. Journal Of Dental Research. Jan.-Feb.
- 4) P.L. Fan, J.M. Powers, R.G. Craig. 1979. In Vitro Wear Of Microfilled And Visible Light-Cured Composites. Journal Of Dental Research. Vol. 58. No. 11.
- 5) Lars Ehrnford, Tore Derand,1980. An Abrasion Test For Composite Resins. The Journal Of Dental Research. Vol. 59. No.4
- 6) R.M. Pillar, Smith,B.Maric.1984.Oscillatory wear tests of dental composites. J.Dent. Res 63(9):1166-1172, September, 1984.



- 7) P. Pallav, A.J. De Gee, C.L. Davidson, R.L. Erickson, E.A. Glasspoole. 1989. The Influence Of Admixing Microfiller To Small-Particle Composite Resin On Wear, Tensile Strength, Hardness, And Surface Roughness. Journal Of Dental Research. March 1989.
- 8) D.S. Palmer, D:M.D.,M.T. Barco, D.D.S.,M.S.D., "Wear Of Human Enamel Against A Comercial Castable Ceramic Restorative Material", The Journal Of Prosthetic Dentistry, Vol.65, No.2 February 1991, P.P.192-195.
- 9) Gary R. Goldstein, Todd Lerner 1991. The Effect Of Tooth brushing On A Hybrid Composite Resin. The Journal Of Prosthetic Dentistry. Vol 66, No. 4.
- 10) Dorota K. Ratledge, Bernard G. N. Smith, Ron F. Wilson. 1994. The Effect Of Restorative Materials On The Wear Of Human Enamel. The Journal Of Prosthetic Dentistry Vol. 72, No. 2.
- 11) Keiji Kawai, Karl F. Leinfelder (1995). In Vitro Evaluation Of OCA Wear Resistance Of Posterior Composites. Dental Materials 11:246-251.
- 12) James D. Hudson, Gary R. Goldstein. Enamel Wear Caused By Three Different Restorative Materials. The Journal Of Prosthetic Dentistry. Dec. 1995. Vol. 74. No. 6: 647-54
- 13) MTS Systems. Three Dimensional Tooth Profiling System For Evaluating Dental Materials Wear.

ESTA TESIS NO SALE  
DE LA BIBLIOTECA

- 14) MTS Systems. An Artificial, Dinamic, Oral Environment For Evaluating Dental Materials.
- 15) Robert G. Craig, " Restorative Dental Materials" 6<sup>th</sup> edition, Mosby, USA,1980, p.p.105-129, 154-177
- 16) "Resinas compuestas en Odontología", Clínicas Odontológicas de Norteamérica,Vol.2, 1981 Interamericana.
- 17) Ralph W. Phillips, "La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner", 9<sup>a</sup>. Edición, Ed. Interamericana McGraw-Hill, México, 1993, p.p. 219-235
- 18) Gary Kaufman, "A New Resin Composite Restorative Incorporating Synthetic Filler Technology And Optimized Particle Size Distribution" Esthetic Dentistry Update, Vol. 5, No. 1, Feb. 1994.
- 19) Dr. Didier Dietschi, "Aplicación Anatómica de un Nuevo Cerómero Directo", Signature Internacional, Vol. 2, No.2 p.p.8-11
- 20) Newton Fahl, Jr.,DDS,MS, Renzo C. Casellini, MDT, "Tecnología FRC/Cerómero:El Futuro De La Odontología Estética Adhesiva Biofuncional.", Signature Internacional,Vol.3, No.2 P.P. 5-11.
- 21) William H. Liebenberg, BSc,BDS (Rand), Cerómeros Directos: Asegurando La Integridad De La Restauración Utilizando De Forma Selectiva Dos Viscosidades". Signature Internacional Vol.3, No.2, 1998.P.P. 12-19

- 22) W.L.Davis, "Histología y Embriología Bucal" Ed. Interamericana McGraw Hill, México 1988, p.p.96-114
- 23) R.G.Craig, W.J.O'Brien, "Materiales Dentales" 3ª Edición, Interamericana, México 1986 p.p. 19,22,23,24,25,26
- 24) Hiroshi Kimura, Fumio Teraoka, Takahiro Saito, A Study on the Abrasion Resistance for Dental Polymer. J. Osaka Univ. Dent. Sch.,Vol 23, 51-57, 1983
- 25) John R. Condon, Jack L. Ferracane. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. Dental Materials 12:218-226, july, 1996.
- 26) Karl F. Leinfelder, D.D.S., M.S.; Shiro Suzuki, D.D.S., PH.D. Invito Wear Device for Determining Posterior Composite Wear. JADA, Vol.130, September 1999.
- 27) Lars Ehmford, Tore Derand,1980. A Long-Term Evaluation Of Abrasion Of Dental Composite Resins.. The Journal Of Dental Research. Vol. 59. No.4.
- 28) Teresa Reyes,Jul.13 1998. Método Para Determinar La Abrasividad En Dentríficos. Colgate Palmolive. S.A. de C.V.

- 29) S.L. Rice, W.F. Bailey, s.F. Waye, J.A. Burns. 1984. Comparative In Vitro Sliding-Wear Study Of Conventional, Microfilled. And Light-Cured Composites Restoratives. Journal Of Dental Research. Vol. 63. No.9
- 30) Leinfelder KF, Beaudreau RW, Mazer RB (1989). An in vitro device for predicting clinical wear. Quintessence Int 20:755-761
- 31) Leinfelder KF, Mirshahidi M, Cury C, O'Neal W (1991). An In Vitro Wear Device For Determining Wear Of Posterior Composites. Journal Of Dental Research 70:345
- 32) Leinfelder K.F. Criteria For Clinical Evaluation Of Composite Resin Restorations.