

145
2 ej.



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

RESISTENCIA A LA ABRASIÓN DE UN CERÓMERO;
Estudio Comparativo

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

ALEJANDRO VÁZQUEZ PÉREZ

DIR.TESIS.: C.D.M.O. JORGE MARIO PALMA CALERO
ASESOR : C.D. GASTÓN ROMERO GRANDE.
ASESOR : Dr. FEDERICO BARCELÓ SANTANA.
ASESOR : C.D. M.O. JORGE GUERRERO IBARRA.



México

269860

1999

TESIS CON
LLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

GRACIAS :

A Dios

A Mis Padres

A Mis Asesores

**¿ QUÉ SOMOS NOSOTROS PARA
DISPONER A NUESTRO ANTOJO
DEL MAÑANA, CUANDO EL HOY
A CADA INSTANTE SE NOS VA
DE ENTRE LAS MANOS ?**

Anónimo

ÍNDICE

ÍNDICE.....	1
RESUMEN.....	2
INTRODUCCIÓN.....	3
MARCO TEÓRICO.....	4
Silicatos.....	4
Ionómero de vidrio.....	5
Resinas Simples.....	5
Resinas Compuestas.....	6
Amalgama.....	7
Compómeros.....	8
CERÓMEROS.....	10
ESTUDIOS REALIZADOS.....	13
SIGNIFICACIÓN CLÍNICA.....	25
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	26
JUSTIFICACIÓN.....	27
HIPÓTESIS.....	28
OBJETIVO GENERAL.....	29
OBJETIVO ESPECÍFICO.....	30
MATERIAL Y MÉTODOS.....	31
Metodología.....	33
RESULTADOS.....	38
ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	46
DISCUSIÓN.....	51
CONCLUSIÓN.....	53
BIBLIOGRAFÍA.....	54

RESUMEN

Se valoraron algunas características de comportamiento mecánico y sorción acuosa de un Cerómero comparandola con una resina compuesta híbrida , teniendo como grupo control una amalgama de fase dispersa.

Para la elaboración de especímenes de amalgama nos apegamos a la Norma ADA # 1.

Las pruebas de comportamiento mecánico IN VITRO fueron: resistencia por desgaste a la abrasión y resistencia a la compresión; ambas aplicadas a los tres materiales.

La prueba de SORCIÓN ACUOSA fué aplicada al Cerómero y a la resina compuesta.

Las pruebas fueron realizadas en el laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la Depel de la Facultad de Odontología descrita en Material y Método del presente trabajo y en artículos de investigación antecedentes.

INTRODUCCIÓN

La estética es un concepto que en la práctica de restauración Odontológica actual ha tomado gran importancia, y aunque desde los comienzos de siglo el odontólogo contaba con materiales que simulaban y en ocasiones copiaban con notable exactitud el color y la textura del diente, dichos materiales presentaban en corto plazo diferencias que obligaban al recambio.

A partir de 1962 en que el Doctor Bowen diseñó la molécula BIS-GMA con refuerzo inorgánico, la Odontología de restauración estética ofrece expectativas de funcionalidad a plazos mucho más largos, las modificaciones que los fabricantes han hecho a la fórmula original del Doctor Bowen son muchas y variadas, todas tendientes a resolver los problemas más comunes de estos sistemas restauradores: estabilidad de color, estabilidad volumétrica y suficiente resistencia mecánica ante carga masticatoria.

La novedad más reciente en cuanto a material de restauración estética se llama Cerómero. Y su característica sobresaliente es que la matriz no es mayoritariamente polimérica sino cerámica, modificada tridimensionalmente con polímeros y fibra de vidrio. El fabricante original de este material publicita propiedades que superan sustancialmente a las resinas compuestas de composición tradicional.

La información técnica de los Cerómeros emanada de investigaciones independientes es escasa. Por ello nos avocamos a verificar algunos aspectos de comportamiento "in vitro" tales como resistencia a la abrasión sorción acuosa y resistencia ante carga compresiva, todo, comparado en igualdad de circunstancias con una resina híbrida y una amalgama de fase dispersa.

MARCO TEÓRICO

La búsqueda de un material de restauración estética directa se inicia con la historia de la Odontología. El material ideal (utópico) para restauración anterior debiera ser adhesivo, igualar en forma permanente el color del diente restante, ser biológicamente compatible con el diente y los tejidos blandos, de fácil manejo, y conservar de manera permanente la forma y función del diente. Por desgracia, estos requisitos no han sido satisfechos por material alguno en la actualidad. Por tanto la profesión dental debe conformarse con aquellos que sólo se aproximan a estos requisitos.,

SILICATOS

Desde muy temprano en la historia de la Odontología, la igualación del color dentario con un material de restauración ha sido una preocupación importante. En 1878, Fletcher produjo el primer cemento traslúcido, que fué un silicato dental.

Los silicatos fueron los primeros materiales de obturación directa con color natural de diente. Se conocen desde principios de siglo y en términos de composición han cambiado poco desde entonces. La durabilidad de la restauración del silicato depende sobre todo del cuidado en el manejo del material y en la higiene oral del paciente.,

El cemento de silicato tenía dos factores a su favor. Primero, una elevada concentración de núcleos de cristal que reaccionan dando un grado de translucidez siendo relativamente fácil de igualar el color del diente a restaurar y, segundo, la liberación de fluoruros.,

Sin embargo, eran materiales muy frágiles, con baja resistencia al impacto y poca resistencia a la tracción, además, parecía que la colocación de una restauración de silicato era seguida de una irritación de la pulpa y aun de su muerte. Estas reacciones eran una respuesta biológica al líquido con ácido fosfórico de pH muy bajo que se emplea en la mezcla del cemento.,

Los silicatos suelen presentarse como un polvo y un líquido para mezcla. El polvo es un cristal de alúminosilicato sódico formado por fusión de varios componentes vitrificantes en presencia de un 29%, más o menos, de fluoruro cálcico como fundente. El líquido es una solución acuosa tamponada de ácido fosfórico a una concentración aproximada del 50%. ,

IONÓMERO DE VIDRIO

Los ionómeros de vidrio actuales son descendientes de los primitivos cementos de silicato. La aparición de los ionómeros vítreos creados por Wilson A. D. y Kent B.E., en 1972 fueron desarrollados para obtener un material con propiedades mejores a la de los silicatos.¹¹

Los ionómeros de vidrio se han utilizado en Europa desde 1975. En 1977 fueron introducidos en los Estados Unidos. El primer ionómero de este tipo fué manufacturado por De Trey con el nombre comercial de Aspa, que es la abreviatura de Aluminio-Silicate-PoliAcrylate (poliacrilato de aluminosilicato). Se trataba de un material opaco e inestético cuyas propiedades físicas estaban entre las de los silicatos y de los composites. El primer ionómero de vidrio restaurador estéticamente aceptable fué comercializado por la G-C International (en Japón) como Fuji II, que además presentaba una mejora entre los materiales precedentes.

En la mayoría de los ionómeros de vidrio el líquido es esencialmente un ácido poliacrílico entre el 35 y el 50 % con ciertos aditivos. El polvo del ionómero de vidrio, es un aluminosilicato. Además la biocompatibilidad de los ionómeros de vidrio es semejante a la de los cementos de policarboxilato. Algunos líquidos contienen ácido tartárico, maleico o ambos, que actúan como agentes endurecedores y aceleradores para acortar el tiempo de fraguado.¹²

El sistema está basado en la reacción de endurecimiento que ocurre entre ciertos cristales de vidrio liberadores de iones y una solución acuosa de ácido poliacrílico.¹¹

RESINAS SIMPLES

Las resinas acrílicas se utilizaron por primera vez en Europa la cualidad estética de la restauración dio por resultado el empleo rápido y extendido de este material.

Los compuestos de curación rápida tienen un monómero y un polímero, administrados como polvo y líquido.³

El polvo es polimetilmetacrilato, que tiene ciertos agentes aceleradores, inhibidores y preventores de caries. El líquido también es metilmetacrilato y posee el agente catalizador que inicia la polimerización, el aumento de temperatura durante el fraguado, producido por una reacción de polimerización muy exotérmica, requiere del uso de un material de base protector de la cavidad.³

Las propiedades estéticas iniciales que pueden ser logradas con la resina acrílica son muy buenas. Sin embargo se desgasta con facilidad y acumula placa , pudiendo muy pronto decolorarse por pigmentación superficial, son buenos termoaislantes y tienen menor tendencia a la erosión que los silicatos.⁷

Una de las deficiencias más serias de las resinas acrílicas es su falta de resistencia, el módulo de elasticidad y el límite proporcional también es bajo, lo que indica que con facilidad se produce deformación elástica y luego plástica.⁷

RESINAS COMPUESTAS.

Resinas convencionales o macropartículas.

Las resinas acrílicas se han reemplazado en gran medida por las resinas compuestas, por los muchos inconvenientes que presentaban, desde el advenimiento de la resina compuesta, se han ido sucediendo una serie de apariciones de diferentes tipos de materiales tendientes a mejorar las propiedades y el comportamiento clínico de esta.

La primera generación de resinas compuestas llamadas también de macropartículas, convencionales o tradicionales se caracterizan por la presencia de una carga inorgánica con partículas grandes, preparadas por molido, con tamaños que van de 1 a 100 micrómetros.¹¹

El término material compuesto se refiere a la combinación tridimensional de un mínimo de dos materiales químicamente diferentes y con una interfase definida que separa los componentes, tal combinación proporciona propiedades que no pueden obtenerse con ninguno de los componentes por sí solos.

Estos compuestos consisten en una mezcla de resina y material de relleno. La naturaleza de la resina puede diferir ligeramente de un producto a otro , aunque en esencia todos contienen un metacrilato o un acrilato modificado. Siendo los monómeros más utilizados, BIS-GMA y dimetacrilato de uretano, junto con la de glicol dimetacrilato de trietileno, utilizado para controlar la viscosidad de los materiales no mezclados.⁶

RESINAS COMPUESTAS MICRORELLENAS.

Un nuevo grupo de resinas compuestas ha sido creado, su relleno está formado por partículas sumamente pequeñas; por ello se les llama resinas microfinas, microrellenas y/o "pulibles".

En la resina microrellena el tamaño de la partícula de relleno -sílice pirógeno- es del orden de sólo 0.04µm, o sea, inferior a la longitud de onda de la luz visible. Estas partículas de sílice microfinas pueden incorporarse directamente a la pasta, aunque generalmente vienen preincorporados a un monómero.⁸

La característica más interesante y llamativa de las resinas microrellenas es su capacidad de lograr una superficie sumamente tersa con el acabado, lo cual era siempre un problema mayor con las resinas compuestas tradicionales con un grosor de partícula mucho más grande.³

RESINAS COMPUESTAS HÍBRIDAS.

Este tipo de resina híbrida generalmente combina macrorellenos tradicionales con sílice pirógeno agregado (microrelleno), ambos tratados con agentes de unión y añadidos a la matriz de resina.³

El propósito de esta mezcla es obtener materiales con las mejores propiedades de las macro y micropartículas. Dando por resultado un composite más resistente al desgaste, con un coeficiente de expansión térmica similar al de las macropartículas, con una reducida pérdida superficial de relleno y excelentes propiedades físicas, presentando el inconveniente de no dar una superficie tan tersa como la ofrecida por los microrellenos.¹¹

RESINAS COMPUESTAS CURADAS CON LUZ.

Recientemente, la aparición de resinas curadas con luz visible, ha desplazado al sistema de luz ultravioleta, aunque el mecanismo básico de la polimerización es el mismo, este utiliza otras sustancias químicas (cetonas), que son sensibilizadas o activadas por la luz visible de determinadas longitudes de onda (400 a 500nm). Estas características le permiten no sólo polimerizar resinas más gruesas, sino también curarlas a través de una capa de esmalte.³

AMALGAMA.

A pesar de los progresos considerables obtenidos en los últimos años en el campo de los composites, especialmente en relación a su utilización en los dientes posteriores, la amalgama de plata continúa ocupando un lugar destacado en la Odontología restauradora.^{9,6}

*Una amalgama de plata es una aleación donde uno de los componentes es el mercurio. Los componentes recomendados por la American Dental Association son la plata, 65 %; estaño, 25%; cobre, 6 %; y zinc, 2 %.*⁴

*El tamaño de la partícula influye en la manipulación y propiedades finales de la restauración con amalgama. Deberán emplearse las partículas pequeñas de la aleación, puesto que han mejorado las características de manejo, producen mayores fuerzas en resistencia al desgaste y compresión, y superficies más lisas mediante el bruñido.*¹⁶

COMPÓMEROS.

*Es una variedad de ionómero de vidrio modificado con resina, que utiliza la tecnología de las resinas compuestas. Por ello es que se les denomina Compómeros o compo-ionómeros. Son un nuevo grupo de materiales de obturación, con la química y propiedades combinadas, de los ionómeros y las resinas compuestas.*¹⁶

El sistema compómero incluye la adición de partículas fluoradas a la matriz de resina, el sistema contiene monómeros ácido polimerizables; pero debido a su composición estos productos no producen la reacción ácido-base que se observa en los ionómeros. En lugar de eso la reacción ácido-base con la subsecuente liberación de fluoruros es debido a su naturaleza anhídrida y la reacción de partículas de vidrio fluoradas con la humedad bucal. La matriz de resina de estos sistemas provee mejor resistencia estructural que las resinas modificadas con ionómero de vidrio.

*Estos productos se pueden clasificar como poliácidos modificados de ionómero de vidrio y más comúnmente se refieren a ellos como compómeros.*¹³

Los compómeros revelan una excelente biocompatibilidad con la estructura dentaria y adecuada tolerancia pulpar.

*Es un material restaurador con continua liberación de fluoruro, excelentes propiedades de manejo, y extensa gama de colores con tonos naturales.*¹⁷

Las características físicas como la resistencia a la compresión, la tracción y fuerza tensil diametral, son mejores que las del ionómero de vidrio convencional y de la resina modificada con ionómero de vidrio, pero menos que las de resina híbrida. A pesar de estas propiedades, el compómero presenta aplicaciones limitadas a cavidades pequeñas permanentes y restauraciones temporales en zonas donde no estén sometidos a grandes cargas masticatorias.

Los compómeros tienen una menor liberación de fluoruro que los ionómeros de vidrio, además sus propiedades mecánicas y su resistencia de trabajo son inferiores a los de la resina dual, por lo que las indicaciones para su uso son muy limitadas.

El compómero tiene una consistencia de pasta lo que permite que no se desplome ni que se escurra al colocarlo y no se adhiera al instrumental, su adecuado manejo da por resultado una fácil y rápida colocación. En cuanto a la estética, estos materiales cuentan con una amplia gama de colores, puliéndose al alto brillo como las resina duales, casi inmediatamente después de su colocación.

El coeficiente de expansión térmica que se observa en los compómeros es semejante al de la dentina, lo que origina una buena estabilidad dimensional en la restauración, además de lograr una menor microfiltración, los compómeros presentan una baja liberación de fluoruros, por lo que se les considera poco anticariogénicos, el fluoruro es adicionado en el relleno y subsecuentemente se está liberando pero en menor cantidad que en los ionómeros de vidrio convencionales y los ionómeros de vidrio híbridos.¹⁶

Presentan excelente resistencia a la solubilidad por la gran cantidad de material de relleno que contienen en su fórmula, y una adecuada radiopacidad lo que permite exámenes radiográficos postoperatorios.¹⁷

CERÓMEROS

Las distintas variaciones en las propiedades de las resinas compuestas se deben principalmente a las diferencias en el tipo y grado de concentración del material de relleno empleado.

Es evidente que las resinas compuestas son superiores a las acrílicas no reforzadas, en cuanto a la mayor parte de sus propiedades mecánicas y físicas. Esto se deduce del efecto reforzador del relleno y las diferencias en las propiedades de los materiales de la matriz de resina.

Los materiales compuestos son considerablemente más resistentes que las resinas para obturaciones directas.

Recientemente se han desarrollado y presentado materiales reforzados con fibras (fiber-reinforced composite (FRC)) y materiales cerámicos optimizados con polímeros conocidos como Cerómeros, siendo logrados mediante la combinación de tecnología cerámica y la investigación de polímeros, sumadas a la integración de la fibra (FRC).

Este material ha sido reforzado con fibras de vidrio de pequeño diámetro ($5\mu\text{m}$ y $14\mu\text{m}$), que deben silanizarse para formar uniones químicas en la matriz de polímero. La unión estable matriz-fibra, proporciona un efecto sinérgico en todo el sustrato.

Los Cerómeros son una familia de cerámicas optimizadas con polímeros (CERamic Optimized polyMERS), cada uno individualizado según las indicaciones de uso y los requisitos específicos funcionales de manipulación y estética.

Cada Cerómero es una combinación específica de lo último en la tecnología de relleno cerámico con la química de polímeros ya contrastada, que proporciona lo más avanzado en estética y funcionalidad. En el sistema Cerómero, se consideraron las características de manipulación, resistencia y función de la restauración final.

Las características del material incluyen un relleno inorgánico cerámico entre 75%-80%, tamaño promedio de partícula menor a $1,0\mu\text{m}$, una estructura inorgánica tridimensional homogénea, una matriz orgánica compatible, propiedades óptimas ajustadas, mejora de la manipulación y un óptimo potencial de polimerización por luz y calor.¹

El material Cerómero es considerablemente diferente de las cerámicas y resinas convencionales. Incorpora un elevado contenido de partículas de relleno inorgánico que se obtiene con finas partículas cerámicas de tamaño submicrónico. Una matriz orgánica ocupa los espacios entre las partículas y refuerza la estructura homogénea inorgánica tridimensional. Como resultado, las restauraciones exhiben una estética natural, y una función clínica fiable, mayor resistencia a la abrasión gracias a la dureza del Cerómero semejante al esmalte, y a su alta resistencia a la flexión.³¹

La técnica de obturación asociada al método de colocación directo, ha demostrado ser de importancia fundamental debido a que compensa la contracción de polimerización del material. Dado que la mayoría de los métodos directos que compensen esta contracción implican la colocación en capas del composite, es necesario un material que mantenga su forma después de su aplicación. Es de esperar que tenga además la capacidad de conformar la anatomía correcta de la cara oclusal, como resultado de esto, no es aconsejable emplear un material de obturación que fluya espontáneamente, excepto en el caso de utilizarlo en zonas más profundas y menos accesibles de la preparación.¹

Los Cerómeros logran mejoras en la composición de su relleno, ya que han incorporado a la resina varios tipos de partículas y aditivos especiales para proporcionar al material mejoras en sus propiedades físico-químicas, de manipulación y de superficie, con un contenido en relleno del 80% (en peso). Al relleno cerámico se incorporaron además, trifluoruro de iterbio y partículas de vidrio de flúor-silicato de bario-aluminio para proporcionar una elevada liberación de flúor e incrementar la radiopacidad. La composición del relleno se completa con sílice pirolítica y partículas cerámicas esféricas. Esta combinación única de cinco partículas de relleno silanizadas, es la responsable de la resistencia a la abrasión del Cerómero. El tamaño de partícula varía entre 0,04µm y 3µm.³¹

La reducción del tamaño medio de partícula, aumenta también la capacidad de pulido y la suavidad de la superficie.

Además en el sistema de Cerómeros se ha incorporado un reológico constituido por plaquetas de silicato aglomeradas. Durante la aplicación, las láminas se disgregan y dispersan en los incrementos de composite, permitiendo dar la forma al material sin dificultad, y modelarlo sin que fluya o pierda la forma deseada. Con la finalidad de reducir la sensibilidad a la luz ambiente u operatoria y evitar polimerizaciones prematuras, se utilizan nuevos sistemas catalizadores

La introducción de la fase cerámica modificó significativamente la contracción de polimerización inicial, mejoró la estética del material en función con el tiempo de trabajo, su manipulación clínica, el coeficiente de expansión térmica y la rigidez del material. Las pruebas de laboratorio demuestran que son casi insolubles, existe una mayor capacidad para resistir el impacto masticatorio dadas sus excelentes condiciones mecánicas, su dureza superficial o resistencia a la indentación; es casi el doble de las resinas, la tenacidad está también mejorada, lo que provee una mayor resistencia a la distorsión. La estabilidad dimensional es notablemente mejor que la de las resinas híbridas.³¹

ESTUDIOS REALIZADOS POR DISTINTOS INVESTIGADORES

En 1878, Fletcher produjo el primer cemento traslúcido, que fué un silicato dental.¹⁰

Los principios básicos de la técnica para las incrustaciones de porcelana fueron presentados en el año de 1908 por el Doctor John Q. Byram.¹⁰

En 1930 se desarrolló en Alemania un material resinoso químicamente activado del color del diente.¹⁰

En 1934 Alemania introdujo las primeras resinas autopolimerizables.⁴

En 1940 Paffenbarger acondicionó una carga a la resina acrílica con la finalidad de eliminar el coeficiente de dilatación y aumentar su resistencia.⁴

Castan, P. y Hagger, O. desarrollaron agentes de adhesión y fijaron verdaderos avances en el desenvolvimiento de las resinas epóxicas.¹¹

En la década del cincuenta Schmidt y Purrmann, desarrollaron el primer material resinoso compuesto, bajo el nombre de P-Cadurit.¹¹

En 1950 fué introducido como material restaurador el acrílico autocurable, o de curado en frío.⁷

En 1951 Knok y Gleen fundamentándose en las experiencias de Paffenbarger, juntaron 15% de silicato de aluminio a la resina acrílica, obteniendo lo que se llamó en ese momento resina compuesta.⁴

En 1959 Bowen, R. en Estados Unidos, patenta su famosa fórmula de Bowen cuya composición resinosa fué producto de la reacción del bisfenol A y del metacrilato de glicidilo.¹¹

En 1960, Bowen, después de varias experiencias juntó resina epóxica con resina acrílica, obteniendo el BIS-GMA. ⁴

En 1962, el Doctor Ray Bowen desarrolló la resina básica apoyándose en un sistema de resinas combinadas.¹⁰

Según Combe y Grant (1973) si se logra la combinación de los materiales de relleno de las resinas, estos soportarán la carga y añadirán resistencia a la resina compuesta, proporcionando un módulo más elevado de elasticidad que es el caso de los materiales a base de polímeros.²

En 1974, Wilson y Kent, desarrollaron los ionómeros de vidrio, basados en sistemas poliacrílicos, siendo creados para obtener un material con mejores propiedades que los cementos de silicato.¹⁸

Un Nuevo Sistema Cerómero Para Restauraciones Inlay/Onlay:

El interés por reducir el uso de restauraciones metálicas ha estimulado a los investigadores para desarrollar nuevas técnicas y, en particular, nuevos materiales más adecuados para la estética y función. Las primeras resinas compuestas indirectas presentadas en 1980 no proporcionaban resultados satisfactorios a largo plazo. Sin embargo contribuyeron a que se desarrollasen las incrustaciones de cerámica.

Los fabricantes y los laboratorios de investigación comprendieron la necesidad de desarrollar una nueva generación de materiales indirectos con propiedades mecánicas y de manipulación mejoradas, pero que también tuviesen cualidades ópticas y estéticas comparables a los del material restaurador cerámico. El objetivo de un material restaurador estético, que tuviese alta resistencia, posibilidad de pulido y facilidad de manejo llevó, en primer lugar a la utilización de los composites, y más recientemente, a la introducción de cerámicas optimizadas con polímeros (Cerómero, Targis, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein), para constituir un nuevo material que podría ser idóneo para restauraciones inlays y onlays.

Una comparación de las propiedades físicas de los Cerómeros con los tejidos dentales duros, resinas compuestas, aleaciones y cerámicas permite a los clínicos clasificar este material con cualidades muy completas en sustitución de las restauraciones metálicas.

Es muy importante la técnica de colocación del material por capas, y considerar que la técnica de fotopolimerización debe realizarse desde varios ángulos.

Tras la polimerización, el pequeño exceso de material se retira usando una hoja de bisturí y tiras metálicas en interproximal. Para retirar grandes cantidades de material sobrante y para ajustes oclusales se recomienda usar fresas de carburo de tungsteno o diamantes finos.

Antes de iniciar el acabado, los márgenes del onlay deben sellar para reducir los posibles defectos en el área marginal. Este paso post-cementado es esencial para reforzar el sellado de la restauración de composite. Tras grabar con ácido durante 10 segundos, se aplica una capa de adhesivo (Syntac) a los márgenes, se adelgaza el espesor levemente con aire, y luego se polimeriza durante 30 segundos. Entonces el onlay se pule usando un cepillo de sílice y se refina con pasta diamantada.

La elección de un material restaurador fué determinada por las indicaciones clínicas específicas. Las resinas compuestas de laboratorio de segunda generación, tales como el Targis System, poseen cierta resiliencia que resulta positiva, dado que los dientes están sujetos a complejas micro-deformaciones durante la función y la parafunción. Al contrario que la cerámica que es frágil, el Cerómero proporcionó un alto grado de flexibilidad durante diversos movimientos y durante la masticación, por lo cual protege la unión en la interfase entre dientes y restauración, mientras proporcionó al mismo tiempo una restauración estética.¹⁴

Aplicación Anatómica de un Nuevo Cerómero Directo:

Los materiales de resina compuesta se han convertido en los materiales básicos de restauración en las clínicas odontológicas modernas orientadas hacia la estética. Sin embargo, la aplicación de resinas compuestas en dientes posteriores sigue siendo un reto, debido a la necesidad de aplicación por capas y a las características de manipulación de estos materiales en clínica. Las nuevas cerámicas optimizadas con polímeros (Cerómeros), como Tetric Ceram (Vivadent, Schaan, Liechtenstein), ofrecen ahora una versatilidad y propiedades de manipulación superiores en respuesta a la creciente demanda clínica de realizar restauraciones naturales de alta calidad. Este artículo evalúa la selección y utilización del Cerómero directo para restauraciones en posteriores y presentó un método predicable para obtener mejores restauraciones estéticas.

Los objetivos actuales de la Odontología restauradora son el respeto de los conceptos básicos de tratamiento y, además, establecer una integración armoniosa de la restauración con la dentición. Esta situación implica la restauración de la anatomía, resistencia y función del diente natural mediante la utilización de un material biocompatible además de estético. Debido a las limitaciones conocidas de las propiedades intrínsecas de los materiales restauradores anteriores y las técnicas clínicas, hasta hace poco, este concepto era inadecuado para dientes posteriores.

La Odontología permanecía en la era de la amalgama y las incrustaciones metálicas. En las preparaciones cavitarias de pequeño y mediano tamaño, la aplicación directa de modernas resinas compuestas permite alcanzar hoy día elevadas expectativas. Para un número limitado de restauraciones grandes, las técnicas semidirectas e indirectas que emplean cerámicas o los nuevos Cerómeros ofrecen opciones de tratamiento mucho mejores.

La técnica de obturación asociada al método de colocación directo, ha demostrado ser de importancia fundamental debido a que compensa la contracción de polimerización del material. Dado que la mayoría de los métodos directos que compensen esta contracción, implican la colocación en capas del composite, es necesario un material que mantenga su forma después de su aplicación. Es de esperar además que tenga la capacidad de conformar la anatomía correcta de la cara oclusal. Como resultado de esto, no es aconsejable emplear un material de obturación que fluya espontáneamente, excepto en el caso de utilizarlo en zonas más profundas y menos accesibles de la preparación.

Los nuevos Cerómeros Tetric Ceram y Tetric Flow (Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ofrecen dos consistencias diferentes para adaptarse a ambas necesidades clínicas.

En el sector posterior, al usar materiales de resina, los clínicos tienen menos experiencia en la elaboración de una anatomía natural y funcional, así como en la obtención del color y transparencias naturales. Trabajar metódicamente, con instrumentos bien diseñados, es la clave para obtener restauraciones de alta calidad además de facilitar los procedimientos clínicos.

El paso inicial consiste en la identificación de las referencias anatómicas básicas teniendo en cuenta el diente adyacente y el antagonista:

- 1. Posición de la cresta.**
- 2. Posición y profundidad de las fosas y fisuras.**
- 3. Posición de las cúspides.**
- 4. Contactos oclusales.**

El método de obturación depende fundamentalmente de la configuración cavitaria. Además, el método de colocación debe respetar el concepto básico de la estratificación natural, que se basa en la construcción del núcleo con un material de color semejante a la dentina y su recubrimiento con un material de color esmalte/incisal. Para una cavidad de 2/3 de superficie, las paredes proximales externas se reconstruyen hasta la cresta marginal con el mismo material incisal/esmalte, y luego el volumen restante, si es necesario, se obtura con sucesivos incrementos de material.

Es importante que la anatomía oclusal sea visualizada sobre la preparación, además, debe tenerse en cuenta las futuras fosas y fisuras con el fin de obtener la forma y localización correctas de las cúspides y sus extensiones oclusales. La capa de composite superficial debe ser bastante delgada, como sucede en los tejidos naturales. La aplicación de esta técnica de capas requiere solo dos tipos de instrumentos: condensadores-espátulas (Compo-Sculp:DD 3 al 6, Suter Dental Manufacturing, Chico;CA) para colocar y extender el composite en la cavidad; e instrumentos para conformar-esculpir (Compo-Sculp:DD1 y 2, Suter Dental Manufacturing, Chico, CA). El último tiene dos extremos de trabajo, uno que asemeja la forma de llama, y el otro con una punta afilada angulada. Con este instrumento se reproduce fácilmente la superficie anatómica, siguiendo los criterios morfológicos que han sido visualizados previamente.

Esta técnica de estratificación anatómica tiene varias ventajas. La primera y más evidente es la obtención de una apariencia más natural y estética de la restauración. Otro beneficio de esta propuesta es facilitar los procedimientos de acabado y ajuste oclusal.

El pulido y el acabado oclusal al final del tratamiento, queda reducido a un ajuste oclusal y al nivelado de los márgenes para obtener una suave transición con la estructura dental natural.

Los discos de pulir se usan preferiblemente para superficies planas, mientras que las piedras diamantadas finas y las puntas de silicona están mejor indicadas para el acabado de superficies irregulares. Para áreas oclusales desiguales, se recomienda el empleo de cepillos con pasta de pulir para alisar la superficie de composite.

Debe tenerse en cuenta que conseguir un alto brillo de la restauración es un objetivo que no depende exclusivamente del pulido sino que la suavidad de la superficie dependerá de la estructura del composite. El tamaño máximo y medio de las partículas de relleno, la dureza y composición de éste son los parámetros más significativos para la calidad de la superficie del composite.

Las restauraciones de composite carecen a menudo de racionalidad, de instrumentación adecuada y, algunas veces, son consideradas como "sensibles a la técnica". Sin embargo, una selección de las técnicas restauradoras idóneas y de materiales como Tetric, y Tetric Ceram, han demostrado ser esenciales para facilitar los resultados estéticos y funcionales. La integración funcional y estética de la restauración se beneficia con la elección de métodos directos, semidirectos o indirectos. La adecuada selección del material restaurador fué un elemento clave para el éxito. Por último, la estratificación de forma natural de las capas de resina compuesta, como la conseguida con la estratificación descrita, que ayuda en el control de los vectores de contracción de polimerización, representó el último ingrediente para obtener restauraciones en clínica con una estética y longevidad superiores en calidad.¹⁵

Restauraciones de Cerómero y Estructura reforzada con fibra: Revisión Técnica:

El uso de resinas sintéticas y cerámicas sobre la base de estructuras metálicas sigue siendo el pilar fundamental en coronas y puentes. Cada material, que se utilizó en combinación con otro tiene propiedades inherentes a él mismo que inducen tensiones en el sistema. La combinación de la tecnología cerámica y la investigación de polímeros, sumadas a la integración de la fibra, han dado como resultado el desarrollo y presentación de un Cerómero (Vivadent, Schaan, Liechtenstein) y un sistema para estructuras reforzadas con fibra (Targis/Vectris System, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein).

Todos los materiales leñosos son compuestos reforzados con fibra (Fiber-Reinforced Composites (FRC)) consistentes en fibras de celulosa embebidas en una matriz de lignina. En Odontología, el propósito de un material FRC es obtener mejores propiedades y efectos sinérgicos. El material Vectris es un material reforzado con fibras (FRC) que sirve como estructura para el sistema Targis.

El material ha sido reforzado con fibras de vidrio de pequeño diámetro (5µm y 14µm), que deben silanizarse para formar uniones químicas con la matriz del polímero. Esta unión estable matriz-fibra proporciona un efecto sinérgico en todo el sustrato.

Los Cerómeros son una familia de cerámicas optimizadas con polímeros (CERamic Optimized polyMERS), cada uno individualizado según las indicaciones de uso y los requisitos específicos funcionales, de manipulación y estéticos. Targis es el Cerómero indirecto y sus indicaciones son para utilizarlo en restauraciones sobre una estructura de Vectris, sobre estructura de metal o sólo. Un objetivo del proyecto Targis/Vectris fué ajustar las propiedades de la restauración protésica a las

de la detención natural. Estos ajustes dieron como resultado una menor tensión para la estructura (Vectris) y para el material de recubrimiento (Targis).

Para la utilización de este Cerómero, se consideraron las características de manipulación, la resistencia y la función de la restauración final.

El nuevo sistema Cerómero/FRC (Targis/Vectris), rivalizó con las restauraciones convencionales sobre estructuras metálicas. El material y los procedimientos han sido desarrollados específicamente para aplicaciones dentales universales. Esta nueva tecnología FRC es la única fibra de vidrio preimpregnada que asegura homogeneidad y humectación completa de cada fibra individual, junto con una excelente adaptación, consiguiendo una integridad marginal óptima y una longevidad clínica excepcionales.

Obtención de Restauraciones Funcionales Empleando un Nuevo Sistema Cerómero:

El campo de la Odontología está iniciando una nueva experiencia con una nueva generación de materiales cuya tecnología simplificará las preparaciones conservadoras, se obtendrá una mayor resistencia a la abrasión, una mejor durabilidad y una estética natural. La demanda de restauraciones sin metal aumenta continuamente, por lo que es necesario la búsqueda de materiales más compatibles.

Históricamente, las restauraciones directas con resina compuesta se utilizaban ante todo, para pequeñas aplicaciones en anteriores, pero presentaban dificultad para conseguir contornos y puntos de contacto, además de indicios de sensibilidad dental como resultado de la contracción por polimerización.

Recientemente los nuevos materiales, han ampliado y mejorado la gama de alternativas, estéticas y funcionales existentes para los sectores anterior y posterior. Con el desarrollo y presentación de los materiales reforzados con fibras (Fiber-Reinforced Composite (FRC)) y los materiales cerámicos con polímeros (CERamic Optimized polyMERS), conocidos como Cerómeros. La gama de materiales restauradores para el sector posterior incluye ahora la posibilidad de realizar restauraciones sin metal, biocompatibles, que poseen la misma fortaleza y resistencia potencial al desgaste de las estructuras estéticas sobre estructura metálica. Además, estas restauraciones sin metal pueden ser ajustadas y pulidas eficazmente en clínica.

En la terapia prostodóntica convencional, se emplea una subestructura metálica como armazón para proporcionar resistencia y durabilidad a la restauración. Sin embargo, este armazón a menudo inhibe la transmisión de la luz incrementando la opacidad y limitando la translucidez de las restauraciones.

El Cerómero y el material FRC (Targis/Vectris) proporcionan al profesional subestructuras de puentes y coronas translúcidos, de color dentinario, que cumplen los requisitos de las restauraciones estéticas, al tiempo que muestran la resistencia y la durabilidad de las restauraciones con metal. Los materiales son biocompatibles y parecen resistentes a las condiciones orales. Vectris es un material para estructuras de color dental, translúcido, activado por luz. Compuesto por un número de capas laminadas de fibras, además de grupos de fibras dispuestos uniaxialmente.

El material Cerómero de recubrimiento (Targis) es considerablemente diferente de las cerámicas y resinas convencionales. Incorpora un elevado contenido de partículas de relleno inorgánico que se obtiene con finas partículas cerámicas de tamaño submicrónico. Una matriz orgánica ocupa los espacios entre las partículas y refuerza la estructura homogénea inorgánica tridimensional. Como resultado, las restauraciones exhiben una estética natural, una función clínica fiable, compatibilidad con el desgaste y una resistencia a la abrasión mejorada gracias a la dureza del Cerómero, semejante al esmalte, y a su alta resistencia a la flexión.

El nuevo material Cerómero representa una alternativa a las soluciones convencionales con coronas y puentes, para el tratamiento de restauraciones unitarias o múltiples en el sector anterior o posterior, en las cuales una preparación supragingival puede mejorar la compatibilidad con los tejidos blandos. Además, está el beneficio de la unión adhesiva para preparaciones de coronas clínicas cortas.

Los puentes posteriores con pónico único entre los dientes pilares son la indicación principal para el sistema Targis/Vectris. Diferentes aplicaciones tales como inlays, onlays, restauraciones unitarias o múltiples supraestructuras de implantes, y puentes con armazón metálico son adecuados para los materiales Cerómeros y FRC. Además, están indicados en casos en que las cúspides de soporte en céntrica están debilitadas o socavadas. La utilización del Cerómero y del FRC puede restablecer la resistencia en esas áreas de un modo funcional y estético.

El nuevo sistema de Cerómero y FRC ofrece a los clínicos, diseños conservadores de las preparaciones, mejor integridad marginal y mayor resistencia en comparación con las restauraciones de resina compuestas. Sin embargo, estos materiales no están indicados cuando no se pueda conseguir el aislamiento absoluto. El sistema Targis/Vectris está contraindicado para casos en donde los márgenes de la preparación sean subgingivales, o en los que exista más de un pónico entre dos pilares. Es aconsejable también asignar un tono más translúcido en los márgenes, con el objeto de mezclarse con el color y la estructura natural del diente. Las consideraciones específicas de color deberían ser comunicadas claramente al laboratorio.

Todo el acabado y el pulido está restringido al uso de fresas de carburo y tungsteno y sistemas de pulido de cerámica, debido a las propiedades físicas únicas y a las características de esta nueva categoría de materiales.

La combinación de estos nuevos materiales proporcionan restauraciones duraderas, estéticas, y resistentes a la abrasión, que han sido los beneficios clasificados como tradicionales de las restauraciones de cerámica reforzadas con metal. Sin embargo, el sistema Targis también aporta las ventajas características de las resinas adhesivas, tales como la sencillez del ajuste final, el pulido, la unión eficaz con cementos de composite, un bajo grado de fragilidad y una baja susceptibilidad a la fractura.

Para asegurar los resultados óptimos con estos nuevos materiales, deben ser tenidas en cuenta la capacidad de aislar la dentición afectada para la unión adhesiva, la selección del color, la preparación congruente, y un diseño funcional. El sistema Targis muestra una característica de ajuste y manipulación que son ideales. Con los tonos de reciente introducción, la estética se ha realizado, resultando restauraciones más naturales y translúcidas.

El nuevo sistema Targis también ofrece alternativas para las restauraciones coronales de recubrimiento total anteriores y posteriores y para incrustaciones. En los casos en que las amalgamas han fallado, el sistema Targis puede ser usado para conseguir una estética natural y duradera. Adicionalmente, los nuevos materiales complementan a los composites convencionales para restauraciones inlay/onlay.

Aunque son necesarios estudios a largo plazo y más evaluaciones clínicas para determinar el amplio éxito de estos materiales, las evaluaciones del uso de este material desde 1989 en restauraciones unitarias, y los exámenes de su comportamiento desde 1992 en restauraciones con pilares múltiples han sido prometedores. Estas evaluaciones iniciales sugieren que el sistema Targis funcionó como alternativa duradera, biocompatible y estética a las restauraciones convencionales.

Cuando se utilizó para crear restauraciones posteriores unitarias o múltiples, los materiales muestran una estética natural, propiedades de manipulación mejoradas, resistencia a la abrasión y durabilidad.¹²

Factores que influyen en la fuerza de contracción de resinas compuestas y compomeros:

El propósito de este estudio fué determinar, la influencia de la intensidad de la luz de curado, factor C, duración de la fotopolimerización, en materiales de restauración adhesiva, utilizando: (Tetric Ceram, Heliomolar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein), materiales compomeros (Compoglass F/Vivadent; Dyract AP/Dentsply/Detrey, Konstanz, Germany), un material Polyglass (Solitaire/Kulzer, Wehrhim, Germany), y un composite fluido (Tetric Flow/Vivadent), los materiales probados mostraron diferentes resultados en stress de contracción, siendo más significativo, Solitaire, Tetric Ceram y Dyrac AP.²⁰

Investigación de tres materiales de resina (composite) con respecto a los monómeros por el método HPLC:

El objetivo del siguiente estudio fué investigar la influencia del tiempo de polimerización y simular las condiciones orales en la liberación de monómeros orgánicos en materiales dentales de resina, (Solitaire: Kulzer, Tetric Ceram: Vivadent y Pertac II: Espe), de los resultados se recomendó minimizar la exposición a los monómeros, fotocurando el tiempo recomendado por el fabricante, además el material de resina debe tener suficiente cantidad de iniciador para tener una polimerización óptima.²¹

Estudio clínico piloto del sistema Artglass:

Kulzer recomienda Artglass, resina composite como una alternativa en material de carillas sobre estructura de oro. El resultado de este estudio sugiere que no es realizable en la practica clínica debido a su alta capacidad para fracturarse y baja resistencia a la compresión.²²

Resistencia a la fractura, comparación de composites y compómeros:

El propósito de este estudio fué comparar la resistencia a la fractura de los compómeros y composites, con seis productos comerciales,: Compoglass/Tetric Ceram (Vivadent); Dyract/ Spectrum (Dentsplay); ANA /NORM (Nordiska); F-2000/Z100 (3M); Hytac/Pertac II (Espe); Freedom/Glasier (SDI); utilizando la técnica UCTASLI, los datos fueron analizados por ANOVA y la prueba de comparación de TUKEY.²³

Desgaste in vitro de resinas composite indirecta:

El propósito de este estudio fué evaluar el desgaste y las características de varios materiales utilizados en la superficie oclusal: Targis, Ivoclar; Artglass, Kulzer; Solidex, Shofu; Sculpture, Jeneric/Pentrom; Estenia, Kuraray; Gold Alloy, G. C. Todos los datos fueron estadísticamente analizados por ANOVA.²⁴

Materiales composite, compómero y cerómero. comparación de resultados termogravimétricos y propiedades de pulido:

Los objetivos de este estudio, fueron comparar las propiedades de pulido y terminado de los composites, compómeros y cerómeros, usados como material de obturación y frentes en odontología, utilizando un termoanalizador, fué analizado y comparado las propiedades de pulido de cada material: Tetric, Tetric Ceram (Vivadent), Targis (Ivoclar), Durafill, Artglass, Dentacolor (Kulzer), Dyract (Dentplay) and Z100 (3M). El brillo fué significativamente evaluado, utilizando un criterio de alto brillo, bajo brillo y una superficie opaca.²⁵

Desarrollo de stress higroscópico de materiales restauradores y de cementado basados en resina:

El objetivo fué determinar la magnitud y desarrollo del stress por expansión higroscópica al sumergir en agua los materiales seleccionados: a) Resina Dual, b) Adhesivo Anaerobio Luteinizante, c) RMGICF2LC, d) Compómero, e) Composite restaurativo (Pertac II, Tetric Ceram, Z100), las resinas compuestas mostraron los más bajos niveles de tensión higroscópica.²⁶

Efectos del reforzamiento con fibras, en la resistencia a la fractura:

Este estudio evaluó los efectos del reforzamiento con fibra de dos sistemas comerciales reforzados con fibras: Belle Glass, Kerr corp. and Targis/Vectris, Ivoclar N. A. 30. Los resultados mostraron que no hubo diferencias significativas en la resistencia a la fractura.²⁷

Abrasión pin-sobre-disco. resultados en composite y compómeros:

La resistencia a la abrasión es un factor importante para la duración de los materiales, los materiales a probar fueron: a) Solitaire, b) Charisma, c) Heliomolar, d) Tetric, e) Tetric Ceram, f) Pertac, g) Pertac II, h) Ketac Silver. Los análisis estadísticos mostraron que los compómeros sufrieron mayor desgaste que los composites.²⁸

Resistencia a la fuerza de unión de los composites con un material reforzado con fibras:

La resistencia a la fuerza de cementado fué usada en materiales nuevos y materiales viejos, para simular la reparación con FPD. Los especímenes fueron: a) Targis, b) Sinfony, c) Artglass, d) Tetric Ceram, e) Dentacolor, f) Z100. Los datos estadísticos fueron representados utilizando la prueba de Mann Whitney U-Test.²⁹

Resistencia a la fractura de coronas hechas de composite reforzado con fibras:

Recientemente una generación de resinas para coronas y puentes contiene relleno de fibras submicrónicas de vidrio, estos materiales compuestos de partículas híbridas ultrapequeñas son distintos de los materiales con relleno convencional: Sinfony, Vectris Single, Targis; para determinar el comportamiento de las nuevas resinas a la fractura, fueron sometidas a carga en un ángulo de 45° hasta la fractura. Las diferencias estadísticamente significativas fueron realizadas por ANOVA.³⁰

SIGNIFICACIÓN CLÍNICA DE LAS PRUEBAS APLICADAS.

SORCIÓN ACUOSA:

Un material en el medio bucal que presente mucha absorción de agua, tendrá cambios volumétricos y tratándose de un material que deba AJUSTAR EXACTAMENTE , provocará fallo clínico.

La mucha sorción acuosa favorecerá también la solubilidad posterior.

RESISTENCIA A LA ABRASIÓN:

El uso de materiales de restauración en dientes que implique su colocación en zonas posteriores provoca que sean sometidos algunas veces a alimentos abrasivos, y a contacto constante entre dientes antagonistas cuyo esmalte generalmente es más duro que esos materiales; ambos hechos provocan desgaste, por lo que si un material restaurador no tiene adecuada resistencia requerirá frecuentemente de su reemplazo.

RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN.

Las cargas que se aplican en la boca son de gran magnitud, por lo que es importante que los materiales que se utilicen en la restauración de cavidades la soporten, ya que un material con poca resistencia a la carga se fracturaría al encontrarse en condiciones de masticación.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

Existe en la actualidad un gran avance en la elaboración de materiales dentales para restauraciones estéticas y funcionales, entre los cuales están los Cerómeros.

Sin embargo, debido a su reciente aparición, no se han realizado las pruebas necesarias para comprobar la calidad funcional de dicho material.

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO:

Al realizar pruebas de comportamiento mecánico y sorción en los Cerómeros, podremos comprobar su comportamiento en comparación con las resinas fotopolimerizables. Y de esta manera determinar cual de los dos materiales representa una mejor opción.

HIPÓTESIS:

Dado su menor contenido polimérico, los Cerómeros tienen un mejor comportamiento, que las resinas híbridas en pruebas in vitro, a desgaste a la abrasión, sorción acuosa y, resistencia a la compresión.

OBJETIVO GENERAL:

Valorar el comportamiento de un Cerómero ante un abrasivo, carga compresiva y su nivel de sorción acuosa, y comparar el resultado con el mostrado en igualdad de condiciones por una resina híbrida.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

a) Someter la superficie de una probeta de prueba hecha con Cerómero a la fricción de una superficie abrasiva, carga compresiva por una máquina universal de pruebas y determinar su nivel de sorción acuosa

b) Someter la superficie de una probeta de prueba hecha con Resina híbrida a la fricción de una superficie abrasiva, carga compresiva por una máquina universal de pruebas y determinar su nivel de sorción acuosa

c) Comparar los resultados obtenidos en dichas pruebas, incluyendo un grupo control de amalgama.

MATERIAL Y MÉTODOS:

MATERIALES

- Tornamesa giratoria (Philco).
- Discos de madera con un radio de 11.7 cm.
- Abrasivo (lija de grano fino A-99 600).
- Brazo para tornamesa con un peso de 32.26 gr
- Tijeras.
- Cemento adhesivo (resistol 5000).
- Silicón
- Alambre 16
- Pinzas
- Cuatro hacedores de muestra de acuerdo a la Norma ADA.
- Lámpara de fotopolimerización Visilux 2(3M).
- Pistola de inyección para resina.
- Targis Quick y Targis Power.(Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Amalgamador Silamat.
- Aparato de carga para preparar especimen de amalgama.
- Lentes protectores.
- Cronómetro.
- Balanza analítica.
- Tornillo micrométrico (Mitutoyo) con aproximación de 0.0001 gr
- Loseta de vidrio.
- Pincel.
- Llave Allen.

- Acetato precortado en trozos de dos cm. Por lado aprox.**
- Resina compuesta Z-100 (3M).**
- Cerómero Targis. (Vivadent, Schaan, Liechtenstein).**
- Amalgama Luxalloy.(Degussa, México).**
- Ambientador.**
- Desecador.**
- Estufa Hanau con 95 al 100% de humedad a 37°C.**
- Máquina universal de pruebas mecánicas Instron. (Chicago Illinois,AMCO).**

METODOLOGÍA

Los especímenes para las pruebas fueron elaborados en hacedores de muestra que cumplen con las especificaciones de las Normas num. 27 (muestras de resina compuesta y de Cerómero) y num. 1 (muestras testigo de amalgama), y preparando el material de acuerdo a lo indicado por cada fabricante en el respectivo instructivo.

Se elaboraron especímenes de cada material (Cerómero, Resina Z 100, y Amalgama) de la siguiente manera:

TARGIS :

-Se colocó Targis incisal dentro de un hacedor de 4mm. de diámetro por 6 mm. de altura aproximadamente, colocándose el material por capas de 2mm. mediante un instrumento de obturación de superficie plana.

-Cada capa fué condensada y llevada al Targis Quick donde fué fotopolimerizada durante 20 seg. hasta obtener la obturación total en el hacedor.

-La última etapa de fotopolimerización fué realizada por ambos lados del espécimen durante 40 segundos.

-Se retiró el espécimen del hacedor y se cubre totalmente con un gel mediante un pincel, para poder ser llevado al Targis Power donde permaneció hasta su fotopolimerización final total durante 25 minutos.

Z 100:

-Se colocó Resina Z 100 dentro del hacedor de muestra, por capas de 2mm. siendo fotopolimerizadas mediante una lámpara de resinas durante 40 segundos hasta terminar su obturación total.

-Al finalizar esta se colocó un cubreobjetos de 2mm. de espesor sobre la superficie del espécimen y fué realizado un fotopolimerizado final por 40 segundos, realizándose en ambas superficies del espécimen.

-Terminada la elaboración de los especímenes y previo a la prueba , cada espécimen de Targis y Z 100, fueron colocados y mantenidos durante 15 minutos a 37°C y a 95-100% de humedad relativa dentro de la estufa Hanau.

-Terminada la elaboración de los especímenes estos, fueron llevados a una superficie impregnada con carburo de silicio número 240, y tallados contra ella para su pulido.

-Finalmente se retiraron los especímenes del hacedor y fueron colocados en un frasco con agua bidestilada donde permanecieron durante 24 hrs dentro del ambientador a 37°C.

LUXALLOY:

-La Norma número 1 para amalgama dental no marca prueba de abrasión. En este estudio, se realizó dicha prueba con fines comparativos.

-Fueron colocadas capsulas de amalgama Luxalloy número 2 dentro del amalgamador durante 6 segundos.

-A continuación la amalgama fué colocada dentro del hacedor, a los 30 segundos de haber iniciado la colocación , fué sometida a una carga de 17kg,980grms.

-A los 45 segundos de tiempo, fué retirada la carga y vuelta a colocar a los 50 segundos, donde permaneció hasta complementar un minuto 30 segundos, pasado este tiempo se retiró el exceso de mercurio y el espécimen fué almacenado durante 24hrs. en el ambientador.

-Terminado el proceso de almacenamiento de los especímenes se procedió de la siguiente manera:

PRUEBA DE ABRASIÓN:

-Una tornamesa fué adaptada acoplado al plato giratorio una superficie circular de igual diámetro que contenía papel abrasivo grano 600. El brazo portaaguja fué adaptado para que descansando sobre la superficie abrasiva, tuviera un peso total de 5.836 grms. y colocado y fijado de tal manera que portando al espécimen y girando el disco, el recorrido total fuera de 10 mts. Todo el tiempo de abrasión (21 segundos), la superficie abrasionante y el espécimen, fueron hidratados por goteo de agua bidestilada.

-Previo a la prueba y terminada esta todos los especímenes fueron medidos y pesados.

PRUEBA DE SORCIÓN :

-Los especímenes de Targis y Z 100 empleados en la prueba de abrasión , fueron pesados en la balanza analítica, y posteriormente fueron sometidos al efecto de un desecador, siendo sacados cada 24 hrs. para verificar su peso; cuando se obtuvieron 2 lecturas iguales (aproximación a milésimas de gramo) consecutivas , el dato fué anotado como PESO INICIAL, entonces, los especímenes fueron sumergidos en agua bidestilada cuidando que en ningún caso contactaran la superficie del recipiente, esto, para asegurar que toda la superficie del espécimen quedara expuesta al agua.

-La inmersión duró 24 hrs, al término de las cuales, cada espécimen fué sacado e inmediatamente pesado para obtener el PESO FINAL. La diferencia entre ambas lecturas fué considerada porcentaje de sorción de agua.

PRUEBA DE RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN :

-Una vez elaborados 5 especímenes de cada material, como se indicó anteriormente, y almacenados durante 24 hrs. en una solución de agua bidestilada (excepto amalgama) dentro del ambientador.

-Fueron sometidos a carga compresiva en una máquina universal de pruebas Instron mediante celdas de carga, los resultados fueron anotados y comparados, mediante análisis estadístico.

ADDENDUM 1 DE LA NORMA 27 EN SU PUNTO A-1

A 1 Alcances.

Este ADDENDUM especifica los métodos para probar materiales de obturación basándose en resinas, para fuerza compresiva, fuerza tensional, contracción de polimerización y opacidad. Da una guía sobre la fuerza diametral tensional, coeficiente de expansión térmica y la resistencia a la abrasión.

A 2 Métodos de prueba.

A.2.1 Reactivos generales, aparatos y condiciones de prueba.

A.2.2 Fuerza compresiva.

A.2.2.1. Aparatos.

A.2.2.1.2. Molde de metal acoplado, cubierto con un medio de separación apropiado (grasa espectroscópica). Dividir el molde de metal con una separación apropiada, para la preparación de especímenes cilíndricos de 4.0 ± 0.1 mm de diámetro por 6.0 ± 0.1 mm de altura; utilizándose dos plaquillas de vidrio cilíndrico de área suficiente para cubrir el molde.

A.2.2.1.3 Grapa pequeña.

A.2.2.1.4 Fuente de energía externa (para materiales tipo 2) como recomienda el fabricante para uso con el material de prueba.

A.2.2.1.5 Aparatos de prueba adecuados para aplicar carga compresiva uniaxial a una velocidad de 0.1 ± 0.25 mm/min.

A.2.2.2 Preparación de especímenes de prueba.

A.2.2.2.1 Materiales tipo I.

Mezcle el material de acuerdo a las instrucciones del fabricante y colóquelo inmediatamente en el molde posicional sobre una plaquilla de vidrio. Coloque la segunda plaquilla de vidrio en la parte alta del molde y aplique presión cuidadosamente por medio de la grapa, así se extruirá el exceso del material del molde.

Tres minutos después del comienzo de la mezcla coloque el ensamblado en un baño de agua manteniendo la temperatura a 37°C. 15 Minutos después de comenzar la mezcla remueva el ensamblado y separe el molde. Guarde el especimen en agua destilada a 37°C. Prepare cinco especímenes.

A.2.2.2.2 Materiales tipo II.

Prepare el material de acuerdo a las instrucciones del fabricante y llene el molde con el material como se describe en el punto A.2.2.2.1. Coloque la punta de la fuente de energía externa contra la plaquilla de cuarzo, e irradie el especimen durante el tiempo recomendado, invierta el molde e irradie el otro extremo del especimen.

El producto empieza la profundidad de curado a 3.00mm, la profundidad de curado es determinada a la Norma ISO 4049 7.7, si es menos de 3.00mm entonces un molde de vidrio de cuarzo deberá ser usado para permitir la exposición lateral de la luz después de la irradiación, coloque el ensamblado en un baño manteniendo la temperatura a 37°C durante 15 minutos, entonces mueva el especimen del molde y almacénelo en agua destilada a 37°C.

RESULTADOS DE PÉRDIDA DE LONGITUD Y PESO

TARGIS(CERÓMERO).

LONGITUD INICIAL mm	SUPERFICIE TOTAL mm	LONGITUD FINAL mm	SUPERFICIE TOTAL mm	Porcentaje de abrasión
5.613mm	95.58 mm	5.603mm	95.45mm	0.17815%
5.854mm	95.59 mm	5.798mm	95.84mm	0.95661%
5.853mm	98.84mm	5.863mm	98.72mm	0.17027%
5.552mm	94.82mm	5.483mm	93.94mm	1.24279%
5.582mm	95.20mm	5.511mm	94.32mm	1.27194%
5.556mm	94.82mm	5.496mm	94.07mm	1.07991%
5.575mm	95.87mm	5.563mm	94.95mm	0.21524%
5.552mm	94.82mm	5.539mm	94.57mm	0.23414%
5.939mm	94.60mm	5.924mm	99.47mm	0.25256%
5.853mm	98.59mm	5.839mm	98.34mm	0.23919%

Tabla de longitud de Targis

TARGIS (CERÓMERO)

PESO INICIAL	PESO FINAL	porcentaje de peso
0.1523 gr.	0.1501 gr.	9.545%
0.1613 gr.	0.1599 gr.	9.784%
0.1614 gr.	0.1598 gr.	9.872%
0.1511 gr.	0.1492 gr.	9.394%
0.1514 gr.	0.1499 gr.	9.432%
0.1513 gr.	0.1500 gr.	9.407%
0.1519 gr.	0.1502 gr.	9.495%
0.1510 gr.	0.1498 gr.	9.457%
0.1611 gr.	0.1599 gr.	9.947%
0.1564 gr.	0.1543 gr.	9.834%

Tabla de peso Targis.

RESULTADOS DE PÉRDIDA DE LONGITUD Y PESO:

Z-100 (RESINA)

LONGITUD INICIAL mm	SUPERFICIE TOTAL mm	LONGITUD FINAL mm	SUPERFICIE TOTAL mm	porcentaje de abrasión
5.998mm	100.35mm	5.864mm	98.72mm	2.23407%
5.827mm	98.21mm	5.679mm	96.33mm	2.5399%
5.884mm	99.72mm	5.653mm	96.08mm	3.2683%
5.972mm	100.10mm	5.772mm	97.59mm	3.34896%
6.132mm	102.11mm	5.971mm	100.10mm	2.62557%
5.804mm	97.96mm	5.729mm	96.96mm	1.29221%
6.001mm	100.48mm	5.811mm	98.09mm	3.16613%
5.980mm	100.22mm	5.853mm	98.59mm	2.12374%
5.850mm	98.59mm	5.653mm	96.08mm	3.36752%
5.807mm	99.22mm	5.603mm	95.45mm	3.13513%

Tabla de longitud Z-100

Z-100 (RESINA)

PESO INICIAL	PESO FINAL	porcentaje de peso
0.1693 gr.	0.1659 gr.	9.872%
0.1629 gr.	0.1610 gr.	9.633%
0.1672 gr.	0.1646 gr.	9.608%
0.1673 gr.	0.1649 gr.	9.759%
0.1711 gr.	0.1691 gr.	10.010%
0.1689 gr.	0.1639 gr.	9.191%
0.1710 gr.	0.1671 gr.	9.809%
0.1701 gr.	0.1669 gr.	9.859%
0.1684 gr.	0.1648 gr.	9.608%
0.1698 gr.	0.1652 gr.	9.545%

Tabla de peso Z-100

RESULTADOS DE PÉRDIDA DE LONGITUD Y PESO

LUXALLOY (AMALGAMA)

LONGITUD INICIAL	SUPERFICIE TOTAL mm	LONGITUD FINAL	SUPERFICIE TOTAL mm	porcentaje de abrasión
7.457mm	108.69mm	7.424mm	118.31mm	0.44253%
7.990mm	125.47mm	7.927mm	124.59mm	0.78848%
7.833mm	123.46mm	7.773mm	122.20mm	0.76599%
7.922mm	115.80mm	7.862mm	123.84mm	1.64099%
7.653mm	121.20mm	7.585mm	120.32mm	0.88854%
7.672mm	121.45mm	7.659mm	121.20mm	0.16944%
7.833mm	123.46mm	7.756mm	122.46mm	0.98302%
7.647mm	121.07mm	7.593mm	120.45mm	0.70615%
7.743mm	122.33mm	7.705mm	121.83mm	0.49076%
7.832mm	123.14mm	7.753mm	118.69mm	1.00868%

Tabla de longitud Luxalloy

LUXALLOY (AMALGAMA)

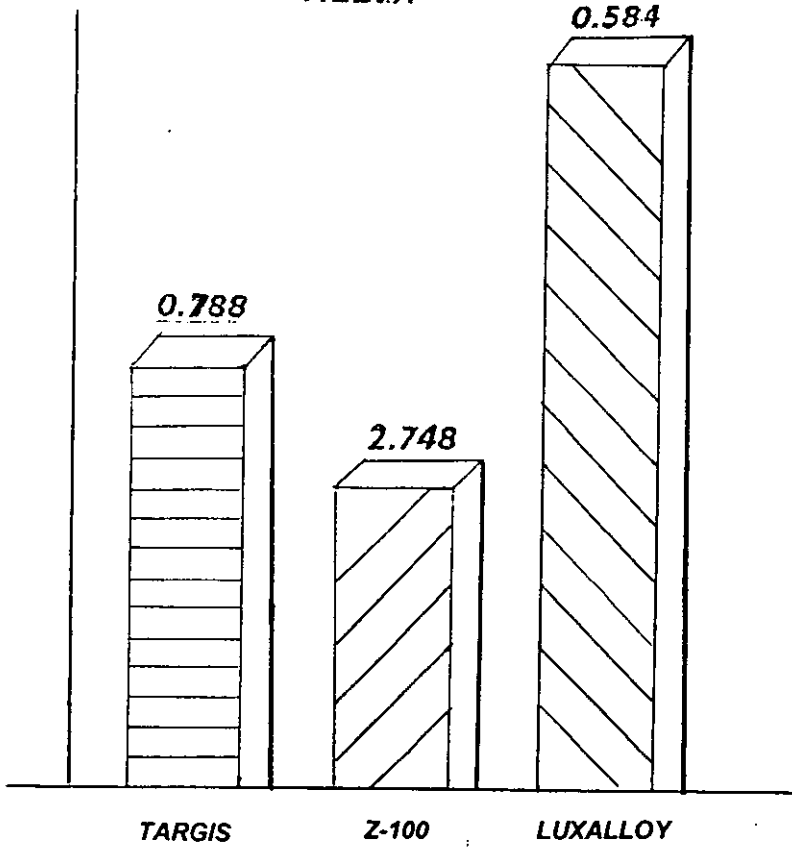
PESO INICIAL	PESO FINAL	porcentaje de peso
1.0388 gr.	1.0360 gr.	11.831%
1.1312 gr.	1.1162 gr.	12.459%
1.0998 gr.	1.0948 gr.	12.220%
1.1104 gr.	1.1062 gr.	12.384%
1.0727 gr.	1.0699 gr.	12.032%
1.0870 gr.	1.0826 gr.	12,120%
1.0891 gr.	1.0843 gr.	12.246%
1.0703 gr.	1.0642 gr.	12.045%
1.0812 gr.	1.0769 gr.	12.183%
1.0539 gr.	1.0492 gr.	11.869%

Tabla de peso Luxalloy

GRÁFICA DE RESISTENCIA A PRUEBA DE ABRASIÓN

LONGITUD

MEDIA



La representación gráfica de resistencia a la abrasión muestra a Targis con un valor promedio superior a Z-100, pero menor con respecto a Luxalloy.

RESULTADOS DE PRUEBA DE SORCIÓN ACUOSA

TARGIS (CERÓMERO)

PESO INICIAL	PESO FINAL	porcentaje de sorción
0.1488 gr.	0.1492 gr.	0.0000419%
0.1338 gr.	0.1342 gr.	0.0000408%
0.1427 gr.	0.1429 gr.	0.0000202%
0.1465 gr.	0.1471 gr.	0.0000638%
0.1503 gr.	0.1508 gr.	0.000053%
0.1461 gr.	0.1465 gr.	0.0000425%
0.1439 gr.	0.1444 gr.	0.0000536%
0.1540 gr.	0.1546 gr.	0.0000634%
0.1535 gr.	0.1544 gr.	0.0000904%
0.1475 gr.	0.1479 gr.	0.0000406%

Tabla A. Resultados de Targis (Cerómero)

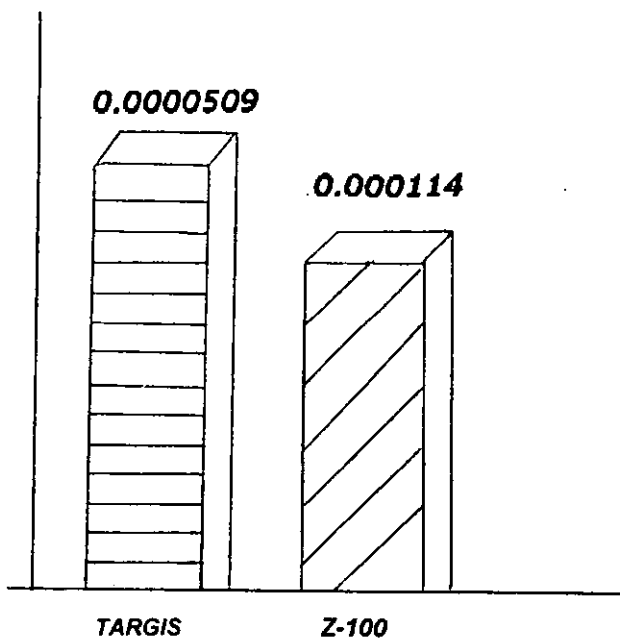
Z-100 (RESINA)

PESO INICIAL	PESO FINAL	porcentaje de sorción
0.1645 gr.	0.1651 gr.	0.0000607%
0.1603 gr.	0.1609 gr.	0.0000622%
0.1638 gr.	0.1645 gr.	0.0000728%
0.1620 gr.	0.1637 gr.	0.0001741%
0.1549 gr.	0.1588 gr.	0.0001896%
0.1600 gr.	0.1608 gr.	0.0000825%
0.1580 gr.	0.1587 gr.	0.0000713%
0.1578 gr.	0.1587 gr.	0.0000912%
0.1650 gr.	0.1657 gr.	0.0000728%
0.1636 gr.	0.1642 gr.	0.0000628%

Tabla B. Resultados de Z-100.

GRÁFICA DE SORCIÓN ACUOSA

MEDIA



Los valores promedio de sorción acuosa mostrados gráficamente son mayores para Targis en relación a Z-100.

RESULTADOS DE RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

TARGIS (CERÓMERO)

<i>Resistencia en kilogramos</i>	<i>Resistencia en MPa</i>
260 KG	152.2 MPa
252 KG	154.3 MPa
310 KG	189.8 MPa
296 KG	181.3 MPa
174 KG	106.5 MPa

Resultados de resistencia a la compresión.

Z-100 (RESINA)

<i>Resistencia en Kilogramos</i>	<i>Resistencia en MPa</i>
434 KG	265.8 MPa
164 KG	100.4 MPa
402 KG	246.2 MPa
402 KG	246.2 MPa
428 KG	262.1 MPa

Resultados de resistencia a la compresión.

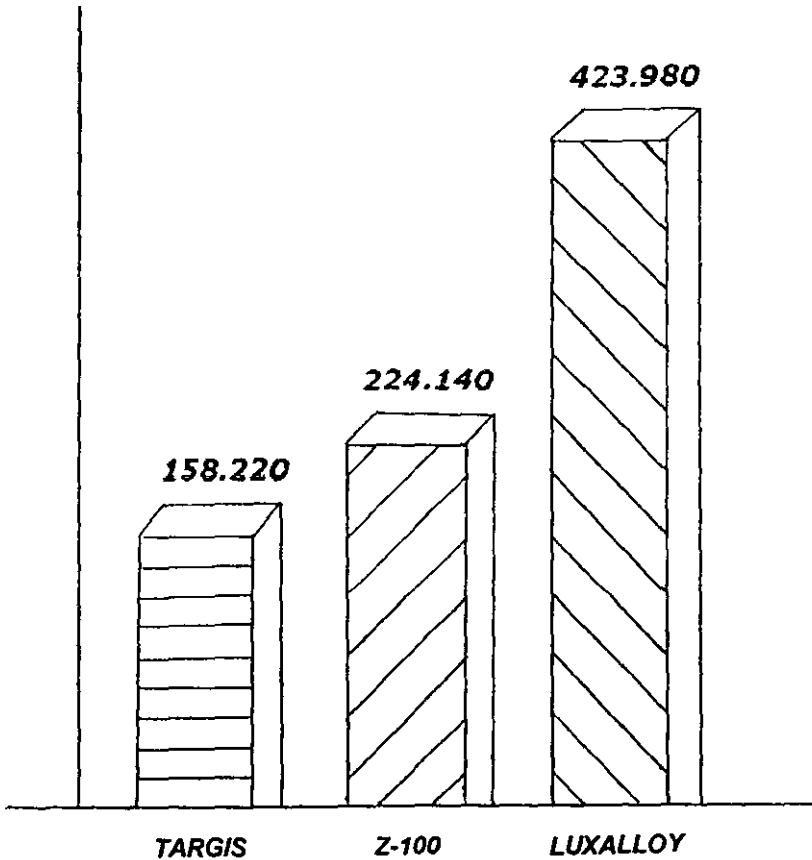
LUXALLOY (AMALGAMA)

<i>Resistencia en Kilogramos</i>	<i>Resistencia en MPa</i>
572 KG	446.3 MPa
600 KG	468.1 MPa
544 KG	424.4 MPa
504 KG	393.2 MPa
516 KG	402.6 MPa

Resultados de resistencia a la compresión

GRÁFICA DE RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

MEDIA



En esta gráfica Luxalloy como grupo control mostró valores mucho más altos de resistencia a la compresión que Targis y Z-100, siendo este último el que obtuvo mejor promedio con respecto a Targis.

ESTA PRUEBA SE HIZO EN
LABORATORIO DE LA UNAM 457

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los especímenes de resina fueron elaborados de acuerdo al ADDENDUM 1 de la Norma 27 en su punto A. 2.2.2.2. Los resultados fueron analizados estadísticamente por el método de varianza Anova de una vía. en el cual se realizó:

Desviación standar, Media aritmética y Coeficiente de variación y se compararon los grupos por Análisis de Tukey.

Los análisis estadísticos fueron evaluados gráficamente, indicando el desgaste por abrasión, la pérdida de peso, sorción de agua y resistencia a la compresión.

MÉTODO ESTADÍSTICO

La investigación fué prospectiva y comparativa.

VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

- Análisis de varianza de una vía (ANOVA).

VARIABLES INDEPENDIENTES

- Tipo de relleno y tamaño de partícula.

VARIABLES DEPENDIENTES

- Tiempo de abrasión, Número de grano, Tiempo de sorción acuosa, Tiempo y carga durante la compresión.

- Ganancia de peso en agua.

- Resistencia a la compresión de especímenes .

PRUEBA DE DESGASTE POR ABRASIÓN

Al comparar los resultados obtenidos entre el Targis (Gpo. 1), Z 100 (Gpo. 2) y amalgama Luxalloy (Gpo. 3) en la prueba de desgaste por abrasión se observó que al comparar las medias aritméticas (medidas de longitud y peso) del Gpo. 1 (Targis) y el Gpo. 2 (Z 100), el valor que representaba a Targis era significativamente más elevado en comparación con el obtenido con Z 100.

Al comparar los resultados entre el grupo 1 (Targis) y el Gpo. 3 (Luxalloy) se observó una diferencia muy poco significativa entre los valores de ambas medias aritméticas de longitud (VER CUADROS 1a y 1b), mientras que la diferencia de peso entre el Gpo. 1 (Targis) y Gpo. 3 (Luxalloy) también hubo diferencia significativa (VER CUADROS 2a y 2b). De lo anterior Targis obtuvo un porcentaje mayor de resistencia a la abrasión con respecto a Z-100

**CUADRO 1a
DESGASTE POR ABRASIÓN EN LONGITUD
ANÁLISIS DE VARIANZA DE UNA VÍA**

GRUPO	MEDIA	D.E.
Gpo. 1	0.788	0.485
Gpo.2	2.748	0.715
Gpo. 3	0.584	0.397

**CUADRO 1b
PRUEBA DE TUKEY
COMPARACIÓN POR FACTORES**

COMPARACIÓN	Diferencia de medias	* P<0.05
Gpo. 2 vs. Gpo. 1	2.164	SI
Gpo. 2 vs. Gpo. 3	1.959	SI
Gpo. 3 vs. Gpo. 1	0.204	NO

CUADRO 2a

**DESGASTE POR ABRASIÓN EN PESO
ANÁLISIS DE VARIANZA DE UNA VÍA**

GRUPO	MEDIA	D.E.
Gpo. 1	1.011	0.201
Gpo.2	1.930	0.614
Gpo. 3	0.495	0.306

CUADRO 2b

**PRUEBA DE TUKEY
COMPARACIÓN POR FACTORES**

COMPARACIÓN	Diferencia de medias	* P<0.05
Gpo. 2 vs. Gpo. 3	1.435	SI
Gpo. 2 vs. Gpo. 1	0.919	SI
Gpo. 1 vs. Gpo. 3	0.516	SI

P = Porcentaje de diferencia significativa

Media aritmética= Valor promedio estadístico de un grupo

PRUEBA DE SORCIÓN ACUOSA

Al observar los resultados obtenidos en dicha prueba entre el Gpo. 1 (Targis) y el Gpo. 2 (Z 100), se encontró que los valores de las medias aritméticas de ambos grupos son muy similares entre sí, por lo que no existe una diferencia significativa.

Además de que el porcentaje de absorción fue más alto para el Gpo. 2 (Z 100), lo que significa que el Targis es un material con un índice de sorción acuosa más bajo.

(VER CUADRO 3)

CUADRO 3

PRUEBA DE SORCIÓN ACUOSA

ANÁLISIS DE VARIANZA DE UNA VÍA

GRUPO	MEDIA	D.E.	COEFICIENTE DE VARIACIÓN
Gpo. 1	0.0000509	0.0000188	0.00000596
Gpo.2	0.000114	0.000102	0.0000324

RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

Los resultados obtenidos al realizar la prueba de compresión entre los grupos: 1 (Targis) , 2(Z 100), y 3 (Luxalloy) muestran una clara diferencia entre los valores de sus medias aritméticas siendo el Gpo. 3 (Luxalloy) el que obtuvo un promedio de resistencia a la compresión más alto que los otros dos grupos; los cuales al compararlos entre sí no tuvieron una diferencia significativa en sus resultados siendo para el Targis el valor más bajo en resistencia a la compresión.

(VER CUADROS 4a y4b)

CUADRO 4a

PRUEBA DE RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

ANÁLISIS DE VARIANZA DE UNA VÍA

GRUPO	MEDIA	D.E.	COEFICIENTE DE VARIACIÓN
Gpo. 1	158.220	32.486	14.528
Gpo. 2	224.140	69.752	31.194
Gpo. 3	423.980	30.847	13.795

CUADRO 4b

PRUEBA DE TUKEY

COMPARACIÓN POR FACTORES

COMPARACIÓN	Diferencia de medias	* P<0.05
Gpo. 3 vs. Gpo. 1	268.700	SI
Gpo. 3 vs. Gpo. 2	202.780	SI
Gpo. 2 vs. Gpo. 1	65.920	NO

DISCUSIÓN

Las pruebas aplicadas a los materiales motivo del estudio se seleccionaron en función de ejemplificar condiciones que con mayor frecuencia son causa de fracaso clínico de un material restaurador. En las pruebas de abrasión realizadas por nosotros muestran a Z 100 (3M) con mayor desgaste sobre Targis (Ivoclar) y Luxalloy (Degusa) (Grupo control).

Dicha prueba fue realizada sobre un papel abrasivo en condiciones de humedad y comprueba que el contenido del material de carga de Targis (Ivoclar) le proporciona mayor resistencia al desgaste, que la resina Z -100(3 M). En nuestros estudios se confirma que la amalgama de plata tuvo menor pérdida de desgaste sobre Targis (Ivoclar), esto se ve también en los estudios realizados por S. Suzuki sobre pérdida de sustancia, donde el oro ofreció valores de pérdida mucho menores que Targis (Ivoclar), lo que comprueba que estos metales en boca tienen mucho mejor comportamiento a la abrasión que Targis (Ivoclar).

Las pruebas realizadas en resistencia a la fractura por C. A. Muñoz y J. Torres evaluaron a Targis (Ivoclar) contra Belle Glass (Kerr Corp.), y mostraron que no hubo diferencia significativa en sus resultados; mientras que en nuestro trabajo la prueba realizada de Targis (Ivoclar) y Z-100 (3M) en resistencia a la compresión, Z 100, aunque mostró valores de resistencia más altos no fueron significativos; se utilizó amalgama Luxalloy (Degusa) como grupo control siendo esta última la que obtuvo el mejor resultado en resistencia a la compresión. En nuestro trabajo los valores de resistencia obtenidos concuerdan con los de C. A. Muñoz en cuanto a que no hubo diferencia significativa en los promedios de resistencia a la compresión entre los materiales utilizados en la investigación.

En nuestra revisión bibliográfica no encontramos antecedentes de estudios de sorción acuosa en Cerómeros; nosotros decidimos verificarla dada su incidencia en la falla de un material en boca. Targis (Ivoclar) y Z-100 (3M) fueron sometidos a la prueba de sorción siguiendo la metodología descrita en este trabajo. Los resultados obtenidos muestran que Targis (Ivoclar) tuvo menor sorción acuosa que Z 100 (3M), por lo que nosotros incidimos que el contenido de material orgánico de Targis (Ivoclar) influyó en su menor cantidad de sorción acuosa. Relacionando estos valores con los obtenidos por Watts y Colaboradores en pruebas de tensión higroscópica (absorción acuosa), ésta fue mayor, en un Cerómero (Tetric Ceram (Ivoclar)) en comparación con Z 100 (3 M).

En el material valorado por nosotros (Targis), observamos que el valor de absorción acuosa fue mayor en Z 100 (3 M), por lo que la tensión higroscópica en Targis (Vivadent) será menor dado su contenido de material orgánico en relación con Z 100.

Valoraciones de este tipo tendrán que hacerse para comprobar este factor además de comparar la cantidad de contenido de material inorgánico y relacionarlo. Aunque en general el Cerómero mostró un comportamiento más adecuado que la resina compuesta, la diferencia entre las cifras obtenidas no arroja una conclusión definitiva sobre la publicitada superioridad de un Cerómero sobre una resina compuesta y por lo tanto ambos materiales constituyen una opción adecuada para restauración estética.

El estudio confirmó algo sabido pero actualmente no mencionado por la propaganda comercial: La superioridad de la amalgama en cuanto a la resistencia física ante cargas y condiciones que se dan en el medio bucal (compresiva y de abrasión).

CONCLUSIÓN

Los resultados obtenidos confirmaron nuestra hipótesis; el cerómero al contener menor estructura polimérica mostró - en lo general- mejor comportamiento que la resina híbrida. Es conveniente mencionar que, nuestras expectativas no fueron alcanzadas, ya que esperábamos una rotunda superioridad del cerómero y no fué así, las cifras individuales y posteriormente analizadas estadísticamente muestran valores más altos para el cerómero pero con poca diferencia.

Un resultado importante de mencionar fué: la mayor resistencia a la compresión de la resina compuesta y esto podría ser explicado por el hecho de la presencia en el cerómero de varias interfases dada la multiplicidad de sus componentes.

Los valores de comportamiento mecánico del grupo testigo confirmaron que la única razón para elegir un cerómero o una resina en lugar de amalgama es la ESTÉTICA.

BIBLIOGRAFÍA

1. **Zanghellini Gerhard, Gary Unterbrink Gary, Didier Dietschi;**
Signature International, Volumen 2 ,Ivoclar Vivadent, 1997. pp. 1 a 11
2. **Hampson E. L. Odontología Operatoria Editorial Salvat. 1984.**
pp. 85-90.
3. **Baum Lloyd, D. M. D. Tratado de Operatoria Dental, Nueva**
Editorial Interamericana. México D.F. 1987. pp.211-224, 253-265.
4. **Narciso Baratieri Luis. Operatoria Dental, Procedimientos**
Preventivos y Restauradores, De. Quintessence 1993 Sao Paulo, Tokio,
México. pp.191-205, 353-360.
5. **J. N. Anderson, Materiales de Aplicación Dental De. Salvat**
Barcelona España. 1988. pp. 143-151.
6. **Barrancos Money Julio. Operatoria Dental Restauraciones De.**
Medica Panamericana México 1989 Tercera reimpresión pp.228-231, 560-565.

7. **Williams D.F. Materiales en Odontología Clínica Editorial Mundial Argentina 1982. pp.139-143, 158.**

8. **Roth Françoise. Los composites, Editorial Masson, 1994. pp.35-48.**

9. **H. William, Gilmore. Odontología Operatoria. Segunda Edición. Editorial Nueva Interamericana. 1976. pp.214-220, 292-296.**

10. **Gerald T. Chaberneau. Operatoria Dental, Principios y Practica. II Edición. Editorial Médica Panamericana. México 1984. pp.274-278.**

11. **Uribe Echeverría, Jorge. Operatoria Dental, Ciencia y Practica. Ediciones Avances. 1990. pp.207-232,195.**

12. **Dr. Thomas Trinkner. Signature International Volumen 2, Número 2. 1997. pp.2-11.**

13. **Journal of Esthetic Dentistry, Vol. 7 Nos 1-3, 1995: pp. 110-117.**

14. **Bernard Touati, DDS, DSO. Signature International. 1997. Volumen 3 Número 1 . pp. 7-11.**

15. *Dr. Didier Dietschi, Signature International. 1997. Volumen 2, Número 2. pp. 8-11.*

16. *Denehy, G. E. Vargas, M. Glass Restorations utilizing a new compomer material. Practical Periodontics and a estetic Dentistry. 1996. abril, vol. 8. pp. 269-277.*

17. *Knight, G. M. Co-cured, Light-activated glass-ionomer cement-composite resin restoration. Quintessence Int., vol. 25. num. 2. 1994. pp. 97-100.*

18. *F. Albers, Harry D.D.S. Odontología Estética. Selección y colocación de materiales. Editorial Labor, S.A. Barcelona 1988. pp. 3-10, 345-351.*

19. *ANSI/ADA Specification No. 27- 1993 .pp. 1-31.*

20. *Goebel, C.-P. Ernst, and B. Willershausen (Departament of restorative Dentistry and Periodontology, Johannes Gutenberg-University J Mainz, Germany). J Dent Res 77 (IADR Abstracts) 1998.pp.693 A.490.*

21. G. Keller, S. Vrana. C. P.Ernst and B. Willershausen
(Department of restorative Dentistry and Periodontology, Johannes
Gutenberg-University J Mainz, Germany). *J Dent Res 77 (IADR Abstracts)*
1998. pp. 818 A .1490.

22. T. E. Depew and J. A. Sorensen; *J Dent Res 77 (IADR Abstracts)*
1998. pp. 900 A. 950.

23. A. C. Shortall, S. E. Fisher, P. M. Marquis and S. Uctasli; *J Dent*
Res 77 (IADR Abstracts) 1998. pp.640 A. 65.

24. S. Suzuki. University of Alabama; *J Dent Res 77 (IADR*
Abstracts) 1998, pp. 204 A. 657.

25. Behr M Rosentritt M. Leibrock A, and Handel G.; *J Dent Res 77*
(IADR Abstracts) 1998 pp. 686, A. 433.

26. D. C. Watts, A. Al-Hindi and A. Ibrahim; *J Dent Res 77 (IADR*
Abstracts) 1998, A. 425. pp. 685.

27. C. A. Muñoz-Viveros, J. Torres; *J Dent Res 77 (IADR Abstracts) 1998, A. 1178. pp. 779.*

28. A. Petschelt, J. Sindel, N. Pelka; *J Dent Res 77 (IADR Abstracts) 1998, A. 1473. pp. 816.*

29. T. Frauenholz, M. Rosentritt, M. Behr, R. Lang; *J Dent Res 77 (IADR Abstracts) 1998, A. 1486. pp. 817.*

30 T. Kuretzky, M. Salex and B. Gangnus; *J Dent Res 77 (IADR Abstracts) 1998, A. 1486. pp. 817.*

31. *Signature International-Edición especial; Seminario Ivoclar Vivadent Williams. Del 13 al 15 de Agosto de 1998.*
pp 2-15.