

233
2e 1



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Polividrio

(solitaire)

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

Martínez Mejía Daniel



DIRECTOR DE TESIS: C.D.M.O. Carlos Morales Zavala
ASESORES: DCO. Federico H. Barceló Santana
C.D.M.O. Jorge Guerrero Ibarra

México

1998

TESIS CON
FALLA DE CUBRIR

269304



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

INDICE.

Pág.

Resumen	2
1. Antecedentes.	3
1.1. Amalgama,	3
1.2. Resina,	16
1.3. Ionómero de vidrio,	27
2. Polividrio (solitaire),	38
3. Revisión de artículos relevantes	43
4. Planteamiento del problema	47
5. Justificación del estudio	47
6. Hipótesis	47
7. Objetivos	48
8. Materiales y métodos	48
9. Resultados	54
10. Análisis estadístico	57
Discusión	61
Conclusiones	62
Bibliografía	63

Introducción.

Las resinas compuestas, fueron usadas por el profesionista como un material restauración estética por cerca de 3 décadas. Introducidas por el dentista Rafael Bowen a mediados de 1960, se abrió la oportunidad a muchos materiales nuevos. La presencia de estos materiales ha sido y continuara siendo la responsable de la modificación o eliminación de muchas de las practicas tradicionales y procedimientos asociados con la practica dental.

Basados en experimentos de las formulaciones de las resinas compuestas, numeroso practicantes han sustituido a la amalgama por estos materiales. Sin embargo a pesar de que los resultados iniciales parecieron prometedores, su extenso uso clínico revelo serios problemas en termino de deterioro clínico.

Actualmente muchos de esos problemas asociados con las formulaciones originales eventualmente han sido resueltos.

A lo largo del tiempo se ha reconocido que la resina composite no podría actualmente servir como reemplazo de la amalgama hasta que sus características fueran cambiadas.

Recientemente, Heraeus Kulzer se enfoco al problema de modificar la particula de relleno de estas restauraciones, en donde nos menciona que en esencia la partícula es sustancialmente mas gruesa y lo denomina polividrio solitaire.

Resumen

En el estudio se compararon los valores del polividrio (solitaire), con una amalgama predosificada, (duralloy) y una resina utilizada para restauraciones en posteriores (charisma),

Se realizaron 5 especímenes de cada material y se le hicieron pruebas de resistencia a la compresión en la maquina universal de pruebas Instron como lo marca la norma # 27 de la ADA, donde los resultados obtenidos fueron una notable capacidad de resistencia a la compresión por parte de la amalgama de 424.4 MPa , en segundo lugar la resina (Charisma) obtuvo un valor de 262.1 MPa, y por último el polividrio (solitaire) obtuvo un resultado de 249.9 MPa .

Otras prueba realizadas fueron pérdida de volumen y de longitud, en abrasión, en una superficie del # 600 y a una distancia de 15 metros, en donde se obtuvieron los siguientes resultados, una perdida de volumen de 0.576 % y .718 % de perdida de longitud por parte de la amalgama, la resina (Charisma) obtuvo 1.692 % de perdida de volumen y .514 % de perdida de longitud, y el polividrio (solitaire) una perdida de volumen de 1.343 % y una perdida de longitud de .415 %.

La prueba de sorción acuosa durante 24 horas se realizó solo a dos materiales , el polividrio (solitaire) y la resina (charisma). Se realizaron 5 especímenes de cada material sometidos a esta prueba y los resultados fueron por parte de la resina 0.00584 mg/mm³ mientras el polividrio obtuvo 0.0319 mg/mm³.

Antecedentes:

Amalgama.

El polividrio se ha recomendado como sustituto de la amalgama. La amalgama es una de aleación compuesta por plata, estaño, cobre, zinc y mercurio. El mercurio es líquido a temperatura ambiente, por lo que puede mezclarse con otros metales que se encuentran en estado sólido. Dicha unión se conoce como amalgamación.

Para producir una amalgama se mezcla mercurio con polvo de aleación de amalgama. Es posible elaborar el polvo al moler o cortar por su contorno un lingote de la aleación citada. Las partículas del polvo forjado en torno poseen forma irregular. De igual manera se produce el polvo al atomizar una aleación líquida para producir en esencia partículas esféricas. También se obtiene la aleación al mezclar partículas esféricas y otras cortadas en torno. Además, el polvo se consigue en forma de pastilla o gránulos.

El procedimiento de combinación recibe el nombre técnico de trituración. El resultado es una masa plástica semejante a la producida en la fusión de las aleaciones a temperaturas entre la líquida y la sólida. Se emplean instrumentos especiales para forzar la masa plástica en la cavidad preparada a través del proceso designado con el nombre de condensación.

Durante la trituración del polvo de aleación con el mercurio éste se disuelve en la superficie de las partículas de aleación, y se forman nuevas fases. Estas poseen puntos de fusión muy por arriba de cualquier temperatura que pudiera presentarse en circunstancias normales en la boca. La cristalización y el endurecimiento de la amalgama se presentan luego que la mezcla del mercurio y el polvo se transforma en una masa plástica compuesta, a medida

que el mercurio líquido se consume en la formación de las fases sólidas nuevas.

Es posible dividir en dos grupos los elementos que rigen la calidad de una restauración dental de una amalgama: aquellos que el odontólogo puede dominar y otros que controla el fabricante. Factores regulados por el dentista son: 1) la selección de la aleación; 2) la proporción entre el mercurio y la aleación ; 3) los procedimientos de trituración ; 4) la técnica de trituración; 5) la integridad marginal y las características anatómicas , y 6) el terminado final.

El fabricante controla: 1) la composición de la aleación ; 2) el tratamiento térmico de la misma ; 3) el tamaño , la forma y el método para producir las partículas de la aleación ; 4) el tratamiento superficial de éstas , y 5) la forma en la cual se surte la aleación.⁽¹⁾

Composición de la aleación

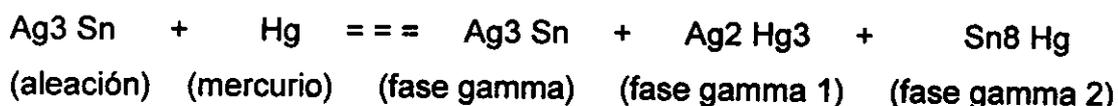
La especificación núm. 1 de la American Dental Association exige que las aleaciones para amalgamas estén formadas predominantemente por plata y estaño. Se permiten cantidades no especificadas de otros elementos (cobre, zinc, oro y mercurio) en concentraciones menores al contenido de plata o estaño. Es necesario denominar a las que contienen zinc en exceso de 0.01% como aleaciones con zinc. Las que lo incluyen en cantidades iguales o menores a 0.01% reciben el nombre de aleaciones sin zinc.

En la actualidad es menos frecuente utilizar aleaciones propuestas por Black con plata y estaño. (2)

Las aleaciones para amalgama se clasifican por su contenido de cobre y por la cantidad de fase de gamma II (Sn + Hg) que las amalgamas derivadas de esas aleaciones presentarán en aleaciones pobres en cobre (convencionales) y aleaciones ricas en cobre. Las primeras tiene una proporción de cobre que varía de 4 a 6%, las ricas en cobre tienen de 9 a 30%.

Cantidad de fase gamma II (Sn Hg).

La reacción que ocurre entre el mercurio y la aleación, ya sea en convencional como en la enriquecida con cobre, es compleja y no se le ha comprendido hasta ahora. Sin embargo, para las aleaciones con poco contenido de cobre, la reacción de cristalización puede ser de una manera simplificada por la ecuación siguiente:



Estas fases de cristalización son diferentes en relación a la estructura y composición, siendo que las propiedades de la amalgama van a depender de la proporción de cada fase y de la relación entre ellas. Se cree que 30% del volumen de la amalgama cristalizada sea de fase gamma (partículas de la aleación no atacadas por el mercurio). Esto es importante en los primeros momentos de la reacción cuando la fase gamma es efectivamente la única que contribuye para la resistencia de la amalgama.

La fase gamma (4.921kg/cm²) es tres veces más resistente , aproximadamente que la fase gamma 1 (1757 kg/cm²) y siete veces más que la gamma II (703 kg/cm²).

Otani y Jorgensen demostraron que amalgamas de ligas convencionales con 50% de mercurio presentan , aproximadamente 11,4% en volumen de fase gamma II.

Matter y Reitz verificaron que la fase gamma (Ag Sn) disminuye con el aumento del mercurio hasta ser completamente consumida con cerca de 67% de mercurio mientras la fase gamma II (Sn Hg) aumenta cerca de 20% con ese porcentaje de mercurio. Es importante entonces destacar que el volumen final de cada fase en la amalgama cristalizada dependerá de la proporción de mercurio/aleación.

Mahler afirma que la fase gamma II en las amalgamas convencionales se debe al hecho de que el cobre disuelto en esas aleaciones no es suficientes para combinarse con todo el estaño disponible y formar la fase $Cu_6 Sn_5$.

Para las aleaciones enriquecidas con cobre la reacción con el mercurio es un poco diferente de la que ocurre con las aleaciones convencionales.(3)

En consecuencia del gran porcentaje de cobre (9 a 30%) y de su afinidad por el estaño con el tiempo prácticamente desaparece la fase gamma II dando lugar a la fase gamma I. Sin embargo una pequeña cantidad de gamma II puede permanecer, alrededor de 0,1%. Con la substitución de la fase gama II por ese nuevo compuesto $Cu_6 Sn_5$ hay un aumento de la resistencia de la amalgama ya que la resistencia de esta nueva fase es de alrededor de 5.124 kg/cm².(3)

Influencia de otros elementos sobre aleaciones y amalgamas Ag-Sn

Las aleaciones de plata y estaño son muy quebradizas y difíciles de triturar de manera uniforme, a menos que se sustituyan una cantidad pequeña de plata por cobre.(1)

Aleaciones con alto contenido de cobre.

Son los materiales más indicados por sus propiedades mecánicas mejoradas , sus características de corrosión , y una mejor integridad marginal en estudios clínicos, en comparación con aleaciones con bajo contenido de cobre. Hay disponibles dos tipos diferentes de polvos de aleación ricos en cobre. El primero es un polvo de aleación mezclada, y el segundo es otro de aleación de composición única. Ambos contienen mas de 6% de peso de cobre.(1)

Aleaciones mezcladas.

En 1963 Innes y Youdeleis agregaron partículas esféricas de aleación eutéctica de plata y cobre (71% de Ag de peso y 28% de Cu de peso)

A estas aleaciones se le llaman mezcladas , ya que el polvo final es una combinación de por lo menos dos clases de partículas.(1)

La amalgama producida con estos polvos es más resistente que elaborada con polvo con bajo contenido de cobre.

Diversas investigaciones clásicas señalaron que las restauraciones elaboradas con este prototipo de amalgama mezclada fueron superiores en términos clínicos a restauraciones de amalgama con bajo contenido de cobre, cuando se evaluó su resistencia al deterioro marginal.(1)

Aleaciones de composición única.

El buen éxito de las amalgamas mezcladas motivó la producción de otro tipo de aleación rica en cobre. A diferencia de los polvos de aleación mezclada, cada partícula de estos polvos posee la misma composición química. En consecuencia, se llama aleaciones de composición única o sencilla. Los elementos principales de las partículas a menudo son plata, cobre y estaño. La primera aleación de esta clase contenía 60% de plata de peso, 27% de estaño de peso y 13% de cobre de peso.(1)

Rendimiento clínico de restauraciones de amalgama

El registro del funcionamiento clínico muy adecuado de la amalgama dental se relaciona con su tendencia a reducir al mínimo la filtración marginal. Uno de los riesgos de los dientes con restauración es la microfiltración, que acontece en las paredes de la cavidad y de la restauración. Con excepción del cemento del ionómero de vidrio ningún material restaurativo se adhiere en realidad a la estructura dental.

La pequeña cantidad de filtración por debajo de las restauraciones de amalgama es peculiar.

Las amalgamas antiguas con bajo contenido de cobre como las más recientes con alto contenido de cobre comparten la capacidad de sellado contra la microfiltración. Sin embargo, los productos de corrosión se acumulan con mayor lentitud en las aleaciones con mucho cobre.

Muchas restauraciones de amalgama es necesario remplazar por caries secundaria debido a la fractura evidente, los márgenes fracturados o con surcos así como la pigmentación y la corrosión exageradas.

Luego de colocadas las amalgamas siguen sufriendo alteraciones por contaminación con la humedad, corrosión, cambios lentos de la fase del estado sólido y fuerzas mecánicas.

Diversos factores establecen la duración final de la amalgama : 1) el material ; 2) el dentista y 3) el ambiente del paciente.(1)

Cambio dimensional.

Las amalgamas se expanden o se contraen según su manipulación. La contracción marcada favorece la microfiltración y la caries secundaria. La expansión excesiva genera presión sobre la pulpa y sensibilidad pos operatoria una obturación también experimenta protusión a consecuencia de la expansión exagerada.(1)

Medición del cambio dimensional.

El cambio dimensional de la amalgama depende de que tanto se comprima durante su colocación y de cuándo comience su medición. La especificación núm. 1 de la American Dental Association exige que la amalgama no se contraiga ni se expanda en mas de 20 micrones/cm medidas a 37°c , entre 5 min. Y 24h. Luego de empezar la trituración , con un dispositivo preciso, hasta por lo menos 0.5 micrones.(2)

Efecto de la contaminación con humedad.

Todas las observaciones presentadas hasta este punto se refieren al cambio dimensional solo en las primeras 24 h. Algunas amalgamas mezcladas siguen expandiéndose durante por lo menos dos años. Tal expansión se vincula con la desaparición de parte o total fase alfa 2 en las amalgamas ricas en cobre.

No obstante si se manipula adecuadamente casi todas las amalgamas muestran poco cambio dimensional después de 24h.

Sin embargo , si una amalgama que contiene zinc poco o mucho cobre, se contamina con humedad durante su trituración o condensación, puede haber mucha expansión. (1)

Resistencia.

La resistencia necesaria para impedir es requisito de cualquier material restaurativo. La fractura incluso de un zona pequeña , espacialmente en los márgenes, favorece la corrosión, las caries secundarias y el fracaso clínico subsecuente. Uno de los puntos débiles inherentes a la restauración de la amalgama es una falta de resistencia en verdad adecuada para resistir las fuerzas masticatorias.

Los defectos mas usuales se presentan en los márgenes de las amalgamas.

(1)

Medición de la resistencia

Es difícil reconocer la propiedad o propiedades que originan de manera principal la falla observada en la restauración . la resistencia de una amalgama dental se mide bajo una fuerza compresiva usando de nuevo muestras con dimensiones comparables l volumen de restauraciones típicas de amalgama. Se mide de esta manera la resistencia , es probable que la resistencia compresiva de una amalgama satisfactoria deba ser por lo menos 310 Mpa (7000 a 10000psi). Las fuerzas de tracción se presentan con facilidad en las restauraciones de amalgama .

Amalgama	Resistencia a la compresión		escurrimiento %	Resistencia a la tracción- 24h
	1h	día 7		Mpa (psi)
Tradicional	145 (21 100)	343 (49 800)	2.0	60 (8 700)
Mezclada	137 (19 800)	431 (62 600)	0.4	48 (7 000)
Composición Única	262 (38 000)	510 (73 900)	0.13	64 (9 300)

Comparación de la resistencia ala compresión y el escurrimiento de una amalgama de plata, estaño ,poco cobre y otras ricas en éste.(1)

Velocidad de endurecimiento.

La velocidad con la cual una amalgama endurece es de interés considerable para el odontólogo. Ya que puede dar de alta al paciente luego de 20 min. De triturar la amalgama . Es probable que un porcentaje elevado de las restauraciones de amalgamas que se fracturan hagan después de poco tiempo de colocada. La manifestación clínica no es evidente durante algunos meses pero con el transcurso de las primeras horas se nota una grieta inicial en la restauración.

Las amalgamas no alcanzan la resistencia con tanta rapidez como es de desearse. Por ejemplo, después de 20 min. la resistencia compresiva llega a ser de apenas 6% de la obtenida en una semana .

(1)

La especificación de la American Dental Association estipula una resistencia compresiva de 80 Mpa (11 600 libras por pulgada cuadrada) a una hora la resistencia compresiva a los 60 min. De las amalgamas ricas en cobre de composición sencilla es muy alta.(2)

Escurrecimiento

El flujo ó escurrecimiento estático de la amalgama es una de las tales medidas de prueba . se sabe que el índice de escurrecimiento se correlaciona , con el deterioro marginal de las amalgamas tradicionales con bajo contenido de cobre (o sea que entre mayor escurrecimiento mayor será el grado de deterioro marginal).

Sin embargo, para las amalgamas ricas en cobre, el escurrecimiento no es necesidad de un predictor conveniente a la fractura marginal. Muchas de las tales amalgamas presentan índices de escurrecimiento por debajo del valor de 3% en la especificación num.1 de la American Dental Association. Como se analizan a través de dicha especificación , los valores de flujo ó escurrecimiento de las amalgamas con bajo contenido de cobre se encuentran entre 0.80% y 8.0% . las amalgamas ricas en cobre presentan valores mucho menores , algunas incluso menores 0.1% no hay información disponible que sugiere que disminuir ese valor por debajo de 1.0% afecte el deterioro marginal.(2)

Pigmentación y corrosión.

Las restauraciones de amalgama se pigmentan y corroen con frecuencia a nivel bucal. El grado de pigmentación y el cambio cromático resultante parecen depender mucho del ambiente bucal individual y , hasta cierto grado , de la aleación particular utilizada. Estudios electroquímicos señalan que como resultado del proceso de pigmentación hay cierto efecto de pasividad que ofrece protección parcial contra mayor corrosión.(1)

Requerimientos especificados en la norma #1 de la ADA.

Cualidades de trabajo. La aleación tendrá forma de amalgama plástica suave cuando es mezclada.

Composición. La composición química deberá consistir esencialmente de plata estaño. El cobre, zinc, oro y/o mercurio pueden estar presentes en cantidades menores que el contenido de plata estaño.

Propiedades físicas de las aleaciones para amalgamas dentales.

Escurrimiento % min.	Resistencia	cambio dimensional entre 5
	Compresiva en 1 hr.	Y 24hrs.
Max.	Min/mpa	rango %
5.0	80	0+ - 0.20
		0+ - 20 um/cm.

Propiedades físicas. El requerimiento de escurrimiento, resistencia compresiva y cambios dimensionales durante el endurecimiento deberán ser como en la tabla anterior.

Pruebas físicas.

Temperatura. La preparación de todas las muestras y todas las pruebas físicas deberá realizarse a una temperatura de 23°C + -2°C a menos que se especifique otra cosa.

Trituración. Una muestra de 0.60 gr de aleación y la masa del mercurio que el fabricante especifica como optima para la aleación deberán de ser mecánicamente trituradas por 2 seg. Hasta que se obtenga una suficiente polvo de aleación que pese 0.60 gr.

Preparación de muestras. Las muestras deberán prepararse por un proceso totalmente mecánico.

En la preparación de muestras para determinar resistencia compresiva, escurrimiento y cambio dimensional, los espaciadores no. 1 y 2, troquel y pistilo no. 1 con cofia en la posición o el no. 3 deberán ensamblarse. La masa coherente deberá ser vaciada en la parte superior de la cavidad de un molde e inmediatamente insertada en el molde con varios empujones de una amalgama condensada y ligeramente menor a 4 mm de diámetro. Ninguna muestra deberá liberar mercurio durante la inserción. El pistilo no. 2 deberá insertarse y seguirá el tiempo calendarizado en la tabla 2.

Calendario para la preparación de muestras.

Actividad	segundos.
Finalización de trituración	00.
Poner la masa triturada en un molde y aplicar 14 mpa. (2.030 psi) de presión.	20
Retirar la carga y remover el separador no. 2 a los	45.
Remplazar la carga a los	50.
Quitar la carga a los	90.
Retirar el mercurio y retirar la muestra	120.

Resistencia a la compresión. Cinco muestra deberán ser preparadas siguiendo las instrucciones usando pistilos # 2 y 3. Las muestras deberán ser almacenadas a 37°c + - 1°c. 60 min. Después de la trituración. La resistencia

a la compresión de la muestra deberá determinarse en una maquina conveniente para la prueba la tasa relativa de movimiento de las plancha o durante la prueba debe ser .25mm/min. La fuerza debe ser aplicada axialmente.

El valor para la resistencia compresiva será reportada como el promedio de 5 muestras y deberán ser redondeadas a la mas cercana a 1.0 megapascales (mpa).

Escurrimiento. Dos muestras deberán prepararse de acuerdo alas instrucciones, usando un pistilo # 2 y 3. Las muestras deberán almacenarse a 37°C + - 1 por siete días.

La longitud axial de cada muestra deberá ser medida y anotada lo mismo que la longitud original.

Una tensión de 36 mpa deberá calcularse como sigue: escurrimiento (%), igual al cambio de longitud desde la primera hora hasta la cuarta hora dividida por la longitud original multiplicada por 100. El promedio de escurrimiento para dos muestras deberá ser redondeado al 0.1% mas cercano .

Especificación no. 1 para aleaciones para amalgamas dentales aprobada por ANSI en 1977, especifica un valor máximo de escurrimiento de 5% .

Estudios clínicos muestran que las amalgamas con un bajo valor de escurrimiento mejoran la integridad de los márgenes y el 5% fue demasiado alto. Por lo tanto el apéndice revisa el limite de escurrimiento a 3 % como se muestra en la primera tabla. (1)

Resina compuesta.

Materiales compuestos para restauración.

La Resina compuesta es un antecedente de los ceromeros junto con el iónomero de vidrio; El termino de material compuesto puede definirse como un compuesto de dos o más materiales diferentes con propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes individuales.

El esmalte está representado por la matriz orgánica y la dentina es la matriz consistente de colágena. En ambos "compuestos", la partícula de relleno consiste en cristales de hidroxiapatita .

El desarrollo de los materiales restauración compuestos dentales se inició a finales de la década de 1950 y principios de la de 1960 cuando Bowen empezó los experimentos para reforzar las resinas epóxicas en partículas de relleno.

El trabajo finalizo con el desarrollo de la molécula bis-GMA , la cual cumple con muchos de los requisitos de la matriz de resina para los compuestos dentales. Los materiales compuestos rápidamente reemplazaron a los cementos de silicato y las resinas acrílicas para restauraciones estéticas de dientes anteriores.(1)

Los principales constituyentes son la matriz de la resina y las partículas inorgánicas de relleno. Es necesario un agente (silano) para mantener un enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de resina , y un iniciador – activador para polimerizar la resina. Pequeñas cantidades de otros aditivos proporcionan estabilidad de color (absorben luz ultra violeta uv) y previenen un polimerizado prematuro (inhibidores como la hidroxiquinona).

Matriz de la resina

La mayor parte de los materiales usan monómeros que son diacrilatos o alifáticos . Bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UEDMA) y dimetacrilato de

trietilenglicol (TEGDMA)son los dimetacrilatos comúnmente usados en los compuestos dentales.

Los monómeros de alto peso molecular particularmente bis-GMA , son extremadamente viscosos a la temperatura ambiente.

La reducción de viscosidad es significativa cuando el TGDMA es agregado a bis-GMA. Los monómeros de dimetacrilato permiten que ocurran enlace cruzado entre cadenas. Esto da por resultado una matriz mas resistente a la degradación por los solventes.(1)

Partículas de relleno.

La incorporación de partículas de relleno dentro de la matriz mejora significativamente sus propiedades si las partículas de relleno se unen a ella. De otra manera debilitan notablemente al material. El uso de un agente de relleno es extremadamente importante en el comportamiento de un compuesto.

Obviamente como hay menos resina en un compuesto, la contracción de polimerizado se reduce, comparada con la resina de relleno.

Las partículas de relleno son producidas por pulido o trituración de cuarzo o vidrio en tamaños que oscilan 0.1 y 1.00 micrones referidas como micro relleno.

Los compuestos se clasifican sobre la base del tamaño promedio del componente de relleno. Además del grado de volumen de relleno, el tamaño y la distribución del tamaño.

Para incorporar máxima cantidad de relleno en la matriz de la resina se necesita distribución del tamaño de las partículas. Si se usan partículas de tamaño sencillas incluso con empacamiento estrecho, habrá un espacio entre partículas. Las partículas inorgánicas de relleno por lo general significan 30 a 70% por volumen o 50 a 85% peso del compuesto.

Los microrrellenos, por su gran superficie, a menudo son agregados a la fórmula de los compuestos en cantidades menores de 5% en peso para modificar la cantidad de la pasta reduciendo el riesgo de sedimentación de las partículas gruesas. Los microrrellenos también promueven el empaquetamiento del relleno. Para asegurar la estética aceptable de una restauración de compuestos, la translucidez del relleno puede ser similar a la de la estructura del diente. Para que la translucidez sea aceptable, el índice de refracción del relleno debe estar cercano al de la resina. (1)

El cuarzo se ha usado mucho como relleno, en particular en la primera generación de los compuestos.

La radiopacidad de los materiales de relleno se proporciona por el número de cristales y de cerámica que contiene los metales pesados, como el bario (Ba), el estroncio (Sr) y el circonio (Zr). El relleno de estos metales más usados es el bario.

Resinas fotoactivadas .

Los primeros sistemas fotoactivados emplearon la luz ultravioleta para iniciar los radicales libres . Hoy en día, los compuestos curados por luz ultravioleta han sido suplantados por el sistema de fotoactivado visible con gran capacidad de polimerizar espesores mayores a 2mm.

La iniciación de los radicales libres consiste en la fotoiniciación de las moléculas y un activador de amina contenido en esta pasta.

Un fotoiniciador comúnmente usado es la canforoquinona que tiene límites de absorción entre 400 y 500 nanómetros en la región azul del espectro visible de la luz. (1)

Propiedades de los materiales de restauración compuestos.

Materiales compuestos.

Propiedades	acrílico	Partículas		
	sin relleno	pequeñas	microrelleno	hibrido
Relleno inorgánico				
Porcentaje en volumen.	0	65-77	20-55	60-65
Porcentaje en peso	0	80-90	35-60	75-80
Resistencia al compresión	70	350-400	250-350	300-350
Resistencia elástica	24	75-90	30-50	70-90
Modulo elástico	2.4	15-29	3-6	7-12
Coefficiente de expansión	92.8	19-26	50-60	30-40
Térmica (10 -5 /°c)				
Sorción en agua	1.7	0.5-0.6	1.4-1.7	0.5-0.7
(mg/cm ²)				
Numero de dureza	15	50-60	5-30	50-60
Knoop				

(3)

Composición de los compuestos de microrrelleno.

Para resolver el problema de rugosidad de la superficie en los compuestos tradicionales, se desarrolló un tipo de material que tiene partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. Las partículas individuales son aproximadamente de 0.04 micrones de tamaño; por lo tanto 200 a 300 veces menores que el promedio de las partículas de cuarzo de los compuestos tradicionales. El concepto de compuestos de microrrelleno se vincula al refuerzo de la resina con un relleno, aunque estos compuestos muestran una superficie tersa similar a la obtenida con la resina acrílica de restauración directa sin relleno.(1)

Propiedades de los compuestos con microrrelleno.

Los compuestos de microrrelleno tienen propiedades mecánicas y físicas inferiores a los compuestos tradicionales . Esto es de esperarse , por que 50 a 70% en volumen del material de restauración se hace de esta resina. La mayor cantidad de resina comparada con el relleno da a lugar a sorción de agua , a mayor coeficiente de expansión térmica y a disminución del módulo de elasticidad.

Sin embargo, comparados con las resinas acrílicas sin relleno , los compuestos con microrrelleno tienen propiedades significativas que proporciona un terminado de superficie lisa , adecuado a las restauraciones estéticas. Por ello son preferidos para restauración de superficies con lesiones cariosas (clases III y V) . Las partículas de relleno inorgánico son menores que las abrasivas que utilizan en el terminado de la restauración. Así pues , durante el acabado el relleno de sílice se retira junto con la resina en la que se encuentra embebido.(1)

Consideraciones clínicas de los compuestos de microrrelleno.

En la mayoría de las aplicaciones , la disminución de las propiedades físicas no crea problemas. Sin embargo , en cuanto situaciones que soportan tensión , como las clases I , II y IV , el potencial de fractura es mayor. Cuando este es ocasional en el margen de las restauraciones , se atribuye al desenlace de los compuestos de relleno prepolimerizados . para disminuir el riesgo de fractura , se recomienda el uso de fresas de diamante en vez de la de carburo y tungsteno para el tallado de los compuestos de microrrelleno .

No obstante , los compuestos de microrrelleno son ampliamente usados hoy en día. Por su suave superficie lisa se ha vuelto la resina de elección para restauraciones estéticas en dientes anteriores , particularmente en situaciones que no soporten tensión y para restauraciones de superficies subgingivales.(1)

Consideraciones clínicas de compuestos de rellenos de partículas pequeñas.

Debido a que mejora la resistencia en estos compuestos y la mayor carga de relleno , están indicados para ser utilizados con tensiones amplias y abrasión como en las clases I y II . El tamaño de las partículas de algunas de estas resinas hace posible que se obtenga superficies lisas y puedan ser aplicadas en dientes anteriores , pero no son tan buenas como los materiales de microrrelleno o los compuestos híbridos de reciente desarrollo.(1)

Composición de resinas híbridas.

Los compuestos híbridos son vistos como aquellos que tienen características estéticas y que son comparables con los compuestos de microrrelleno utilizados en restauraciones anteriores.

Los rellenos híbridos modernos consisten en sílice coloidal y partículas de cristales que contienen metales pesados , constituyendo un contenido de relleno de aproximadamente 75 a 80% en peso. El cristal tiene un promedio entre 0,6 y 1.0 micras . En una distribución típica , 75% de las partículas es menor de 1.0 micras. El sílice coloidal representa 10 a 20% en peso del contenido total de relleno. (1)

Consideraciones clínicas de los compuestos híbridos.

Por su buena resistencia y superficie lisa , estos compuestos son ampliamente usados para restauraciones anteriores , incluyendo la clase IV . aunque las propiedades mecánicas son un poco inferiores a los compuestos de partícula pequeña , estas resinas se emplean ampliamente en restauraciones que soportan tensión . Las diferencias entre los compuestos de rellenos de partículas pequeña son menores , por lo que estos dos términos se usan a menudo en forma intercambiable para describir a estos

dos materiales . Desde el punto de vista clínico , esta confusión de terminología no es tan importante como el tamaño de las partículas de relleno sea cercana a 1 micra y que la fracción de volumen de relleno exceda de 60% en volumen.(1)

Compuestos para restauraciones posteriores.

Compuestos directos para dientes posteriores.

La amalgama ha sido el material de obturación tradicionalmente empleado para restauraciones de dientes posteriores. Se les atribuye fácil colocación , buenas propiedades mecánicas, excelente resistencia a la abrasión y la característica única de autosellado, esto es, de reducir la filtración en el margen gingival conforme la restauración envejece. Sin embargo con la demanda creciente de una odontología estética y con el interés de algunas personas respecto a los efectos tóxicos del mercurio , ha aumentado el uso de las resinas compuestas para restauraciones de clase I y II los compuestos se han empezado a emplear con mayor frecuencia para estos propósitos.

En comparación con la amalgama , la técnica de colocación requiere mas tiempo. Las pastas de monómero altamente plásticas exigen que la matriz sea cuidadosamente contorneada para obtener un aceptable punto de contacto proximal.

Cuando los márgenes gingivales de la cavidad se localizan en dentina , cemento o ambos , y la resina está firmemente anclada en el esmalte grabado y otros márgenes , el material tenderá a contraerse a través de los márgenes gingivales durante el polimerizado .

Indudablemente , la contracción de polimerizado es uno de los mayores problemas de los compuestos usados en las restauraciones de clase II y V . Deben tomarse medidas para mantener la integridad de la dentina – resina o de la interfase cemento – resina.(1)

La radiopacidad es una propiedad importante en cualquier material de restauración posterior. Clínicamente las fracturas no son una causa común de fallas con los productos adecuadamente formulados.

Basado en estudios, los mejores compuestos para restauraciones de dientes posteriores serán los que mantengan dentro de condiciones semejantes al esmalte natural. Las diferencias de velocidad al desgaste de 10 a 20 micrones anuales puedan parecer pequeñas , el desgaste de los compuestos posteriores de 0.1 a 0.2mm es mayor que el del esmalte en un periodo de 10 años.(1)

Debido a estos desgastes y sus implicaciones potenciales sobre la oclusión , es importante seleccionar con cuidado los casos clínicos que deben ser tratados con compuestos posteriores.

La relación de estas propiedades críticas de los compuestos posteriores es la naturaleza del desgaste mecánico.

Clínicamente la pérdida de material causada por el desgaste en el área de contacto al parecer es mayor que la asociada con la abrasión por comida . Los compuestos en los que las partículas de relleno son pequeñas , tiene alta concentración y buen enlace de matriz son los mas resistentes al desgaste.

Sin embargo hay contraindicaciones. Para restauración clase II estará predestinado a fracasar en la boca de un paciente con bruxismo , debido al mayor potencial de desgaste . El uso de compuestos posteriores en boca con caries activa es cuestionable, porque los materiales comunes no tienen la capacidad de proporcionar efecto anticariógeno y resistencia a la filtración.

(1).

Requerimientos según la norma # 27 de la ADA:

Los requerimientos para restauraciones a base de resina, brinda de forma apropiada los mecanismos de mezclado mecánico, mezclado manual, y activados por energía externa y los fabricados para uso primario en la restauración directa de cavidades clase III, IV, y V, materiales clase B.

Referencias normativas.

Evaluación biológica de materiales dentales.

Estabilidad de color de materiales dentales poliméricos.

Duración , elementos y formatos de intercambio – intercambio de información representación de datos y tiempos.(4)

Clasificación.

Los materiales dentales restauradores a base de resinas se clasifican como sigue:

Clase A: materiales demandados por el fabricante como apropiados para la restauración de cavidades que involucran superficies oclusales.

Clase B: todos los otros materiales.

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

Tipo 2: Materiales activados por energía externa, aquellos materiales cuyo endurecimiento se logra por la aplicación de energía tal como la luz azul.(4)

Requerimientos.

Biocompatibilidad.

Propiedades Mecánicas y físicas.

Tiempo mínimo de trabajo, materiales Tipo 1

El tiempo de trabajo para materiales tipo 1 determinado , no deberá ser menor de 90 seg.

Tiempo de endurecimiento materiales tipo 1.

El tiempo de endurecimiento para los materiales tipo 1 determinado , no deberá ser mayor de 5 min.

Sensibilidad a la luz ambiental, materiales tipo 2.

Cuando se prueban éstas no deben presentar cambios en la consistencia de ninguna de las tres muestras de materiales tipo 2 después de ser expuestas a prueba de luz por 60 seg.

Profundidad de curado, materiales tipo 2.

La profundidad de curado de materiales tipo 2 no deberá ser menor de 2 mm. y en cualquier circunstancia no mayor de 0.5 mm. por debajo de los valores establecidos por el fabricante.(5)

Resistencia flexural.

La resistencia flexural de los materiales tipo 1 y tipo 2 , no deberá ser menor de el valor de:

$N = (\text{modulo de flexural} + 0,0025) + 40$ mpa, y en cualquier circunstancia, no menor de 50 mpa.

Color .

Los colores del material curado deben ser muy parecidos a los de la guía del fabricante.

Radioopaciad.

Si el fabricante indica que el material es radio opaco , la radiopacidad determinada de acuerdo debe ser mayor que el aluminio del mismo grosor.

Muestreo.

Las muestras deben estar contenidas en paquetes individuales del mismo lote con suficiente material para llevar a cabo ñas pruebas específicas.

Nota: 50 g son suficientes.

Preparación de las muestras de prueba.

Para la preparación de materiales tipo 2, se debe hacer referencia de las fuentes de energía externa recomendadas para que los materiales sean probados.

Mezclar o preparar el material siguiendo las instrucciones del fabricante y de las condiciones especificadas.

Condiciones de las pruebas.

A menos que sean especificadas otras por el fabricante prepare y pruebe todas las muestras a $(23 \pm 1)^\circ\text{C}$. controle la humedad relativa para asegurar que éste a 30% todo el tiempo. Si el material se refrigero permita que se descongele a 23°C .(5)

Resistencia a la compresión.

Este acto implica el desarrollo de fuerzas, aplicadas sobre las caras oclusales , comprendidas entre 25 daN/cm² y 75 daN/cm² en los molares posteriores. Así, en relación a la tabla sólo los composites híbridos aguantan una comparación con la amalgama y con la dentina.

Propiedades mecánicas comparadas de los composites,
de la amalgama y de la dentina.

	Resistencia a la tracción (mpa)	Resistencia a la compresión (mpa)	Módulo de elasticidad
Composite tradicional	35-55	210-290	8-16
Composite de micro- relleno	30-40	255-330	3,2-5,4
Composite híbrido	52-67	310-384	13,8-2,4
Amalgama	55	318	21
Dentina	52	297	18,5

Cemento de Ionómero de vidrio.

Los cementos de ionómero de vidrio son un descubrimiento importante de la odontología , debido a su potencial de adhesión al esmalte y la dentina , que posibilita una considerable economía del tejido dental sano por no ser necesarias las preparaciones típicas con adherencia mecánica adicional , y porque permite el sellado completo de los márgenes , además de proveer iones de flúor a la estructura adyacente a las restauraciones y tener mejor compatibilidad biológica.(1)

Estos cementos , también llamados ionoméricos , fueron citados inicialmente por Wilson y Kent en 1971 , y comercializados por primera vez en Europa en 1975. Desde entonces , vienen siendo perfeccionados y se ha comprobado su eficacia en algunas situaciones clínicas , pasando a ocupar un espacio cada vez mayor en la odontología , tanto como material de base para otros materiales o como material restaurador propiamente dicho. (1)

Composición.

Los cementos de ionómero de vidrio son derivados de los cementos de silicato y de los cementos de policarboxilato de zinc , y consisten básicamente en un polvo de vidrio (aluminio silicato) con iones reactivos y un poliacido que reaccionan para formar una masa de cemento.

El polvo está constituido esencialmente por un vidrio de aluminio de silicato , con alto contenido de fluoruros que el vidrio usado para el polvo del cemento de silicato , siendo por eso más básico.

El líquido es esencialmente ácido poliacrílico con algunos aditivos , tales como el ácido itacónico y tartárico para perfeccionar algunas propiedades. El ácido itacónico reduce la viscosidad del líquido y también lo torna más resistente al congelamiento. Si el líquido es almacenado en un refrigerador se tornara sumamente viscoso no pudiendo ser usado. El ácido tartarico aumenta la fuerza cohesiva , la resistencia a la compresión y mejora el tiempo de trabajo. Esta quelación produce la unión química entre las estructura dental y el material , produciendo de esa manera la retención del cemento al diente.

Uno de los progresos mas importantes en relación a esos cementos es la posibilidad de congelar en seco el ácido e incorporarlo al polvo. Cementos de ese tipo son mezclados con agua destilada y presentan un tiempo ilimitado de almacenamiento.

Un tipo de cemento de ionomero en que pequeñas partículas metálicas , especialmente plata se incorporan al vidrio durante la fusión , para proporcionar un aumento de las propiedades físicas . Esto cementos que han recibido el nombre de "cerment cement" presentan un color metálico.(1)

La mezcla recomendada por Simon , a la que llamo milagrosa se puede obtener volumétricamente mezclando 7 partes de polvo de un cemento de ionomero tipo I y una parte de una liga para amalgama . Este nuevo polvo debe ser homogénizada y dosificada en razón de 3 por 1 con el líquido del cemento de ionomero empleado.(1)

Reacción de fraguado.

Los cementos de ionomero de vidrio pasan por una prolongada reacción de fraguado si los comparamos a otros cementos dentales . La reacción sucede en varios niveles simultáneos . Inicialmente , iones metálicos (Ca^{++} y Al^{++}) son extraídos de las partículas de vidrio formando sales insolubles que llevan a la gelificación . En los primeros niveles las ligaciones cruzadas principalmente de iones de calcio , producen un material de baja resistencia y rigidez , y alto fluido plástico. En ese momento el material puede ser afectado negativamente por la humedad debido a la alta sensibilidad del policarboxilato de calcio al agua . los iones de aluminio parecen combinarse con grupos carboxílicos específicos , de tal manera que mejora considerablemente la resistencia a la deformación.

La reacción de fraguado entre el polvo y el líquido es esencialmente ácido – básica , produciendo una sal hidratada , aunque los primeros 5 minutos se forma un gel de policarboxilato de calcio lo que permite la adhesión inicial a la estructura dental. En las 24 hrs. Sigüentes es formado un gel de policarboxilato de aluminio , pasando en ese instante a ser considerada la adhesión como madura.

Resumiendo , se puede decir que tanto el polvo como el líquido , cuando se mezclan y se los manipula reaccionan de la misma manera que los cementos de silicato . primero se forma una pasta que endurece rápidamente hasta transformarse en una masa sólida , unida por un gel de polisales. Las polisales unen las partículas de vidrio que no reaccionaron en una matriz de cemento.

El policarboxilato de calcio se forma primero como un gel firme que da al cemento la propiedad de ser esculpida como una amalgama dental. En esta etapa los cementos de ionomero son muy susceptibles a la absorción de agua . Si absorbe agua la matriz quedara porosa y podrá erosionarse rápidamente , además de producir una alteración en el color del cemento. Después de que el policarboxilato de aluminio está formado se produce una superficie dura . se llega a esta etapa después de 30 min. De haber sido mezclados , pero solamente después de 60 min. El material será suficientemente resistente a la hidratación y deshidratación para permitir su exposición al medio ambiente oral.(1)

Clasificación según la norma #96 ADA.

Cementos de ionómero de vidrio tipo:

- I.- cementar.
- II.- Para bases.
- III.- Reconstrucción y obturación.
- IV.- Variantes (selladores y reconstrucción).

(11)

Otra forma en que se puede encontrar clasificado es en dos grupos principales:

1.- Cementos de ionómero convencionales que se subdividen en cuatro tipos (I , II , III y IV).

2.- Cementos de ionomero reforzados por partículas metálicas , que se subdiviE den dos tipos , disponibles industrialmente (cerments) y caseros ("mezcla milagrosa") .

tanto los convencionales como los reforzados con partículas metálicas pueden ser encontrados en dos frascos separados , uno contenido el polvo y otro el líquido , que pude ser el poliácido o el agua destilada , o predosificados en cápsulas.

Los tipo I son indicados para la cementación de prótesis convencionales , núcleos metálicos , brackets ortodónticos y como base protectora de otros materiales restauradores.

Los cementos tipo II , para restauraciones de dientes permanentes (clase I incipiente , III y V) y dientes primarios ; los tipo III para el sellado de fosetas y fisuras , y los tipo IV para protección de cavidades que serán restauradores con resinas compuestas. Los reforzados con las partículas metálicas están indicados para restauraciones de dientes permanentes (clase I , V y reconstrucción) , como material de núcleo de relleno y para restauraciones de dientes primarios.(1)

Características principales.

Adhesividad.

Los cementos de ionómero de vidrio se adhieren al esmalte y a la dentina de una manera semejante a los cementos de policarboxilato , sin embargo el mecanismo de adhesión no ha sido totalmente aclarado . La adhesión con la dentina es de aproximadamente 60 a 120 kg/cm² , lo que representa cerca de un cuarto de un cuarto a la mitad de la fuerza de unión entre las resinas compuestas y el esmalte grabado por ácidos .

Esta adhesión torna posible el empleo de estos materiales para restaurar cavidades con una mínima preparación , lo que es ventajoso para los casos clase V de erosión/abrasión y en odontopediatría donde la disminución de empleo de fresas reduce el trauma sobre el niño. Algunos estudios concluyeron que la unión adhesiva de los cementos de ionómero es mas fuerte con el esmalte que con la dentina.

La calidad e intensidad de la adhesión de los cementos de ionómero con la estructura dental puede ser afectada por algunos factores , como : la resistencia física del material , la naturaleza del substrato , la contaminación superficial y el tipo de tratamiento y/o la limpieza que será ejecutada en la superficie sobre la cual se colocara el cemento.

Los cementos de ionómero de vidrio además de presentar adhesión al esmalte , dentina y al cemento , se adhieren también al acero inoxidable , al estaño y oro . No se adhieren a la porcelana , al platino y al oro puro.(3)

Liberación de flúor (Acción anticariogénica).

Una ventaja de los cementos de ionómero es la liberación , por difusión de iones de flúor , como sucede con los cementos de silicato . Aumentando así, la resistencia a las caries del esmalte adyacente a las restauraciones . Los iones de flúor son liberados hacia la región adyacente a la restauración luego después de su realización , y la influencia de los fluoretos puede extenderse a otras fases del diente distantes de la restauración.

Kidd , por ejemplo demostró una reducción en la extensión de algunas lesiones cariosas localizadas en el esmalte vecino a las restauraciones de cemento de ionómero de vidrio lo que él atribuyo a la liberación de fluoretos de la superficie del cemento. (3)

El promedio de liberación de flúor es mayor que el del cemento de silicato , y se acelera en condiciones ácidas. Los fluoretos libres que están presentes en la matriz de cemento están disponibles para ser liberados , sin embargo los que se encuentran dentro del vidrio sobrante no lo están.(1)

Biocompatibilidad .

Los cementos de ionómero de vidrio deben estar en íntimo contacto con la dentina y el esmalte adyacentes para que ocurra alguna forma de adhesión . Por lo tanto no deberá haber ningún material interpuesto entre ellos para que pueda tener una adhesión máxima .

Estudios realizados demostraron que los cementos de ionómero de vidrio producen una respuesta pulpar leve , cuando se le compara con la producida por los cementos de óxido de zinc y eugenol.

Las alteraciones pulpares producidas por los cementos de ionómero de vidrio son menores que las de los cementos de fosfato de zinc y probablemente similares a las de los cementos de policarboxilato de zinc.(3)

La baja irritabilidad pulpar producida por esos cementos se debe probablemente al hecho de que el ácido poliacrílico y ácidos afines son débiles y tiene macromoléculas de alto peso molecular teniendo mayor afinidad para unirse al calcio del diente , dificultando de esa forma su movimiento vía túbulos dentinarios en dirección a la pulpa.(3)

Resistencia a la Abrasión

Estos cementos tienen una resistencia a la abrasión considerablemente mas baja que la de las resinas compuestas y semejante a la de los cementos de silicato. La abrasión que aumenta bajo condiciones ácidas , proporcionando un aumento significativo de la rugosidad de la superficie de esos cementos provocando mayor pigmentación de la superficie ocasionando perjuicios para la vida de la restauración.

Los cementos de ionómero de vidrio reforzados con partículas metálicas presentan una mayor resistencia a la abrasión que los convencionales , aunque insuficiente para que puedan ser empleados en superficies oclusales.

(3)

Perdida de material por desgaste oclusal simulado.

	mm 3*
amalgama	0.2
resina compuesta	0.4
ionómero de vidrio	6.0

*El volumen de material que se retiro cuando las muestras se frotaron contra un cilindro de hidroxiapatita sintética por 2 500 ciclos.(1)

Resistencia a al fractura de los materiales en relación con la amalgama .

	x Amalgama*
Resinas compuestas posteriores	0.83-1.3
A- ionómero de vidrio tipo II	0.29
Cermet	0.27
B- Cemento de ionómero de vidrio tipo II	0.11
Aleación de plata admix	0.16

- A la resistencia a la fractura de la amalgama se le asigna un valor de 1 , y los valores presentados para otros materiales son fraccionarios . El valor mas alto es del material más resistente. (1)

Requerimientos de la norma # 96 de la ADA.

Cementos dentales basados en agua.

Requerimientos de especificaciones cuantitativas o cualitativas para riesgos biológicos no están incluidas en la norma.

La norma específica los requerimientos de los cementos polialquenos cristalinos entre un polvo cristalino de aluminio-silicato y una solución acuosa de un ácido alquénico o entre una mezcla de cristal aluminio-silicato y poliácido en polvo y agua. Estos cementos transparentes son para uso de restauraciones estéticas de dientes, como agentes lutenizantes, como base o aislador y para restaurar cavidades y fisuras.

Cementos de polialquenos cristalinos en los cuales el cristal y un metal han sido fusionado y son usados para restauraciones de dientes los cuales son destinados para la restauración de dientes también se incluyen en esta especificación.

Clasificación.

*Tipo químico.

*Aplicación para los propósitos de esta norma, los materiales son clasificados en base a su uso como sigue:

Cementos lutenizantes.

Bases y aisladores.

Cementos restaurativos.

Requerimientos.

Componentes

Líquidos: el líquido debe estar libre de depósitos o filamentos en el interior.

Polvo: el polvo estará libre de materiales extraños.

Cementos no solidificado.

Será homogéneo y de consistencia suave.

Propiedades ópticos.

- a) la opacidad de cemento endurecido.
- b) El cemento endurecido será igual al de la guía de colores que describe el fabricante.

Contenido de arsénico.

Contenido de plomo soluble en ácido.

Biócompatibilidad.

Muestreo

Cementos mezclados a mano una muestra sacada de un lote deberá proveer suficiente material para completar todas las pruebas.

Preparación de muestras.

Todas las muestras deberán prepararse a la temperatura de $23 \pm 1^\circ \text{C}$ y humedad relativa de $50 \pm 5\%$.

Grueso de película

Solo para cementos leutinizantes.

Tiempo de colocación.

Poner el molde condicionado a $23 \pm 1^\circ \text{C}$ en el papel aluminio y llenar al nivel de la superficie con la mezcla del cemento.

60 seg. Después de terminar la mezcla, poner el conjunto, comprimiendo el molde, papel aluminio y muestra del cemento sobre el bloque.

90 seg. Después de terminar la mezcla, cuidadosamente descender el indentador verticalmente dentro de la superficie del cemento y mantener durante 5 seg. retire la prueba para determinar el tiempo aproximado de fraguado repetir la endentación a intervalos de 30 seg. Hasta que la aguja no penetre.

Resistencia compresiva.

Material.

Cabina mantenida a $37 \pm 1^\circ \text{C}$ de temperatura y humedad relativa cerca de 90%.

Molde de separación y placas.

Tornillo de sujeción.

Probador mecánico.

Procedimiento.

24 hrs. Después de terminar el mezclado, coloque cada muestra con los bordes planos entre placas del probador mecánico y aplique una carga compresiva en el eje longitudinal de la muestra.

Anote la carga aplicada cuando la muestra se fracture y calcule la resistencia compresiva C, en megapascascales usando la formula.

Donde:

P es la carga máxima aplicada en newtons.

D es la medida del diámetro de la muestra en milímetros.

$C = 4P / \pi \times D$ donde : $\pi = 3.141657$.

Erosión por la técnica de caída de chorro.

El propósito de esta prueba es de reflejar la calidad del material y no debe ser tomada como un iniciador del desempeño clínico.(11)

Polividrio Solitaire.

El fabricante nos menciona que en varios estudios de este material se demuestran alentadores resultados de su respuesta clínica. Cuando se comparo una resina composite híbrida popular, contra el solitaire, el cual el fabricante nos menciona que es la combinación de un relleno único y una matriz biocompatible. Es una resina para obturaciones directas en dientes posteriores, radiopaco, fotocurable con liberación de flúor. Se pule al alto brillo y es resistente al desgaste así como a la contracción y en combinación con el sistema adhesivo solid bond esta indicado para odontología adhesiva.

El polividrio (solitaire) esta fabricado a base de ésteres de ácido (meta) acrílico multifuncionales y contiene 65% en peso de relleno.(10)

Su condensado minimiza los espacios según lo menciona el fabricante por su composición de su matriz de relleno lo que da como resultado, mínimos espacios marginales que podrían causar sensibilidad pos operatoria y caries recurrente.

Se menciona excelentes características de desgaste, superior a otros materiales (resinas composites)Menciona que su manipulación es fácil, con gran aceptación por el paciente gracias a su gran cantidad de colores que asemejan al diente. Indicado para cavidades clase I y II.

Por lo que se menciona como una alternativa a la amalgama por sus cualidades similares. (10)

Composición

La composición del polividrio es a base de ésteres de ácido (meta) acrílico multifuncionales.

Las partículas de relleno integradas a la matriz tienen un rango de medición de 2 a 20 micrones , estas partículas de relleno son porosas las cuales permiten al monomero de resina.

Los componentes del vitroid o relleno son: bario, aluminio, magnesio.

Indicaciones

- obturaciones de clase I y II según Black.
- obturaciones de clase V según Black.
- Restauraciones en dientes desiguos.
- Elaboración de muñones. (10)

Contraindicaciones:

- No utilizarlos con materiales que contengan eugenol, ya que estos afectan el endurecimiento (inhibe la polimerización).
- Cerca de la cámara púlpal, no podrían excluirse irritaciones.
- Utilizar una lampara en malas condiciones, da como resultado una mala fotopolimerización.(10)

Precauciones:

El polividrio (solitaire) contiene monómeros polimerizables que pudieran ocasionar en personas delicadas cierta sensibilidad en la piel.

En caso de aparecer algún tipo de irritación o si el paciente es alérgico

Ante las resinas a base de metacrilato deberá evitarse el uso de este producto.

Evitar contacto, con la piel, en caso de contacto con los ojos o de contacto prolongado con la mucosa bucal, enjuagar de inmediato con abundante agua.(10)

Modo de empleo:

Previo al tratamiento se recomienda limpiar la dentina con una pasta libre de flúor . Seleccionar el color utilizando el colorímetro anexo, antes de iniciar el tratamiento y mientras los dientes estén todavía húmedos.

I) Preparar la cavidad. A continuación se limpiar y secar la cavidad.

Para cavidades muy profundas se recomienda proteger la dentina pulpar con una base adecuada.

Mantener siempre una superficie seca.

II) Cavidades complejas incluyendo el área proximal, colocar bandas matrices metálicas y cuñas con objeto de evitar residuos en cervical y obtener mejores condiciones de punto de contacto.

III) Colocar ácido grabador en toda la cavidad empezando por las áreas del esmalte y dejar actuar de 15 a 30 seg. (técnica de grabado total)

Si así lo prefiere aplicar únicamente en el esmalte.

- IV) Enjuagar perfectamente el ácido grabador con spray de agua por lo menos 15 seg. No deben quedar residuos en la cavidad.
- V) Secar la cavidad con el aire libre de aceite (no desecar la dentina).
- VI) Vertir solid bond p en una gradilla y aplicarlo sobre la dentina, con un pincel por un periodo de 30 seg. La capacidad del esmalte no se ve alterada por el solid bond p . En tanto la dentina este totalmente protegida por una buena base puede omitir los pasos 6 y7.
- VII) Dispersar suavemente con aire la capa de solid bond p.
- VIII) Vertir el solid bond s en una gradilla y aplicar una capa delgada y uniforme con el pincel en la cavidad y en el esmalte previamente grabado.
- IX) Dispersar ligeramente con una corriente aire suave, evitar la contaminación con saliva
- X) Polimerizar a lo largo durante 40 seg. (para obtener mejores resultados se recomienda usar la unidad luminica Translux) sin tocar ni eliminar la capa de dispersión.
- XI) Aplicar el polividrio (solitaire) en capas máximas de 2mm en la cavidad condensar cuidadosamente con un instrumento obturador (por ejemplo con punta en forma de esfera) y adaptar a las paredes de la cavidad. La compatibilidad del polividrio (solitaire) facilita la configuración de los puntos de contacto proximales.
- No es necesario una técnica de endurecimiento complicada.

XII) Polimerizar el polividrio (solitaire) en capas máximas de 2mm con el aparato luminico tranlux por 40 seg. Acercar lo más posible la ventana de salida de luz a la obturación. Durante la polimerización se forma una capa de dispersión sobre la superficie, la cual no debe de tocarse ni eliminarse ella servirá de enlace para la siguiente capa de polividrio. Después de retirar la banda matriz se recomienda polimerizar por separado las regiones cervicales de la obturación por 40 seg. Ya que estas zonas pueden estar a la sombra de la matriz metálica.

XIII) Inmediatamente después de la polimerización, el polividrio puede ya tallarse y pulirse. Para el trabajo de acabado son apropiadas las fresas de diamante de grano fino y los discos flexibles.

XIV) El pulido al alto brillo puede efectuarse con pulidores de silicones, discos finos y cepillos de pulido.(10)

Almacenamiento:

El material no debe utilizarse después de la fecha de caducidad.

No almacenar.

A mas de 25° c evitar los rayos del sol directo. Después de su uso, conservar los recipientes siempre cerrados y fuera del alcance de los niños.(10)

Revisión de artículos relevantes.

Cerómeros polividrio solitaire.

El origen de la denominación : ceramic optimized (cerómero) también llamado polividrio. Material nuevo de restauración tanto directa como indirecta.

Se compone de aproximadamente una cuarta parte vidrio orgánico , que debe considerarse como un compuesto reactivo altamente reticulante , de tres cuartas partes de material de relleno inorgánico , absolutamente estable desde el punto de vista cromático y no adhesivo para la placa . Con un 90% de material de relleno (0.7-2 indirecta artglasss , 2-20 directa solitaire , micras) donde también incluye fluoruro de estroncio 5-10% (similar a los ionómeros) por lo que posee la propiedad de liberación de flúor .

Su matriz esta compuesta por etiltriglicolmetacrilato, ácido metacrilato y un monoéster.

Indicado para realizar: inlays , onlays, coronas individuales libres de metal .

En las propiedades de los polividrios después de : 1.2 millones de ciclos masticatorios , 3,000 termociclados de 5 y 55°c ; aproximado a 5 años de uso clínico.(6)

Abrasión : artglass 40-70 micras ; cerámicas 20-60 micras ; esmalte 30- 50 micras y compuestos híbridos menor de 90 micras.(6)

Dureza: artglass 380+20 Mpa (Vickers-Harness) esmalte HV : 3100-3500 Mpa ; cerámicas HV : 4500-6000 Mpa ; aleaciones oro y resinas convencionales HV: 160- 300 Mpa , compuestos híbridos HV:350-500 Mpa.(6)

- Investigación realizada en el laboratorio de Yacimientos Minerales Facultad de ingeniería. U.N.A.M.

Investigación sobre un composite experimental y 15 composites comerciales.

En un experimento se uso un composite con un nuevo sistema de matriz (conformado por una red de polímeros orgánicos e inorgánicos = cerámica orgánica modificada = Ormacer) el cual fue comparado por composites comerciales. El desgaste del contacto oclusal fue simulado en un simulador móvil (boca artificial munich). Los composites comerciales fueron: estilux híbrido (EH), Pertac II (PII), Tetric (TE), Tetric ceram (TeC), Tetric flow (TeF), Z 100 (Z), TPH spectrum (TPH), Degufill ultra (DU), Degufill mineral (DM), Degufill SC micro híbrido (DS), Charisma (Cha), Solitaire (Sol), Heliomar RO (HM), Metafill cx (Mf), Durafill Vs (DF), y OMACER (orm). Ocho especímenes de cada material fueron probados en un simulador móvil con un antagonista degusit (5mm de diámetro) y una carga vertical de 50 N. (7)

Los compuestos fueron aplicados en una muestra soporte de aluminio en una capa y polimerizados por una unidad de curado dentacolor XS durante 180 seg. , la superficie fue limpiada con un papel abrasivo para remover cualquier capa de superficial rica en matriz .

El desgaste fue cuantificado por una técnica de replica usando un 3D LASER Scanner.

Los resultados de este estudio indican que el polividrio solitaire fue el tercero en obtener un mejor resultado al desgaste.(7)

*Investigación de la Universidad de Munich, Alemania.

Nuevo polividrio solitaire, información sobre su deterioro.

Solitaire, el nuevo polividrio posterior a la resina por Heraeus Kulzer tiene muy bajo desgaste basados en simuladores de prueba de desgaste.

Los resultados indican que el polividrio fue de los composites de mayor éxito de los disponibles en los E.U.A. Durafill VS , un excelente composite para restauraciones anteriores disponible desde 1979, fue la de menor desgaste comprobado de los composites. (8)

Durafil continua siendo el patron por el cual las restauraciones anteriores son medidas.

Polividrio Solitaire fue el segundo en rango en E.U.A. en el estudio.

Los resultados que obtuvo el polividrio fueron:

74 % menos desgaste que tetric.

71 % menos desgaste que tetric flow

69 % menos desgaste que tetric ceram

67 % menos desgaste que Z100

65 % menos desgaste que TPH Spectrum

- **Dirección de internet.(8)**

Reporte de una nueva resina composite condensable.

Observaciones del material.

Varios estudios de este nuevo material demuestran buenos resultados de su excelente respuesta clínica. Haller y Schuster usaron (probando en laboratorio) in vitro una matriz (tinte) testigo como medida marginal de adaptación. Cuando se comparo con una segunda resina composite híbrida popular, solitaire demostró superior adaptación marginal .

Su capacidad de condensado minimiza los espacios (vacíos) marginales los cuales podrían causar sensibilidad postoperatorias o caries recurrente.(9)

La importancia de este estudio fue cual de los composites podría colocarse como la amalgama, tiempo de trabajo en comparación con otros composites posteriores y la realización de contactos proximales aceptables. (9)

Resultados del estudio

"Contactos interproximales"

Una escala de uno a cinco fue asignada a cada restauración. 1 – clínicamente contacto inaceptable, y 5 contacto ideal. El total de los contactos valorados de cada material fue promediado. Los composites convencionales tuvieron un promedio de 2.83 y el promedio del polividrio solitaire fue del 4.47.

"Tiempo de colocación"

El tiempo total de colocación de cada material fue promediado.

El composite convencional tuvo un promedio de 3 minutos y 27 segundos; solitaire tuvo un promedio de colocación de 2 minutos y 19 segundos.

“Manipulación”

el material es condensable y no pegajoso cuando se maneja con los instrumentos de amalgama. Debido a que el material no presenta tanta fluidez permite la creación de excelentes contactos interproximales y anatomía oclusal, fácil manipulación para el dentista. (9)

Planteamiento del problema.

Al ser el polividrio (solitaire), un material de reciente desarrollo que se equipara con la amalgama es necesario valorar este nuevo material y así comprobar lo que nos marca el fabricante.

Justificación del estudio:

Si se comprueban las propiedades del polividrio podemos verificar si es un material alternativo a la amalgama, así como sus ventajas y desventajas.

Hipotesis :

Las características físicas del polividrio son similares a la amalgama con una mayor aceptación por el paciente en cuanto a estética.

"Manipulación"

el material es condensable y no pegajoso cuando se maneja con los instrumentos de amalgama. Debido a que el material no presenta tanta fluidez permite la creación de excelentes contactos interproximales y anatomía oclusal, fácil manipulación para el dentista. (9)

Planteamiento del problema.

Al ser el polividrio (solitaire), un material de reciente desarrollo que se equipara con la amalgama es necesario valorar este nuevo material y así comprobar lo que nos marca el fabricante.

Justificación del estudio:

Si se comprueban las propiedades del polividrio podemos verificar si es un material alternativo a la amalgama, así como sus ventajas y desventajas.

Hipotesis :

Las características físicas del polividrio son similares a la amalgama con una mayor aceptación por el paciente en cuanto a estética.

“Manipulación”

el material es condensable y no pegajoso cuando se maneja con los instrumentos de amalgama. Debido a que el material no presenta tanta fluidez permite la creación de excelentes contactos interproximales y anatomía oclusal, fácil manipulación para el dentista. (9)

Planteamiento del problema.

Al ser el polividrio (solitaire), un material de reciente desarrollo que se equipara con la amalgama es necesario valorar este nuevo material y así comprobar lo que nos marca el fabricante.

Justificación del estudio:

Si se comprueban las propiedades del polividrio podemos verificar si es un material alternativo a la amalgama, así como sus ventajas y desventajas.

Hipotesis :

Las características físicas del polividrio son similares a la amalgama con una mayor aceptación por el paciente en cuanto a estética.

“Manipulación”

el material es condensable y no pegajoso cuando se maneja con los instrumentos de amalgama. Debido a que el material no presenta tanta fluidez permite la creación de excelentes contactos interproximales y anatomía oclusal, fácil manipulación para el dentista. (9)

Planteamiento del problema.

Al ser el polividrio (solitaire), un material de reciente desarrollo que se equipara con la amalgama es necesario valorar este nuevo material y así comprobar lo que nos marca el fabricante.

Justificación del estudio:

Si se comprueban las propiedades del polividrio podemos verificar si es un material alternativo a la amalgama, así como sus ventajas y desventajas.

Hipotesis :

Las características físicas del polividrio son similares a la amalgama con una mayor aceptación por el paciente en cuanto a estética.

Objetivos:

Generales.

Valorar y comparar el polividrio (solitaire) , contra la amalgama.

Específicos

Realizar las pruebas de resistencia a la compresión, el desgaste del polividrio (solitaire) y sorción acuosa.

Materiales y método

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).
- Cuatro hacedores de muestras de acuerdo con la norma de la ADA.
- Lámpara de resinas.
- Pistola para resina.
- Polividrio solitaire lote #22, fecha de caducidad 00-06-30.
- Amalgama .
- Resina Charisma lote #30, fecha de caducidad 00-06-30.
- Lentes protectores.
- Cronómetro.

Objetivos:

Generales.

Valorar y comparar el polividrio (solitaire) , contra la amalgama.

Específicos

Realizar las pruebas de resistencia a la compresión, el desgaste del polividrio (solitaire) y sorción acuosa.

Materiales y método

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).
- Cuatro hacedores de muestras de acuerdo con la norma de la ADA.
- Lámpara de resinas.
- Pistola para resina.
- Polividrio solitaire lote #22, fecha de caducidad 00-06-30.
- Amalgama .
- Resina Charisma lote #30, fecha de caducidad 00-06-30.
- Lentes protectores.
- Cronómetro.

- Balanza analítica.
- Tornillo micrométrico (Mitutoyo) con aproximación de 0.0001 gr.
- Loseta de vidrio.
- Llave Allen.
- Acetato recortado en trozos de 2 cm. Por lado aprox.
- Ambientador Hannau.
- Máquina universal de pruebas de compresión Instron.

Método.

- Se prepararán de acuerdo a las instrucciones de cada fabricante, 10 muestras para cada prueba de cada material, se prepararán una muestra de cada material como prueba piloto.
- Para las pruebas de estudio se prepararán de acuerdo a las instrucciones , los especímenes de polividrio se elaborarán según lo indicado por la norma número 96 de la ADA y los especímenes de resina al ADDEENDUM 1 de la norma 27 en su punto A.2.2.2.2 y la amalgama de acuerdo con la norma 1 de la ADA.
- El hacedor proporcionara muestras cilíndricas de 0.6 – 01 mm de altura por 0.4 – 0.1 de diámetro.
- Ya elaboradas las muestras se almacenarán durante 24 horas en agua destilada a 37°C

- Una tornamesa convencional será acondicionada para la prueba de abrasión; se elaborarán 10 discos de madera con el mismo diámetro que el de la superficie giratoria de la tornamesa. En ambas superficies de cada disco de madera se pego papel abrasivo de grano 600. El brazo porta aguja de la tornamesa será acondicionado para que en el lugar de la aguja aloje firmemente los especímenes de los materiales a probar. En el brazo se pondrá un peso adicional para que en conjunto pesen en total 32.26 gr. Se verificara la velocidad de rotación que debe ser 68 r.p.m.
- Después del periodo de almacenamiento los especímenes serán sacados del ambientador y medidos longitudinalmente en el tornillo micrométrico esta medida se considerará como medida inicial (A).
- Cada espécimen será entonces colocado en el brazo y este estará fijado para no tener movimiento hacia fuera o hacia dentro de la superficie abrasiva, de esta manera se asegurará que los ciclos de abrasión sean siempre los mismos.
- Puesto a funcionar el tornamesa se permitirá que la superficie abrasiva actúe sobre cada espécimen, 15 metros si pensamos que cada ciclo de cada vuelta consta de 50 cm se dejara por un espacio de 30 seg. Y se tomará una nueva medida longitudinal considerada como medida final (B).

- La diferencia entre A y B será considerada como pérdida por abrasión; los especímenes también serán pesados a antes y después de cada prueba.

Para la prueba de compresión se basara en la especificación # 27 ADA.

A 2.2 fuerza compresiva.

A 2.2.1 Aparatos.

A 2.2.1.2 Un molde dividido de metal, revestido de un medio apropiado de Separación, para la preparación de un espécimen de 4.0 ± 0.1 mm de diámetro por 6.0 ± 0.1 mm de alto.

2 losetas de vidrio o porta objetos con suficiente área par cubrir el molde.

A 2.2.1.3 Una abrazadera pequeña.

A 2.2.1.4 Una fuente externa de energía para los materiales tipo 2 recomendada para el uso de este material de acuerdo al fabricante.

A 2.2.1.5 Un aparato apropiado para la prueba de aplicación de una carga compresiva uniaxial con una tensión de 1.0 ± 0.25 mm por min.

A 2.2.2 Preparación del espécimen de prueba.

A 2.2.2.1 Materiales tipo I.

Mezclar el material de acuerdo con las instrucciones del fabricante y colocarlo de inmediato en el molde, puesto en un lado de la loseta de vidrio coloque la segunda lamina de vidrio sobre el molde de vidrio coloque la segunda lamina de vidrio sobre el molde presionando para que el excedente del material sea removido. Tres minutos después del comienzo de la mezcla se colocará en a , 15 min. Después de comenzado el mezclado se removerá la abrazadera y separar del molde el espécimen colocar el espécimen en agua destilada a 37° C preparar 5 especímenes.

A 2.2.2.2 Materiales tipo II.

Preparar el material de acuerdo a las instrucciones del fabricante y llenar el molde con el material como es descrito en el punto

2.2.2.1

Cuando el estado de profundidad de curado es menor a 3 mm o la profundidad de curado de acuerdo a ISO 40497.7. es menor que 3 mm, después de exponer por los dos lados del molde debe ser sumergido en agua a 37° C por 15 min. Y después remover el espécimen colocarlo en agua destilada a 37° C.

A 2.2.2.3 Procedimiento de la prueba.

23 horas y 15 min. Después de comenzado la mezcla, transferir el espécimen a la maquina de pruebas de compresión.
24 horas después del comienzo de la mezcla aplicar una carga al espécimen con una tensión de 1.0 + - 0.25 mm por minuto.

A 2.2.2.4 Calcular e interpretación de resultados.

Intensidad compresiva en megapascales = f/d^2

Donde F = fuerza máxima en newtons ejercida al espécimen.

D = diámetro del espécimen en milímetros.

(4)

La prueba de sorción acuosa se hará en 5 especímenes que se colocaran en un desecador hasta obtener un peso estable.

Se anotara el peso y se colocaran los especímenes en una solución tridestilada por 24 hrs. A una temperatura de $37^{\circ} \text{C} \pm 1$ en el ambientador.

Después de las 24 horas se sacaran del ambientador y se pesaran la diferencia entre el peso inicial y el peso final será cantidad de agua absorbida.

Se realizara la siguiente formula para obtener el resultado final.

Peso inicial - Peso final / área del espécimen = sorción total.

Resultados:

Los resultados de la prueba de compresión en la máquina universal Instron que se muestran en el cuadro siguiente se obtuvieron en base a la norma # 27 antes mencionada.

Material : Amalgama	Resistencia a la compresión (MPa)
Especimen-I	446.3
Especimen-II	468.1
Especimen-III	424.4
Especimen-IV	393.2
Especimen-V	402.6

Material : Charisma	Resistencia a la compresión (MPa)
Especimen-I	281.7
Especimen-II	254.7
Especimen-III	262.1
Especimen-IV	278.0
Especimen-V	229.0

Material : Polividrio	Resistencia a la compresión (MPa)
Especimen-I	249.9
Especimen-II	245.0
Especimen-III	232.7
Especimen-IV	257.2
Especimen-V	259.9

Los resultados obtenidos en todos materiales para las pruebas de abrasión y perdida de longitud fueron realizados en una superficie de grano # 600 y con la superficie mojada dando como resultado 15 metros de desgaste.

El desgaste a 15 metros en los materiales fueron:

Material:	Pérdida de peso	Pérdida de longitud
	(%)	(%)
Amalgama		
Especimen-I	0.269	0.442
Especimen-II	1.326	0.788
Especimen-III	0.454	0.765
Especimen-IV	0.261	0.888
Especimen-V	0.569	0.706

Material:	Pérdida de peso	Pérdida de longitud
	(%)	(%)
Charisma		
Especimen-I	1.768	0.998
Especimen-II	1.689	0.564
Especimen-III	1.839	0.258
Especimen-IV	1.297	0.393
Especimen-V	1.865	0.358

Material:	Pérdida de peso	Pérdida de longitud
	(%)	(%)
polividrio (solitaire)		
Especimen-I	1.899	0.325
Especimen-II	1.692	0.554
Especimen-III	1.171	0.993
Especimen-IV	0.884	0.081
Especimen-V	1.068	0.120

Los resultados de sorción acuosa después de 24 horas en agua tridestilada de los especímenes de resina y el polividrio a una temperatura de 37° C +-1 son:

Material:	Peso inicial	Peso final	Resultado
Charisma	(g)	(g)	(mg/mm³)
Especimen-I	0.1495	0.1500	0.0069
Especimen-II	0.1511	0.1517	0.0079
Especimen-III	0.1440	0.1443	0.0041
Especimen-IV	0.1513	0.1526	0.0039
Especimen-V	0.1417	0.1422	0.0064

Material:	Peso inicial	Peso final	Resultado
Polividrio (solitaire)	(g)	(g)	(mg/mm³)
Especimen-I	0.1287	0.1294	0.0095
Especimen-II	0.1332	0.1336	0.0052
Especimen-III	0.1340	0.1346	0.0113
Especimen-IV	0.1329	0.1337	0.0104
Especimen-V	0.1268	0.1277	0.0123

Análisis estadístico.

Se aplicó la prueba de Kruskal-Wallis a la prueba de compresión ya que los valores no eran datos homogéneos:

Resistencia a la compresión

Mediana

Serie 1	Amalgama	424.4 MPa
Serie 2	Resina (Charisma)	262.1 MPa
Serie 3	polividrio (solitaire)	249.9 MPa

Representado en la figura 1.

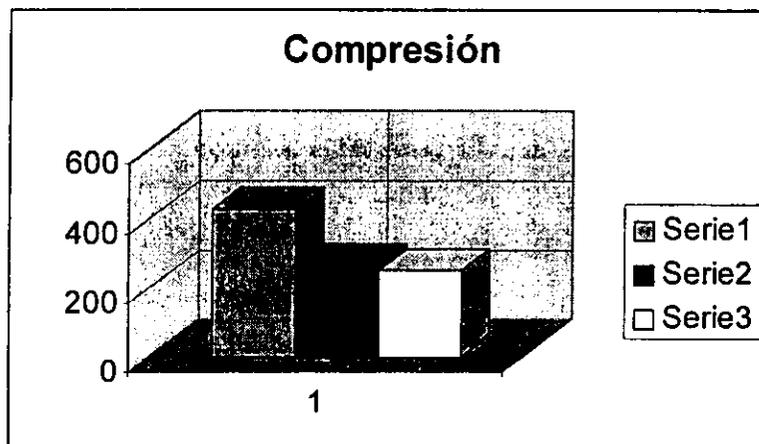


Figura 1. Resistencia a la Compresión en MPa

Para la pérdida de volumen y longitud se aplicó Anova de una vía porque se comparó entre grupos disimbolos

Media		Desviación estándar
Serie 1 Amalgama	0.576 %	0.439
Serie 2 Resina (Charisma)	1.692 %	0.231
Serie 3 polividrio (solitaire)	1.343 %	0.432

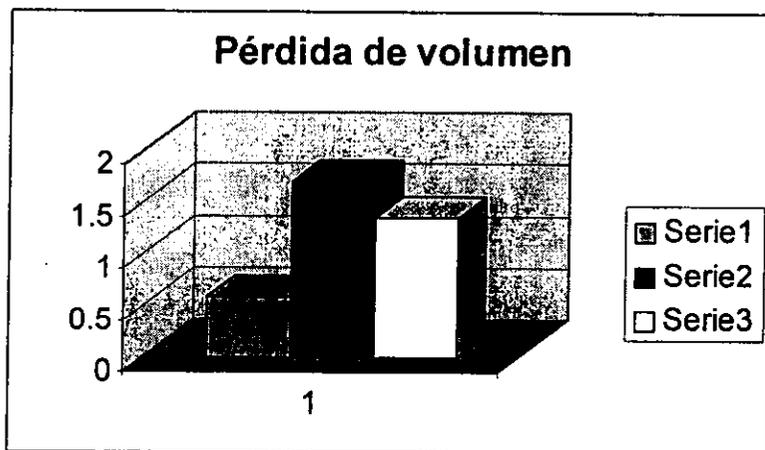


Figura 2. Pérdida de volumen.

Pérdida de longitud

Media		Desviación estándar
Serie 1 Amalgama	0.718 %	0.168
Serie 2 Resina (Charisma)	0.514 %	0.292
Serie 3 Polividrio (solitaire)	0.415 %	0.374

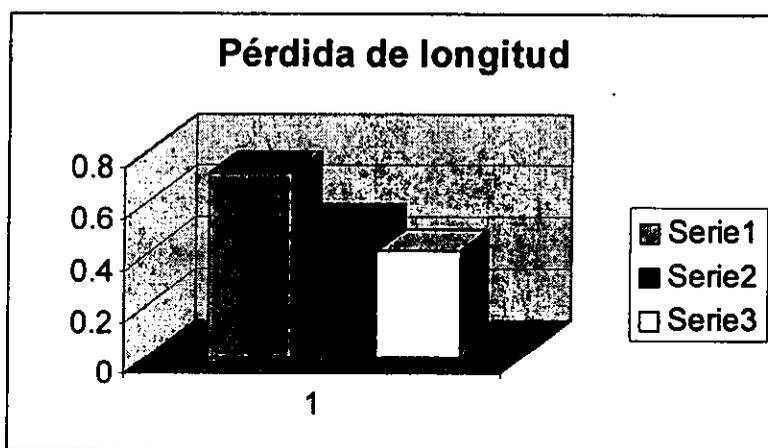


Figura 3. Perdida de longitud en porcentaje a 15 metros

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

Sorción acuosa

	Mediana	desviación estándar
Serie 1 Resina (Charisma)	0.00584 mg/mm ³	0.00177
Serie 2 Polividrio (solitaire)	0.0319 mg/mm ³	0.0510

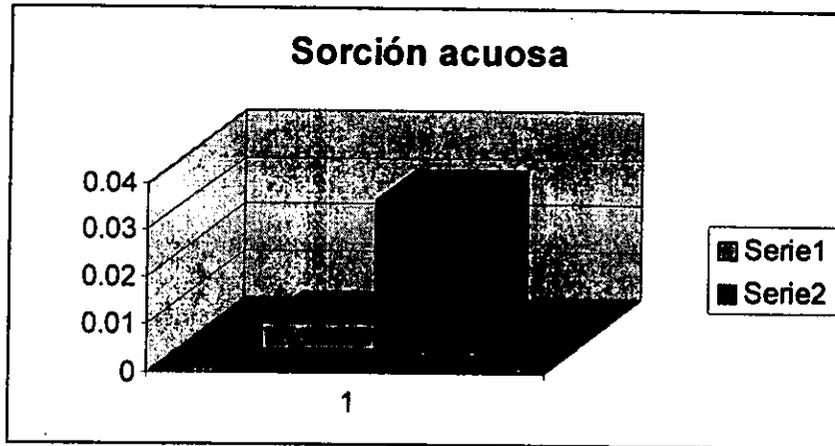


Figura.4 sorción acuosa

Discusión

En un estudio realizado en Alemania sobre el desgaste en resinas en un simulador, el polividrio (solitaire) fue uno de las restauraciones que obtuvo menos desgaste, junto con la resina Charisma (7).

En los resultados obtenidos en nuestro estudio también el polividrio obtuvo el nivel mas bajo de desgaste de longitud en comparación con la resina y además se comparó contra amalgama, pero por el contrario en la pérdida de volumen aunque la diferencia no es significativa, la amalgama obtuvo menos perdida que el polividrio y con una perdida mayor de volumen la resina.

En una investigación sobre la sorción acuosa de los materiales, realizada en la UNAM se observo que los materiales que tienen mayor contenido de material de relleno tienen mayor sorción acuosa, esto da pauta para solventar nuestro estudio ya que, el polividrio (solitaire) obtuvo una mayor cantidad de sorción acuosa muy notable en comparación de la resina (Charisma) . (12)

En un estudio realizado por el Dr. David Watts, de 5 resinas y el polividrio (solitaire) se demostró que su comportamiento durante el fotopolímerizado , obtuvo el mas bajo nivel de contracción en comparación con el resto de las resinas . (13)

Por lo cual es a causa de la cantidad de material de relleno del polividrio a diferencia de otros materiales.

Por lo que se piensa que su gran contenido de relleno por parte de el polividrio (solitaire) hace tener mayor cantidad de sorción acuosa.

En el libro de Skinner se le da un valor a la resistencia a la compresión de los composites de microrelleno 255 a 330 MPa , mientras los resultados obtenidos en la misma prueba fueron 249.9 MPa en el polividrio (solitaire).

Conclusiones.

Los fabricantes dentales han tratado de sustituir la amalgama, por nuevos materiales debido a sus carencias estéticas .

La amalgama demostró su gran resistencia a la compresión, en comparación con la resina y el polividrio (solitaire) por mas de 200 MPa.

En cuanto al desgaste, el polividrio solitaire obtuvo en la perdida de longitud la menor perdida, seguido por la amalgama, en la perdida de volumen los valores fueron casi semejantes entre la amalgama y el polividrio (solitaire) teniendo la amalgama la menor perdida.

En la sorción acuosa fue demasiada la diferencia entre la resina Charisna y el polividrio (solitaire) siendo que el polividrio obtuvo mayor cantidad de sorción acuosa.

Por lo tanto consideramos que la amalgama sigue siendo el material de restauración para posteriores con mayor número de resultados positivos en cuanto a su resistencia a la compresión.

En cuanto al polividrio es un material donde se encontraron valores positivos en cuanto a su desgaste y perdida de volumen.

En la hipótesis mencionamos que los valores del polividrio y la amalgama eran semejantes, pero los valores de la resistencia a la compresión fueron superiores los de la amalgama a los valores del polividrio, en cuanto a la abrasión la perdida de longitud como la pérdida de volumen los valores fueron superiores por parte del polividrio (solitaire) por lo tanto no se cumplió en su totalidad con la hipótesis planteada.

El polividrio (solitaire) por sus valores obtenidos en la prueba de abrasión es un material alternativo a la amalgama en obturaciones clase I donde las fuerzas compresivas no sean excesivas, con una alta aceptación por parte del paciente por su estética

Bibliografía :

1.- La Ciencia de los Materiales Dentales.

Skiner – Phillips.

10 a. Edición

editorial : Mac. Grill interamericana.

2.-American Dental Association

Norma. # 1.

3.- Operatoria Dental

procedimientos preventivos y restauradores.

Autor: Luiz Narciso Barateri.

Editorial Quintessence , 1993.

4.-American dental Association.

Norma #27.

5.- Los composites.

Autor: Francoise Roth.

Editorial masson, s.a. 1994.

6.- Revista ADM

Documento odontológico.

Articulo: cerómeros.

Dr. Fidel Saldaña Acosta.

1997, marzo.

- 7.- Revista Journal of dental research.
77 (AADR Abstracts) .
1998.

- 8.- dirección de internet.
[http// ww. heraeus american.com.](http://ww.heraeus-american.com)

- 9.- dirección de internet.
[http//ww. Heraeus es.com.](http://ww.Heraeus-es.com)

- 10.- Información técnica del fabricante.
Heraeus kulzer
1998.

- 11.-American dental Association.
Norma # 96

- 12.- Tesis
título: Influencia del sistema de refrigeración en el termociclado.
Marco Antonio Benitez Benitez.
Gumersindo Rivera Martínez.
1997 .

- 13.- Perfiles sinéticos de contracción del polividrio y otras resinas.
University Dental School
Universidad de Manchester 1998.
Dr. David Watts.