



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Estudio comparativo en resistencia flexural de
composites ante carga compresiva

TRABAJO TERMINAL ESCRITO
DEL DIPLOMADO DE ACTUALIZACIÓN PROFESIONAL

Que para obtener el Título de:

CIRUJANO DENTISTA

Presenta:

JOSÉ ALEJANDRO YÉPEZ GARCÍA

TUTOR: MTR. JOSÉ ARTURO FERNÁNDEZ PEDRERO

ASESOR: MTR. JORGE GUERRERO IBARRA.

MÉXICO, D.F.

2005

m344889

A Dios, que aunque a veces yo me olvido de él, el siempre se acuerda de mi; y por permitirme vivir la más bonita experiencia de mucho tiempo, "la de ser padre".

A mi hijo Angel Yael, por que durante muchos años soñé contigo, sin imaginar que sería así de bello verte sonreir.

A mi esposa, por caminar a mi lado por ese pasaje tan difícil, y por que aunque en ocasiones la tormenta azota nuestros ideales con mucha fuerza, no bajas los brazos y luchas. "gracias Ardillita".

A mis padres por haber invertido su tiempo, sus esfuerzos y deseos de verme triunfar en la vida; y a quienes por no defraudar siempre lucharé.

A mi madre, que ante las adversidades siempre me pones el ejemplo de perseverancia, me sorprendes por tu fuerza de voluntad y tu alegría, y quien merece que Dios te guarde un pedacito de cielo. "gracias Mamá".

A mi hermana Rosy para que de vez en cuando voltees a mí y sepas que siempre estaré ahí para apoyarte y recordarte que las cosas que más valen la pena requieren de ese extra que no todos estamos dispuestos a dar. "vamos Comisario".

A mi hermana Marycruz, por todo lo que haz hecho por mi y por mi familia que en verdad es muchísimo y no tengo para pagarte, gracias por ser mi cómplice los últimos 6 años de mi vida. "te quiero mucho gordita".

A mi primo Teo, por su acompañamiento, disposición, y ayuda durante mis más recientes sueños hechos realidad y en los que ha tomado parte muy importante. "gracias Paparrín".

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

NOMBRE: Jose Gerardo Lopez Garcia

FECHA: 30-05-05

FIRMA: [Firma manuscrita]

A mis suegros con mucha admiración, por saber manejar con mucha inteligencia las situaciones que nos marcan, y por apoyarnos en esta aventura llamada vida.

A Armando Balderas, por ser mi primer apoyo al iniciar ésta carrera y por estar siempre ahí cuando te busco; gracias compadre por entender que a veces la distancia limita a compartir contigo lo que te mereces.

A Edgar Josué y a su familia por que también me apoyaron al inicio de este sueño y a quienes recordaré mucho tiempo. "Gracias Guffy por el hecho de permitirme conocerte y ser tu amigo".

A Marco A. Viguera Durán a quien confiaría hasta el más celoso de mis secretos, por la tranquilidad que me brinda y me inspira, cuenta conmigo siempre que me necesites y te felicito por adoptar el papel de padre como muy pocos lo harían, felicidades a tu esposa y besos al bebé, "muchas gracias Pana".

A mi Universidad por darme esa oportunidad de formarme y pertenecer a su legado, me siento muy orgulloso de ser parte de la máxima casa de estudios y de la cuál vaya a donde vaya siempre recordaré que: "por mi raza hablará el espíritu".

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
ANTECEDENTES	8
CLASIFICACIÓN DE LOS COMPOSITES.....	13
1RA. GENERACIÓN: COMPOSITES DE MACRORRELLENO.....	13
2DA. GENERACIÓN: COMPOSITES DE MICRORRELLENO.....	15
3RA. GENERACIÓN: COMPOSITES HÍBRIDOS.....	17
4TA. GENERACIÓN: COMPOSITES EMPACABLES.....	18
5TA. GENERACIÓN: TÉCNICA INDIRECTA.....	18
RESISTENCIA FLEXURAL	19
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	20
JUSTIFICACIÓN	21
OBJETIVO GENERAL	21
OBJETIVO ESPECÍFICO	21
MATERIAL	22
MÉTODO	23

MUESTREO	29
METODOLOGÍA	30
a) Criterios de inclusión.....	32
b) Criterios de exclusión.....	32
VARIABLES DEPENDIENTES	33
VARIABLES INDEPENDIENTES	33
ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN	34
RESULTADOS	35
DISCUSIÓN	36
CONCLUSIONES	37
FUENTES DE INFORMACIÓN	38

INTRODUCCIÓN

Con la evolución de los materiales restaurativos, cada día existe más la necesidad de mejores materiales restaurativos de color diente para reemplazar la estructura faltante de los dientes, así como para modificar el color y contorno dental, mejorando la estética facial. Los materiales poliméricos restaurativos comenzaron su evolución a finales de los 50's, desde entonces se han logrado muchos avances para mejorar las propiedades de los primeros materiales de resina. En la actualidad, los composites son los materiales mas usados en la Odontología restaurativa con un amplio rango de indicaciones.

Actualmente, los diferentes tipos de materiales dentales de uso directo como los composites, las resinas modificadas por poli ácidos, son aceptados por la mayoría de los clínicos como material de elección en el tratamiento de lesiones cariosas y no cariosas en dentición primaria y permanente; sin embargo, cada grupo o material presenta una serie de ventajas y limitaciones.

Los composites son materiales que sin lugar a duda han marcado la pauta en los últimos años en la odontología, hoy en día se cuenta con materiales que poseen adecuadas propiedades físicas, químicas, biológicas, radiológicas y estéticas. A pesar de las grandes ventajas, las resinas compuestas aún presentan algunos inconvenientes como el estrés y contracción de polimerización, grado de conversión monómero-polímero; aunque parece ser que existen factores que controlan, compensan o disminuyen dichos inconvenientes como el tamaño de cavidad, tipo de sustrato dental, configuración cavitaria, técnica de obturación, sistema y técnica de polimerización, composición química del material, etc.

Desde el punto de vista estético, se podría decir que estos materiales poseen buenas propiedades ópticas, permiten la mimetización con la estructura dental y obtener la apariencia natural de la restauración. La estética que se puede llegar a obtener con los compómeros es similar a la que se podría alcanzar con una resina híbrida, aunque la naturalidad de la restauración, no es superior a la que se podría obtener con un composite microhíbrido o de microrrelleno.

Los siguientes son atributos clave que un composite debe reunir:

- * Durabilidad.
- * Estética.
- * Manipulación.
- * Pulido.
- * Resistencia al desgaste.
- * Mínima contracción.
- * Múltiples opacidades.
- * Módulo flexural moderado.
- * Liberación de flúor.
- * Radiopacidad.

Los restaurativos anteriores y posteriores tienen diferentes requerimientos. Para casos anteriores, la estética, los tonos y el pulido es lo más importante, mientras que la resistencia al desgaste y la durabilidad deben ser prioridad en restauraciones posteriores. Un material restaurativo único que pueda ser considerado para ambos usos, debe cumplir estos requerimientos, optimizando el balance entre la fuerza y la resistencia para casos anteriores y posteriores.¹

¹ Esthet X. Manual Técnico, DENTSPLY, México 1999.

Agradezco plenamente a todos los profesores que jugaron parte importante en mi formación, en especial a aquellos que fueron más que un profesor y dejaron huella para permanecer por mucho tiempo en mi mente.

Agradecimientos especiales para el Dr. J. Enrique Santos Espinoza por su confianza depositada y su tiempo invertido.

Plenamente agradecido con el Mtro. José Arturo Fernández Pedrero por todo el apoyo y las facilidades para llevar a cabo la realización de este estudio.

Así también mis más sinceros agradecimientos al Dr. Jorge Guerrero Ibarra por todos sus conocimientos, apoyo en laboratorio de materiales dentales y su amistad principalmente. "gracias Dr. Jorge".

ANTECEDENTES

Desde siempre se han necesitado materiales de restauración que tengan el aspecto de los tejidos dentales naturales y que se puedan aplicar directamente en una preparación cavitaria con la plasticidad adecuada. Los pacientes demandan restauraciones estéticas, especialmente en la parte anterior de la boca, y los materiales de obturación directa tienen la ventaja del ahorro de tiempo y dinero en las restauraciones.

Entre los materiales de obturación de uso odontológico más reciente, encontramos la existencia de las resinas, teniendo como características el ser materiales de restauración directa, brindando estética y son relativamente fáciles de manipular.

Históricamente se han usado cuatro tipos de materiales para restauraciones estéticas directas: 1) silicatos, 2) polímeros acrílicos (sin relleno), 3) polímeros de dimetacrilato con refuerzos orgánicos (composites) y 4) ionómeros de restauración.

Los silicatos empezaron a utilizarse a finales del siglo pasado y se han venido usando ampliamente hasta los años setenta, siendo el primer material utilizado en la odontología como material de restauración de color semejante al diente. Los silicatos son muy solubles y no resisten la desintegración en el entorno bucal; debido a ello, representaban un sistema de restauración a corto plazo. Por otra parte, los silicatos cambiaban de color y se iban opacificando debido a la pigmentación y la deshidratación; debido a ello, sus cualidades estéticas se deterioraban con el paso del tiempo.

Los polímeros acrílicos sin relleno aparecieron hacia 1945, y fueron mejorando hasta convertirse en un material bastante utilizado en los años sesenta. Los acrílicos sin relleno eran menos solubles y no se deshidrataban, aunque el cambio de color seguía siendo un problema importante. Las cualidades menos deseables de los acrílicos sin relleno eran los importantes cambios dimensionales con el fraguado y la temperatura, que favorecían la entrada de la saliva por los márgenes; su escasa rigidez y resistencia mecánica; su escasa resistencia al desgaste, y los problemas con la caries recidivante.

Los dimetacrilatos compuestos aparecieron hacia 1960 y su empleo ha ido aumentando progresivamente, hasta convertirse en el material más usado para restauraciones estéticas directas.²

Las resinas de activación química utilizadas en odontología, se desarrollaron a finales de 1940, y estaban compuestos básicamente por metacrilatos. Se comienzan a utilizar como materiales de restauración por que se notó que poseían características tales como insolubilidad, estética, resistencia a la deshidratación, economía y su facilidad de manipulación, sin embargo, el fracaso clínico precoz de estos materiales solía deberse a que presentaban una alta contracción a la polimerización, alto coeficiente de expansión lineal térmico y decoloración, razón por la cual se le añadieron partículas de relleno, las cuales, al no tener enlace químico con la matriz orgánica, presentaban defectos microscópicos, que se traducían como manchas en los dientes por la filtración de fluidos, caries recidivante y sensibilidad postoperatoria.

² Craig Robert. Materiales de Odontología Restauradora. Editorial Harcourt Brace, Edición en español, décima edición 1998.

Un gran progreso en los materiales con base en los polímeros fue el desarrollo en la resina bis-GMA y la adición de agentes de cadena cruzada.³

Ray Bowen desarrolló en 1962 el componente de resina llamado BisGMA.

Bowen trabajó inicialmente en su mayor parte con resinas composite de relleno.

Su resina bis-GMA era mas grande y menos hidrófila que las resinas de metacrilato previas. Estas propiedades redujeron la contracción de polimerización y la absorción del agua del composite resultante.⁴

El desarrollo de las resinas de composite o de relleno para restauraciones ha permitido mejorar las propiedades mecánicas, reducir el coeficiente de expansión térmica, limitar los cambios dimensionales durante el fraguado y potencializar la resistencia a la abrasión de las restauraciones directas y, por consiguiente obtener mejores resultados clínicos. El desarrollo ulterior de sistemas adhesivos para composites ha contribuido igualmente a mejorar la calidad de las restauraciones de composite.^{5,6}

Originalmente los composites se emplearon para restauraciones anteriores de clase III, IV y V, en los que los resultados estéticos tenían una importancia primordial, y para restauraciones de clase I, que soportaban tensiones oclusales moderadas; sin embargo, las modificaciones introducidas

³ Bottino, Ferreira, Miyashita, Estética en Rehabilitación Oral "Metal Free". Editorial Artes Médicas Latinoamericana, 1ª Edición, Brasil, 2001.

⁴ Craig Robert. Materiales de Odontología Restauradora. Editorial Harcourt Brace, décima edición 1998.

⁵ Anderson. Materiales de aplicación dental. Salvat editors, España, 1998.

⁶ Anusavice KJ. *Physical properties of dental materials in Phillip's Cience of Dental Materials*. Philadelphia: Saunders WB Company, decimal edición.

en los materiales y las técnicas han permitido emplear su uso a las restauraciones posteriores clase II.

Los composites fueron introducidos en los años 60's con productos comerciales como Adaptic de (Johnson & Johnson) y Concise de (3M), estos eran químicamente curados y fueron indicadas para preparación de cavidades tipo III, IV y V. Tenían bajo contenido de relleno y sus partículas de relleno eran grandes, no se podían pulir y cambiaban de color a través del tiempo. Algunas duraban hasta más de 10 años, pero su larga duración en boca y su desadaptación marginal convirtieron en inaceptables para restauraciones posteriores en superficies oclusales de larga duración.

Un gran paso en la tecnología de los composites sucedió en 1970 con la introducción de los composites curados por medio de luz como Nuva-Fil de (DENTSPLY L.D. Caulk).

Algunos estudios demostraron que los composites curados por medio de luz eran más resistentes y más estables cromáticamente que los composites autopolimerizables.

Los materiales activados por la luz provocaron gran interés debido a la mejoría que proporcionaban desde el punto de vista estético, eran eficaces, pues como materiales de pasta única tenían menos probabilidades de incorporar burbujas de aire, presentaban gran estabilidad en el color, menos contracción volumétrica y tiempo de polimerización más reducido.⁷

La ventaja de la resistencia fue el resultado de usar partículas de relleno más pequeñas (principalmente de diámetros de 5 a 8 micrómetros).

Bottino, Ferreira, Miyashita, Estética en Rehabilitación Oral "Metal Free". Editorial Artes Médicas Latinoamericana, 1ª Edición, Brasil, 2001.

A inicios de los años 80's, aparecieron composites específicamente para usos posteriores con la introducción de productos como P-10 (producto dental 3M autopolimerizable) seguido por P30 (producto dental 3M foto curable) ambos fueron relativamente mas resistentes porque se redujo el tamaño de la partícula y se incremento la cantidad de relleno.

Debido a que se consiguió reducir el tamaño de la partícula, por lo general a 0.04 μm , los fabricantes fueron capaces de introducir productos de microrrelleno. Esta nueva generación de composites consiguió alto brillo al pulir, alta resistencia y buena estabilidad de color.⁸

De cualquier forma debido a la baja resistencia a la flexión y tensión estos composites fueron prohibidos para las restauraciones de clase II. La única excepción ha sido Heliomolar (Ivoclar-Vivadent), la cual fue desarrollada en 1986 y se mantiene aceptada para restauraciones posteriores.⁹

⁸ Ronald D. Jackson, Michael Morgan. "The new posterior resins and a simplified placement technique" JADA, 2000, 131:375-383

CLASIFICACIÓN DE LOS COMPOSITES

Para lograr clasificar a las resinas de uso dental, se han considerado diversos factores, los cuales se mencionan a continuación.

1.- Cronología (de acuerdo a su evolución)

1RA. GENERACIÓN: COMPOSITES DE MACRORRELLENO.

Para mejorar las propiedades físicas de las obturaciones se les reforzó cargándolas con partículas de relleno inorgánico y duras. Las resinas así cargadas fueron los primeros materiales dentales que recibieron la denominación de composites (hecho en distintas partes). Hoy se les denomina composites tradicionales, convencionales o de macro relleno. Los composites poseen básicamente dos componentes distintos: una matriz orgánica blanda y partículas duras de rellenos inorgánicos. Estas últimas confirieron una mejora significativa de las propiedades físicas de las resinas sin relleno.¹⁰

Los dos composites de relleno mas utilizados en nuestros días como carga de los composites de macro relleno son el cuarzo y los cristales de metal pesado, como los cristales de metal bario. Sin embargo, aunque el cuarzo es considerado un relleno excelente en términos de estética y durabilidad, no confiere radiopacidad al composite. Por otro lado, los cristales de bario confieren radiopacidad, pero son más quebradizos y solubles que los

¹⁰ General Burdairon. Manual de biomateriales dentales. Editorial Masson, noviembre 1991, España.

de cuarzo.¹¹ Hoy los que más se utilizan son los cristales de bario, ya que se requiere a toda costa la radiopacidad del composite.

Los estudios a largo plazo (5 a 10 años) realizados a los composites de macro relleno, muestran que son efectivos como materiales de color dentario para restauraciones anteriores. Sin embargo, distan mucho de lo ideal y se necesita mucho trabajo para conseguir mejorarlos.

Con la adición de relleno inorgánico a la matriz orgánica, se consiguieron las siguientes mejoras: disminución de la contracción durante la polimerización, aumento de la dureza y resistencia a la compresión, disminución de coeficiente de expansión lineal térmico, mejor resistencia a la fractura con mejor resistencia a las fuerzas de tracción, menor absorción de agua, una rigidez aumentada. Sin embargo, no se había logrado la obtención de: una mejor resistencia de abrasión, mejor estabilidad de color y mejor acabado de la superficie. La superficie no podía pulirse, y su rugosidad conllevaba al acumulo de placa y a la aparición de tinciones con el consiguiente compromiso estético y alteraciones gingivales. La rugosidad de superficie se debía a dos razones principalmente: poros o huecos y la proyección de los cantos de las partículas de relleno. El refuerzo de partícula es una macro partícula de 8-10 micrones en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%.

Aunque la contracción de polimerizado y el coeficiente de expansión térmica se han reducido sustancialmente por el mayor contenido de relleno inorgánico en comparación con resinas acrílicas sin relleno, la matriz de la resina no se enlaza químicamente a la estructura del diente. Por lo tanto, las técnicas de colocación deben ejecutarse con mucho cuidado, y deben incluir medidas para reducir los efectos de estas fuentes de cambio bidimensional.

¹¹

2DA. GENERACIÓN: COMPOSITOS DE MICRORELLENO.

Se desarrollaron para mejorar el problema de la rugosidad existente en la superficie de los composites de macro relleno. Las partículas individuales miden aproximadamente 0.04 micrones; por lo tanto son 200 a 300 veces menores en promedio de las partículas de cuarzo de los compuestos tradicionales. La fase orgánica se aumenta al 50% y 60%. El porcentaje de refuerzo de vidrio decrece en forma proporcional. Estos rellenos son extremadamente efectivos en el ajuste de la viscosidad de los fluidos por su mínima área de superficie. Una pequeña cantidad puede convertir un líquido en crema o pasta firme. Este tipo de micro rellenos previene la propagación de grietas en la matriz de la resina. Cuando se desarrolla una grieta en la superficie del material y se propaga hacia la resina, puede considerarse que se desvíe al encontrarse con la partícula de micro relleno.

A pesar de sus excelentes cualidades de acabado, los composites de microrrelleno no son los materiales ideales para algunas situaciones clínicas, ya que poseen ciertas limitaciones que deberán considerarse antes de ser utilizados.

1.-El coeficiente de expansión lineal térmico es menos favorable cuando menor es el contenido en relleno inorgánico del microrrelleno.

2.-En áreas sometidas a intensas fuerzas de presión como las clases IV, los micros rellenos han presentado mayor incidencia de fractura que los macro rellenos.

3.-El microrrelleno no confiere rigidez a la resina, ya que sus partículas no están adheridas entre si. Cuando se somete a cargas este tipo de composites se deforma fácilmente. De igual manera se fractura fácilmente como consecuencia de las fuerzas de oclusión, además de experimentar gran escurrimiento.

Debido a estas limitaciones, los micro rellenos no son los más apropiados para el soporte de cúspides en dientes posteriores.

4. Tiene una alta absorción de agua, lo cual conlleva al ablandamiento de la matriz de resina y la hará más susceptible al desgaste.

5. La contracción de polimerización es ligeramente mayor en estos materiales que en los de macro rellenos, y por tanto los composites de micro relleno son más sensibles a la técnica de colocación, acabado y pulido.

6. En los composites de microrrelleno las partículas no son capaces de absorber la carga que soporta la restauración. Se ha demostrado que estos materiales, cuando se someten a las fuerzas funcionales, presentan mayor fractura de fatiga que los composites de macro relleno.

Los composites de microrrelleno han demostrado ser, en algunos estudios, bastante superiores a los macro rellenos en clase II y V pequeñas y protegidas por tejido dentario.

3RA. GENERACIÓN: COMPOSITES HÍBRIDOS.

Estos materiales se fabrican combinando micro rellenos y macro rellenos, a lo cual deben su nombre. Se pensó que al añadir partículas de micro rellenos para reforzar la matriz de resina se hacía al composite más resistente al desgaste. Además la matriz de resina de microrrelleno tendría más coeficiente de expansión lineal térmico más similar al macro relleno correspondiente. Esto reduciría la pérdida de partículas de relleno de la superficie, debido a los cambios térmicos.

A medida que se incrementa el porcentaje de relleno, al añadir partículas más pequeñas de microrrelleno a la matriz del macro relleno, la distancia interpartículas va disminuyendo, lo que provoca que la matriz de resina sea menos conductora de fuerza, ya que las partículas de relleno pueden transmitir la fuerza entre ellas sin comprimir la matriz de resina. De tal modo que se obtiene una resina que actúa más como un adhesivo y no como una matriz. El resultado final es que la resina actúa transmitiendo las fuerzas oclusales de una partícula a otra, en vez de absorber la fuerza ella misma.

La combinación de ambos composites le confiere a la resina mayor dureza de dispersión, deteniendo la propagación de las grietas en la resina. Se ha demostrado que los composites híbridos presentan mejor resistencia al desgaste que los tradicionales. Clínicamente, los híbridos tienen unas propiedades de manejo buenas y cualidades de pulido ligeramente mejores que los composites correspondientes.

4TA. GENERACIÓN: COMPOSITES EMPACABLES.

Corresponden al grupo de resinas compuestas más novedosas, las cuales vienen con un alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base a vidrios cerámicos y vidrios metálicos. Son las resinas compuestas para posteriores.

Los composites empacables se diferencian de los anteriores por su facilidad de empleo, es decir, la posibilidad de trabajarlos de manera similar a como se trabaja una amalgama dental.

Los composites condensables son materiales compuestos que poseen una estructura bifásica similar a la de cualquier composite. Esto es, una fase orgánica responsable del endurecimiento del material y un refuerzo o relleno cerámico responsable de brindar las propiedades necesarias.

Por otro lado, el efecto de traba que se logra con los empacables se puede generar entre las partículas (a diferencia de los híbridos), evitando de esta manera el excesivo escurrimiento, lo cual hace que el material necesite de mayor presión para su adaptación o condensación.

Estos materiales por lo general, se indican solo para su empleo en el sector posterior porque sus cualidades estéticas no son óptimas. Se les puede manejar con los mismos instrumentos que se utilizan para realizar una restauración con amalgama.

5TA. GENERACIÓN: TÉCNICA INDIRECTA.

Son resinas compuestas para posteriores. Técnica indirecta procesada con calor y presión, o combinaciones con luz, calor, presión, etc.

RESISTENCIA FLEXURAL

La resistencia flexural, también conocida como resistencia transversa, es una medida de resistencia de una barra (soportada en cada extremo) bajo un punto estático. La prueba de resistencia flexural es una combinación de pruebas de compresión y tensión.¹²

La resistencia flexural mide la capacidad de un material para resistir a las fracturas bajo cargas que producen doblez. Esto es particularmente crítico en áreas muy delgadas de la restauración, tal como los márgenes donde las fuerzas de la masticación son severas. Relacionado a la resistencia flexural, se encuentra el módulo flexural que mide la elasticidad del material (la cantidad de unidades de carga para producir una unidad de deformación). Mide la fragilidad de un material y además denota la tendencia del material a la fractura. Un módulo muy alto indica que el material es frágil y puede fracturarse. Un módulo muy bajo indica que el material es flexible.

Una resistencia flexural alta junto con un módulo flexural moderado proporciona la mejor combinación de resistencia y elasticidad para un material restaurativo.

Tanto la resistencia flexural como el módulo flexural son determinados por la norma ISO 4049 en donde se sujeta una muestra de material de 2 mm por 2 mm por 25 mm a tres puntos de flexión. Usando una máquina Instron (UTM), aplicando una fuerza compresiva en el centro de la barra, mientras que sus extremos se encuentran posicionados sobre dos soportes. La acción de flexión de la barra induce una carga de compresión vertical en su parte superior y dos cargas tensionales en los extremos de su parte inferior,

¹² Debra R. Haselton, D,D,S,^a Ana M. Díaz-Arnold, D.D.S, Marcos A. Vargas. "Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins" *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002;87:225-228.

sometiendo a tracción la muestra hasta causar la fractura que suele iniciarse en el lado que está en tensión.^{13, 14} Esta condición de doble carga simula la distribución de cargas ejercidas sobre los márgenes de la restauración.¹⁵

Los materiales de restauración deben tener resistencia flexural ya que la masticación provoca esfuerzos en los materiales de restauración, por consiguiente, flexión; de manera que aunque se produzca una fuerza que provoque flexión, la deformación que ocurra deberá ser elástica y el material recobrar su forma original; la deformación plástica o la fractura provocaría el fracaso del material.¹⁶

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Debido a que los materiales colocados en el medio oral son sometidos a invariables fuerzas compresivas, traccionales o tangenciales durante la masticación, convierte en necesaria la realización de las pruebas físicas y mecánicas antes mencionadas.

Debido a la gran variedad de resinas que existen en el mercado odontológico, una innumerable cantidad de estudios se han realizado para determinar las características, propiedades y limitaciones que se tienen de las mismas. Para lograr esto, es menester la elaboración de pruebas mecánicas y físicas para comparar las diversas marcas disponibles en el mercado.

¹³ Craig Robert. Materiales de Odontología Restauradora. Editorial Harcourt Brace, décima edición 1998.

¹⁴ Anusavice KJ. *Physical properties of Dental Materials in Phillip's Science of Dental*. Décima edición. Philadelphia: Saunders WB Company.

¹⁵ Esthet X. Manual Técnico, DENTSPLY, México 1999.

¹⁶ Guzmán-Baez. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Cat editores, 1ª edición, Bogotá Colombia, 1990.

sometiendo a tracción la muestra hasta causar la fractura que suele iniciarse en el lado que está en tensión.^{13, 14} Esta condición de doble carga simula la distribución de cargas ejercidas sobre los márgenes de la restauración.¹⁵

Los materiales de restauración deben tener resistencia flexural ya que la masticación provoca esfuerzos en los materiales de restauración, por consiguiente, flexión; de manera que aunque se produzca una fuerza que provoque flexión, la deformación que ocurra deberá ser elástica y el material recobrar su forma original; la deformación plástica o la fractura provocaría el fracaso del material.¹⁶

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Debido a que los materiales colocados en el medio oral son sometidos a invariables fuerzas compresivas, traccionales o tangenciales durante la masticación, convierte en necesaria la realización de las pruebas físicas y mecánicas antes mencionadas.

Debido a la gran variedad de resinas que existen en el mercado odontológico, una innumerable cantidad de estudios se han realizado para determinar las características, propiedades y limitaciones que se tienen de las mismas. Para lograr esto, es menester la elaboración de pruebas mecánicas y físicas para comparar las diversas marcas disponibles en el mercado.

¹³ Craig Robert. Materiales de Odontología Restauradora. Editorial Harcourt Brace, décima edición 1998.

¹⁴ Anusavice KJ. *Physical propierties of Dental Materials in phillip 'sCience of Dental*. Décima edición. Philadelphia: Saunders WB Company.

¹⁵ Esthet X. Manual Técnico, DENTSPLY, México 1999.

¹⁶ Guzmán-Baez. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Cat editores, 1ª edición, Bogotá Colombia, 1990.

JUSTIFICACIÓN

Con el constante cambio y mejoras que las resinas están experimentando, aunado a su creciente demanda originada por la exigencia de la estética por parte del paciente, la sustitución de la amalgama por la resina llegó a ser posible; razón por la cual las resinas deben cumplir con las pruebas de comportamiento mecánico establecidas por la Norma #27 de la ADA. Los resultados obtenidos al someter a las resinas a este tipo de pruebas, permiten al Cirujano Dentista realizar una selección adecuada del material requerido en cada caso clínico, así como la posibilidad de combinar a los mismos para obtener mejores resultados.

OBJETIVO GENERAL

El propósito de este estudio es determinar la resistencia flexural de resinas empacables de tres diferentes marcas, con la finalidad de actualizar nuestra información acerca de la evolución de los productos de que año con año disponemos para nuestro uso y beneficio de nuestros pacientes.

OBJETIVO ESPECIFICO

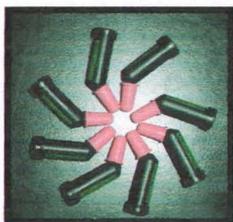
El presente estudio de investigación consiste en obtener la medición de resistencia flexural de las resinas Esthet X, Ceram X (Dentsply) y Tetric Ceram (Ivoclar), comparando estos tres diferentes composites, y teniendo en consideración la Norma #27 de la ADA y 4049 de la I.S.O. las cuales rigen a este tipo de materiales, con la finalidad de conocer las mejores opciones para nuestro uso odontológico.

MATERIAL

Para la obtención de las muestras, se emplearon los siguientes materiales:

- * Composite Ceram X.
- * Composite Esthet X.
- * Composite Tetric Ceram.
- * Hacedores de muestras de acero inoxidable.
- * Portaobjetos.
- * Loquetas.
- * Pincel convencional.
- * Separador de resina.
- * Pistola dispensadora.
- * Lámpara de foto polimerización tecnología L.E.D. L.E. Demetron I.
- * Espátula para manipular resinas con puntas activas de teflón.
- * Cinta Mylar.
- * Lentes de protección.
- * Vernier electrónico (Max Cal USA).
- * Agua destilada.
- * Recipiente de plástico para almacenar los especímenes.
- * Ambientador.
- * Máquina universal de pruebas mecánicas Mini instaron.

COMPOSITES SELECCIONADOS CONTENIDOS EN COMPULES.



TETRIC CERAM.



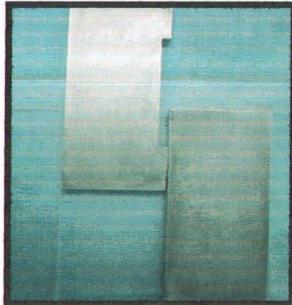
CERAM X.



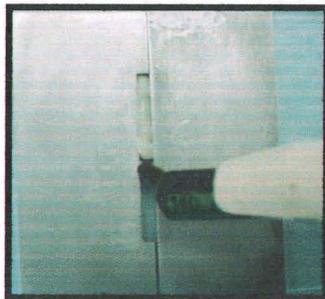
ESTHET X.

MÉTODO

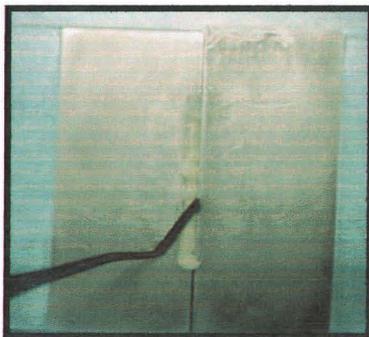
1. Se arman las losetas de vidrio para que en medio de ellas se coloque el hacedor de acero inoxidable.
2. Armar el hacedor de acero inoxidable, ya que consta de dos partes.



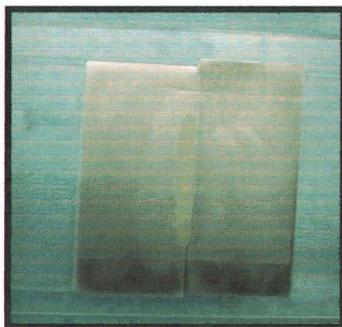
3. Con la ayuda de un pincel convencional, se coloca separador por la parte interna del hacedor de muestras de acero inoxidable con el fin de facilitar el desprendimiento del espécimen de la loseta.
4. por medio de la pistola dispensadora, se coloca la resina dentro del hacedor.



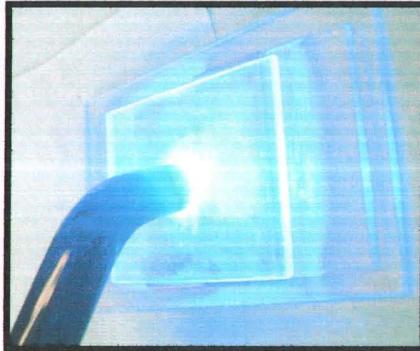
5. Se procede a condensar la resina con la ayuda de la espátula.



6. hacer presión generosa con la ayuda de la cinta Mylar y un portaobjetos para que los excedentes de material se desplacen.



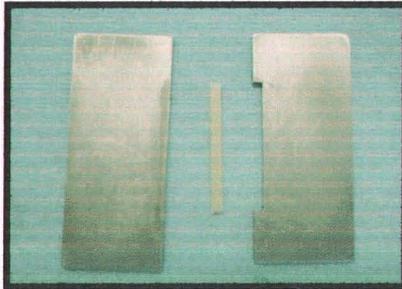
7. se polimeriza con la lámpara para resinas durante 40 segundos en cuatro puntos diferentes de la muestra. (rango de foto polimerización de canforoquinonas, entre 450 y 470).



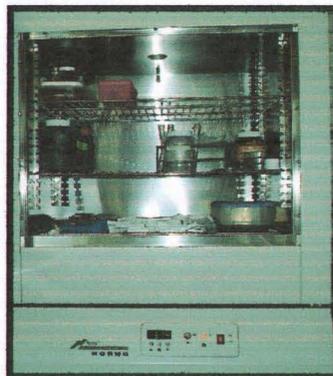
8. realizar el mismo procedimiento por el lado opuesto de la loseta.



9. Separar el espécimen del hacedor teniendo especial cuidado, en no fracturarla, ya que de lo contrario, ésta se deberá repetir.



10. Eliminar todos los excedentes de material polimerizado.
11. Preparar diez muestras en total de composite Ceram X, diez más de composite Esthet X, y diez de composite Tetric ceram.
12. Almacenar las muestras en agua destilada a 37° C durante 24 hrs. Y colocarlas en un ambientador.



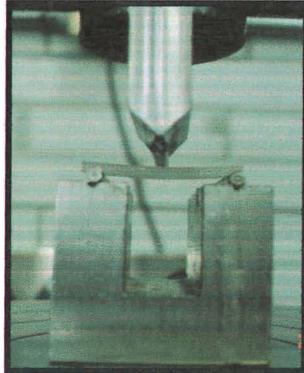
13. Pasadas las 24 hrs. Medir cada una de las muestras con un vernier electrónico (max Cal USA) tomándose dos medidas: base y altura de la muestra.



14. Colocar los especímenes en la maquina universal de pruebas mecánicas mini instaron.



15. Aplicar la fuerza en sentido compresivo hasta fracturar el espécimen.



16. Registrar los datos obtenidos en la computadora en una hoja diseñada para este fin, así como la gráfica.



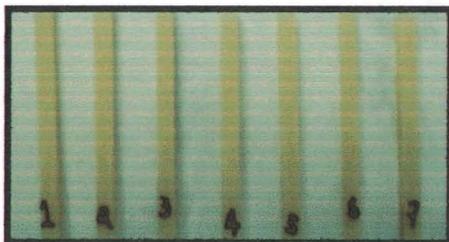
17. Realizar las operaciones necesarias para obtener la resistencia flexural de cada muestra.

MUESTREO

Se realizaron 30 especímenes de 2 mm. de espesor por 2 mm. de altura por 25 mm de largo (*American National Standard Institute/American Dental Association specification no. 27*)^{17, 18} divididos en tres grupos:

1. 10 especímenes de composite condensable Tetric Ceram foto polimerizados por medio de una lámpara LED por 40 segundos.
2. 10 especímenes de composite condensable Esthet X foto polimerizado por medio de una lámpara de tecnología de luz emitida a través de diodos (LED) por 40 segundos.
3. 10 especímenes de composite condensable Ceram X foto polimerizado por medio de una lámpara de tecnología LED por 40 segundos.

Una vez realizados los especímenes, fueron enumerados para un mejor control.

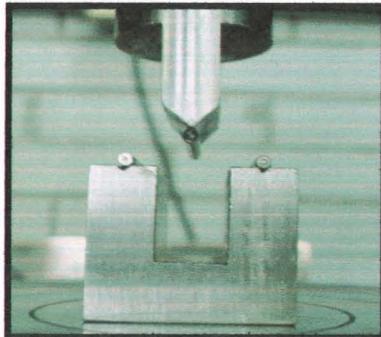


¹⁷ ANSI/ADA Specification No.27. Direct filling resins. American National Standards Institute, American Dental Association. Revised 1993.

¹⁸ Debra R. Haselton, D,D,S,^a Ana M. Díaz-Arnold, D.D.S, Marcos A. Vargas. "Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins" *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002; 87:225-228.

METODOLOGIA

Para este estudio fue indispensable una máquina universal para pruebas mecánicas mini instaron, el cual es un aparato utilizado para pruebas flexurales que consiste esencialmente de dos ruedas de dos mm de diámetro montadas de forma paralela con 20 mm entre los centros, y una tercera rueda de dos mm de diámetro centrada entre y paralelamente a las otras dos, de modo que las tres ruedas en combinación puedan ser utilizadas para aplicar tres puntos de fuerza a la muestra.



Se aplica una carga a cada una de las muestras en sentido compresivo a una velocidad de 1 mm por minuto hasta llegar a la fractura del espécimen. Esto se logra en un rango de carga de 50 ± 16 N/min. Posteriormente, anotar la máxima carga ejercida sobre el espécimen.

Calcular la fuerza flexural en megapascales, con la siguiente ecuación:

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

Donde σ es la resistencia flexural.

Donde F es la máxima carga, en Newtons, ejercida sobre el espécimen.

l es la distancia, en mm, entre los soportes, con exactitud o precisión de 0.01 mm.

b es el ancho de extensión, en mm, del espécimen medido inmediatamente previo a la prueba.

h es la altura, en mm, de la muestra medida antes de la prueba.¹⁹

¹⁹ César, Miranda, Braga. "Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations" *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2001; 86:289-96..

20 Hiroshi Saishio, Guerrero Ibarra, Navarro Bori. "Comparación de la resistencia a la flexión de dos marcas de resinas acrílicas para prótesis provisionales con refuerzo de fibra, procesadas a diferentes temperaturas. *Revista Odontológica Mexicana*. 2004; 8:70-74.

a) Criterios de inclusión.

1. Especímenes de composite condensable Tetric Ceram de 2 mm de espesor por 2 mm de altura por 25 mm de longitud foto polimerizados por medio de una lámpara LED por 40 segundos.
2. Especímenes de composite condensable Esthet X de 2 mm de espesor por 2 mm de altura por 25 mm de longitud foto polimerizados por medio de una lámpara de tecnología de luz emitida a través de diodos por 40 segundos.
3. Especímenes de composite condensable Ceram X de 2 mm de espesor por 2 mm de altura por 25 mm de longitud foto polimerizados por medio de una lámpara de tecnología LED por 40 segundos.

b) Criterios de exclusión.

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

VARIABLES DEPENDIENTES

- Tiempo de foto polimerización.
- Medidas de los especímenes.
- Temperatura del ambientador.

VARIABLES INDEPENDIENTES

- Composición química del composite Tetric Ceram.
- Composición química del composite Esthet X.
- Composición química del composite Ceram X.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

One Way Analysis of Variance
10:35:31

Monday, October 11, 2004,

Data source: Data 1 in Notebook

Normality Test: Passed (P = 0.427)

Equal Variance Test: Passed (P = 0.985)

Group	N	Missing
Ceram X	10	0
Esthet X	10	0
Tetric Ceram	10	0

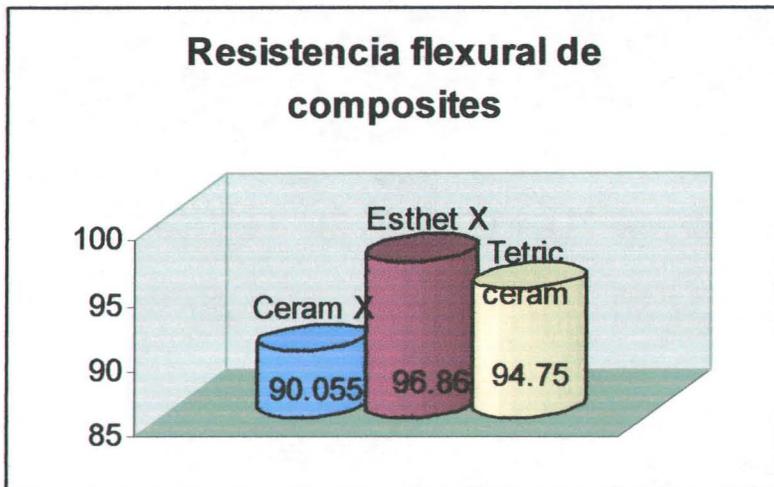
Group	Mean	Std Dev	Coeficiente de variación
Ceram X	90.055	16.159	0.184
Esthet X	96.860	17.712	0.182
Tetric ceram	94.750	18.794	0.198

Power of performed test with alpha = 0.050: 0.049

The differences in the mean values among the treatment groups are not great enough to exclude the possibility that the difference is due to random sampling variability; there is not a statistically significant difference (P = 0.679).

RESULTADOS

Los resultados fueron analizados con ANOVA de una vía.



Como se muestra en la gráfica el composite que mayor resistencia a la flexión registró fue Esthet X con una media de 96.86 MPa y una desviación estándar de 17.7 a una $P=0.98$ no existiendo diferencias estadísticamente significativas con Tetric ceram con una media de 94.75 MPa y desviación estándar de 18.79, y tampoco con Ceram X que fue el que tuvo la resistencia a la flexión más baja, con una media de 90.05 MPa y D.S. de 16.15, analizados con la prueba de Tukey a una $P = 0.67$.

DISCUSIÓN

En estudios realizados por Debra, Díaz y Vargas de la Universidad de Iowa, referente a la resistencia flexural en resinas, basándose en el mismo método y regidos por la misma norma según los estándares de la asociación dental americana, en su especificación número 27, arrojando resultados muy similares a los obtenidos en el estudio comparativo de composites Tetric Ceram, Esthet X, Ceram X, excluyendo de la comparación materiales como Provipont, Integrity, Protemp 3 Garant y Luxatemp, mencionando que el perfil técnico de éstos menciona la adición de un monómero (UDMA) dimetacrilato de uretano, proporcionando mayor dureza y flexibilidad a los composites.

CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos donde Ceram X obtuvo los valores mas bajos de resistencia flexural y de acuerdo a la norma No. 27 de la ADA y 4049 de la ISO los tres composites comparados cumplen con los requerimientos, aunque de acuerdo a otras vías de análisis, investigar acerca de otras propiedades físicas de estos tres materiales confirmaria la indicación específica de cada uno de ellos, así como la conveniencia de elección del mejor plan de tratamiento para cada paciente en específico.

Es importante señalar que aunque las investigaciones se han realizado logrando que las variables dependientes no sean factor en el resultado, las condiciones bajo las cuales fueron sometidos los especímenes en la investigación, pueden diferir de las condiciones orales y algunos otros factores que adquieren una importancia clínica considerable.

FUENTES DE INFORMACIÓN

Anderson. Materiales de aplicación dental. Salvat editors, España, 1998.

Anusavice KJ. *Physical properties of dental materials in Phillip´s Cience of Dental Materials*. Philadelphia: Saunders WB Company, décima edición.

ANSI/ADA Specification No.27. Direct filling resins. American National Standards Institute, American Dental Association. Revised 1993.

Bottino, Ferreira, Miyashita, Estética en Rehabilitación Oral "Metal Free". Editorial Artes Médicas Latinoamericana, 1ª Edición, Brasil, 2001.

Craig Robert. *Materiales de Odontología Restauradora*. Editorial Harcourt Brace, Edición en español, décima edición 1998.

César, Miranda, Braga. "*Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations*" The Journal Of Prosthetic Dentistry. 2001;86:289-96.

Chung SM; Yap AU; Chandra SP; Lim CT. "Flexural strength of dental composite: comparison of biaxial and three-point bending test". Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, National University of Singapore. 2004; 2: 278-83.

Debra R. Haselton, D,D,S,^a Ana M. Díaz-Arnold, D.D.S, Marcos A. Vargas. "*Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins*", Journal of Prosthetic Dentistry, 2002; 87:225-228.

Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, National University of Singapore, Singapore, Journal of Oral Rehabilitation, 2003;2:171-7.

Esthet X. Manual Técnico, DENTSPLY, México 1999.

General Burdairon. Manual de biomateriales dentales. Editorial Masson, noviembre 1991, España.

Guzmán-Baez. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Cat editores, 1ª edición, Bogotá Colombia, 1990.

Hiroshi Saishio, Guerrero Ibarra, Navarro Bori. "Comparación de la resistencia a la flexión de dos marcas de resinas acrílicas para prótesis provisionales con refuerzo de fibra, procesadas a diferentes temperaturas. Revista Odontológica Mexicana. 2004; 8:70-74.

Ronald D. Jackson, Michael Morgan. "*The new posterior resins and a simplified placement technique*" JADA, 2000, 131:375-383