



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIO COMPARATIVO DE 5 CEMENTOS DE IONÓMERO DE
VIDRIO CONVENCIONALES UTILIZADOS PARA
RESTAURACIÓN DE ACUERDO A LA NORMA No. 96 DE LA ADA.

TESIS

TRABAJO TERMINAL ESCRITO
DEL PROGRAMA DE TITULACIÓN POR ALTO PROMEDIO (TAP)

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

PRESENTA :

LAURA ANGÉLICA FLORES SÁNCHEZ

TUTORA: MTRA. JUANA PAULINA RAMÍREZ ORTEGA

MÉXICO D. F.

2008



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



DEDICATORIA:

A MIS PADRES

PORQUE ÉSTE LOGRO NO SÓLO ES MÍO...
TAMBIÉN ES DE USTEDES.

LOS AMO



La vida

La vida es una oportunidad, aprovéchala.

La vida es belleza, admírala.

La vida es beatitud, saboréala.

La vida es un sueño, hazlo realidad.

La vida es un reto, afróntalo.

La vida es un juego, júégalo.

La vida es preciosa, cuídala.

La vida es riqueza, consévala.

La vida es un misterio, descúbrela.

La vida es promesa, cúmplala.

La vida es amor, gózala.

La vida es tristeza, supérala.

La vida es un himno, cántalo.

La vida es una tragedia, domínala.

La vida es aventura, vívela.

La vida es felicidad, merécela.

La vida es vida, defiéndela.

Madre Teresa de Calcuta



AGRADECIMIENTOS

A Dios...Fil 4:13.

A mis padres y hermano, por el apoyo recibido, la confianza brindada y su cariño, para el cual no existen palabras que expresen lo que ha significado en el transcurso de mi vida.

A la C.D. Martha Alicia Robles, pues gracias a ella decidí estudiar Odontología, fue ella quien me contagió su amor por esta profesión.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por darme la oportunidad de pertenecer a la máxima casa de estudios, a la mejor, a la única...por mi raza hablará el espíritu.

A todos aquellos profesores, que además de conocimiento, me han transmitido valores, aquellos que han contribuido a mi formación personal y académica. De entre ellos resalto al C.D. Juan Carlos Rodríguez...gracias infinitas.

A quienes me ayudaron en la realización de la investigación: "Inge" Carlos Álvarez, C.D. Jorge Guerrero, C.D. Teresa Baeza y Hugo Rodríguez. También a todas las personas que contribuyeron al desarrollo de la tesis, entre ellas David Martínez y René Villanueva. Y aquellos que hicieron posible ese último paso: Dr. Federico Barceló, C.D. Jaime González, Mtro. Javier de la Fuente Hernández, C.D. Arturo Saracho y Mtro. Jorge Palma.

A mis amigos, que han estado para darme palabras de ánimo en momentos difíciles.

Y por último, a mi tutora la Mtra. Juana Paulina Ramírez, por la paciencia y el tiempo dedicados, ya que sin su asesoría este trabajo no hubiera sido posible.

Sentir gratitud y no expresarla es como envolver un regalo y no darlo.

William Ward





ÍNDICE

| | |
|---|----|
| 1. INTRODUCCIÓN..... | 6 |
| 2. MARCO TEÓRICO | |
| 2.1 Antecedentes..... | 7 |
| 2.2 Cemento de Ionómero de Vidrio | |
| 2.2.1 Definición..... | 8 |
| 2.2.2 Composición..... | 9 |
| 2.2.3 Reacción de Fraguado..... | 11 |
| 2.2.4 Consideraciones en la manipulación..... | 12 |
| 2.2.4.1 Preparación de la superficie..... | 14 |
| 2.2.4.2 Preparación del material..... | 15 |
| 2.2.5 Características del ionómero de vidrio convencional..... | 17 |
| 2.2.5.1 Mecanismos de adhesión..... | 17 |
| 2.2.5.2 Propiedades biológicas..... | 17 |
| 2.2.5.3 Propiedades físicas..... | 18 |
| 2.2.6 Cementos liberadores de fluoruro para restauraciones directas..... | 19 |
| 2.2.6.1 Resistencia a los ácidos del esmalte..... | 21 |
| 2.2.6.2 Equilibrio desmineralización-remineralización..... | 21 |
| 2.2.6.3 Fluoruro y metabolismo de la placa..... | 22 |
| 2.2.6.4 Fuentes liberadoras de fluoruro..... | 22 |
| 2.2.6.5 Recarga de fluoruro..... | 23 |
| 2.3 Normas sobre materiales dentales..... | 23 |
| 2.3.1 Clasificación del Ionómero de Vidrio según la Asociación Dental Americana..... | 24 |
| 2.3.1.1 Agentes Cementantes..... | 25 |
| 2.3.1.2 Bases y Forros Cavitarios..... | 25 |
| 2.3.1.3 Material Restaurativo..... | 26 |
| 2.4 Variantes del Ionómero de Vidrio | |
| 2.4.1 Cementos de Ionómero de Vidrio Reforzados con Metal..... | 27 |
| 2.4.2 Cementos de Ionómero de Vidrio Modificados con Resina (ionómero híbrido)..... | 28 |
| 2.4.2.1 Composición y reacción de fraguado..... | 28 |
| 3. INVESTIGACIÓN | |
| 3.1 Planteamiento del problema..... | 29 |
| 3.2 Justificación..... | 29 |
| 3.3 Hipótesis..... | 29 |
| 3.4 Objetivos | |
| 3.4.1 Objetivo General..... | 29 |
| 3.4.2 Objetivos Específicos..... | 29 |
| 3.5 Metodología | |
| 3.5.1 Universo de trabajo..... | 30 |
| 3.5.2 Selección de la muestra..... | 30 |
| 3.5.3 Criterios de Inclusión..... | 30 |
| 3.5.4 Criterios de Exclusión..... | 31 |
| 3.5.5 Criterios de Eliminación..... | 31 |



| | | |
|-------|--|----|
| 3.6 | Materiales y Métodos de prueba..... | 31 |
| 3.6.1 | Prueba de Tiempo de Fraguado..... | 32 |
| 3.6.2 | Prueba de Resistencia a la Compresión..... | 36 |
| 3.6.3 | Prueba de Erosión Ácida..... | 41 |
| 4. | RESULTADOS..... | 49 |
| 5. | DISCUSIÓN..... | 52 |
| 6. | CONCLUSIONES..... | 55 |
| 7. | REFERENCIAS..... | 56 |
| 8. | ANEXO | |
| 8.1 | Norma No. 96 de la ADA..... | 58 |



INTRODUCCIÓN

La Odontología en su búsqueda de materiales ideales para el tratamiento de la caries dental, ha desarrollado, a través de los años, diversos elementos que ayudan a restituir la estructura dental perdida. Entre éstos se encuentran los cementos de ionómero de vidrio que, desde su aparición en el año de 1969, fueron usados como medio cementante y restaurador. Después, por sus bondades, han tenido otras aplicaciones clínicas como base, forro cavitario, sellador de foseas y fisuras así como reconstructor de muñones.

Algunas de las propiedades de los cementos de ionómero de vidrio más significativas son su adhesión específica al diente y liberación de iones de flúor. El efecto remineralizante del fluoruro, así como su efecto anticariogénico en la disminución del número de colonias de *Streptococcus mutans*, ha sido ampliamente estudiado; por ello, una alternativa adecuada para restaurar el daño causado por la caries, será aquel material que posea éstas características.

La Asociación Dental Americana (ADA) es una de las organizaciones internacionales encargada de dictar los parámetros de calidad para los materiales dentales, y en su Especificación número 96 establece los requisitos que deben cumplir los cementos de base acuosa, entre ellos los ionómeros de vidrio convencionales.

Con el paso del tiempo, los ionómeros han ido evolucionando para mejorar sus propiedades fisicoquímicas, lo que modifica su comportamiento clínico. También han salido al mercado nuevas marcas.

Es por ello que es importante realizar pruebas para comprobar su desempeño y cumplimiento de los estándares internacionales. Éstas se llevarán a cabo de acuerdo a la Norma No. 96 de la ADA la cual a su vez se basa en la especificación ISO 9917:1991.



MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes

Cementos Dentales

Un cemento dental se define como una sustancia que, cuando endurece, actúa como una base, forro cavitario, material restaurativo o agente adhesivo que une dispositivos y prótesis a la estructura dental.

Las características ideales de un cemento que será usado en boca son: biocompatibilidad, aislante térmico y eléctrico, coeficiente de expansión lineal térmico similar al diente, pH cercano a la neutralidad, resistencia a las cargas de la masticación, baja solubilidad en fluidos orales, buena adhesión a los tejidos dentales, sencilla manipulación, tiempo de trabajo y fraguado adecuados, color semejante al órgano dental, y bajo costo.¹

A través de los años se han intentado conjuntar todas estas propiedades en un solo producto, sin embargo la búsqueda aún continúa.

Los cementos dentales usados en la actualidad se basan en fórmulas desarrolladas en el siglo XIX. Por ejemplo, el fosfato de zinc es el agente cementante más antiguo. Tiene la mayor experiencia clínica y sirve como estándar con el que se comparan los sistemas más modernos. El principal ingrediente del polvo es el óxido de zinc (90%) y óxido de magnesio (10%). El líquido contiene ácido fosfórico, agua, fosfato de aluminio y en algunos casos, fosfato de zinc. Por la presencia del ácido fosfórico, la acidez del cemento es alta, dos minutos después de empezar a mezclar, el pH del cemento es de 2, y se incrementa rápido hasta llegar a 5.5 a las 24 horas.¹⁻²

El cemento de silicato, que se fabricaba mediante la fusión a una temperatura de aproximadamente 1 400 ° C de compuestos de óxido de sílice (SiO₂), alúmina (Al₂O₃), fluoruros y sales de calcio que reaccionaba con un líquido que era ácido fosfórico. Éste cemento era clasificado por la ADA como un material restaurador. La reacción que llevaba a cabo era de gelificación. Las ventajas que poseía eran su coeficiente de expansión similar al diente además de liberar fluoruro, lo cual proporcionaba propiedades anticariogénicas. No obstante, al ser un material frágil, una vez fraguado era muy débil a la tracción; tenía alta solubilidad que provocaba desintegración y mantenía valores muy bajos de pH (3) durante varios días. Este cemento está en desuso.¹⁻⁵

El policarboxilato de zinc, creado por Smith en 1966, cuya composición es parecida al cemento de Fosfato de Zinc, pues el polvo también es óxido de zinc, pero el líquido fue reemplazado por una solución acuosa de ácido poliacrílico. La especificación de la ADA que anteriormente regía a este cemento era la No. 61,⁶ pero actualmente éste es regulado por la Norma No. 96 de la ADA⁷. Algunas de las propiedades que hacen diferente a este cemento son su adhesión específica o química con el diente gracias al grupo COOH del

ácido; el pH que inicialmente va de 3 a 4, alcanza la neutralidad a las 24 horas; el peso molecular del ácido poliacrílico es elevado, lo que le impide penetrar por los túbulos dentinarios.¹⁻⁵

En 1969, en Inglaterra, Alan Wilson y Brian Kent, combinando el polvo del cemento de silicato y el líquido del cemento de policarboxilato de Zinc desarrollaron un nuevo material dental basado en la reacción del aluminosilicato con el ácido poliacrílico, de esta manera conjugaron las propiedades de ambos cementos: adhesión específica y liberación de fluoruro.¹⁻⁵

Este producto fue llamado originalmente cemento ASPA (Aluminio, Silicato y PoliAcrilato). Sin embargo, mostró ciertas desventajas como textura irregular, fraguado lento, sensibilidad a la humedad y dolor postoperatorio. A pesar de ello, sus ventajas, como liberación de fluoruro, adhesión específica y coeficiente de expansión térmica (CELT) similar al diente, motivaron el mejoramiento del material hasta conseguir el cemento que ahora conocemos como ionómero de vidrio.⁸⁻¹⁰

2.2 Cemento de Ionómero de Vidrio

2.2.1 Definición

El ionómero de vidrio, también llamado polialquenolato de vidrio es un cemento dental de base acuosa que presenta una reacción ácido-base cuando se mezclan sus componentes. Figura 1.¹

Etimológicamente, la palabra ionómero deriva del griego *ión*, “partícula con carga” y *meros* “miembro de una clase específica”. La palabra vítreo se refiere a la estructura cerámica amorfa conocida como vidrio.¹¹

En otras palabras, ionómero de vidrio es el nombre genérico de un grupo de materiales que se basan en la reacción de un polvo de vidrio de silicato y ácido poliacrílico. En sus principios, el cemento pretendía ser un material para restauración estética de dientes anteriores, especialmente indicada para las cavidades de clase III y clase V. Debido a su adhesión a la estructura dentaria y su potencial para la prevención de la caries, su utilización se extendió como agente cementante, adhesivo ortodóncico de brackets, sellador de surcos y fisuras, recubrimiento y base cavitarios, reconstrucción de muñones y restauraciones intermedias.²



Fig. 1. Presentación en polvo y líquido del cemento de ionómero de vidrio.

2.2.2 Composición

La mayoría de los cementos se suministran en forma de dos componentes, polvo y líquido. Un número creciente de ellos también se pueden empaquetar en una cápsula que permite ser mezclada en el amalgamador. El líquido suele ser una solución ácida donante de protones, y el polvo es de naturaleza básica, consistente tanto en vidrio como en partículas de óxido metálico. Dependiendo del tamaño de las partículas y la relación entre polvo/líquido (P/L), cuando se mezclan los dos componentes se alcanza una consistencia fluida o más espesa, que endurece (fragua) en un período razonable. La reacción entre el polvo y el líquido es esencialmente una reacción ácido-básica. Después del fraguado, estos cementos adquieren suficiente resistencia como para que puedan ser empleados como una base, una restauración permanente o temporal, o como un agente cementante. El tipo de aplicación depende de la consistencia del cemento, que oscila desde una viscosidad baja a una muy alta, según la distribución del tamaño de las partículas y la relación P/L.²

- Líquido.- Usualmente es ácido poliacrílico al 50%, puede contener polímeros o copolímeros de ácido itacónico y maleico. Fig. 2. El ácido itacónico reduce la viscosidad del líquido poliacrílico, mientras que el ácido tartárico le confiere mejores propiedades de trabajo; los otros componentes son de alto peso molecular y en conjunto muestran buena afinidad con el complejo dentino-pulpar, que ayudan a reducir la tendencia a la gelificación, y aumentar la reactividad del líquido. En otra presentación (Hidrofraguable), cuando el polvo contiene al ácido poliacrílico, el líquido es agua bidestilada; con esta presentación se aumenta el tiempo de almacenamiento. Fig. 3.⁴

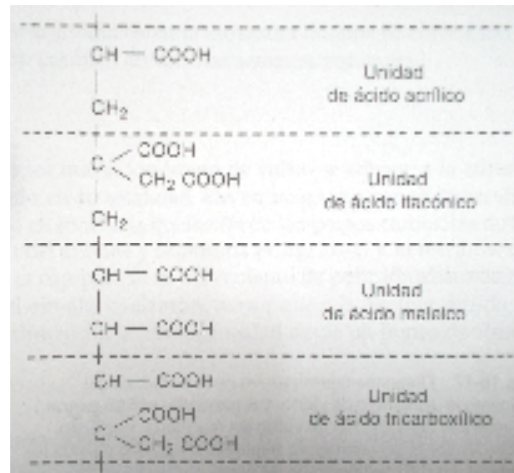


Fig. 2. Estructura de varios tipos de ácidos que componen a los cementos de ionómeros de vidrio.



Fig. 3. Líquido del cemento de ionómero de vidrio.

- **Polvo.-** Constituido por sílice, alúmina, fluoruro cálcico, fluorita y en menor cantidad encontramos fosfato de aluminio, fluoruro de aluminio y fluoruro de sodio, así como otras sustancias opacadoras. Estos componentes se funden o sinterizan entre 1100-1500 °C obteniéndose un vidrio que se tritura hasta conseguir cristales muy pequeños. Fig. 4. Al ser atacado por el ácido, el vidrio es capaz de liberar gran cantidad de iones (de ahí el nombre de ionómero).⁴



Fig. 4. Polvo del cemento de ionómero de vidrio.

| Polvo | Líquido |
|--|--------------------------|
| SiO ₂ – 29 % | Ácido Poliacrílico 47.5% |
| Al ₂ O ₃ – 16.6% | Ácido Itacónico |
| CaF ₂ – 34.3% | Ácido Tartárico |
| AlF NaF ₃ AlPO ₄ } pequeñas cantidades | Agua |

Cuadro 1. Componentes del polvo y el líquido del cemento de ionómero de vidrio convencional.

Fuente: ⁴

2.2.3 Reacción de Fraguado

Los cementos de ionómero de vidrio (CIV) convencionales llevan a cabo una reacción ácido-base cuando entran en contacto los cristales de vidrio y el ácido poliacrílico. Fig. 5.⁴

Al unir el polvo y el líquido, el ácido ataca al complejo de vidrio, liberando Al^{+++} , Ca^{++} y Na^+ en forma iónica al igual que fluoruros.

A continuación se forman polisales de calcio y aluminio.

Estas polisales hidratadas forman la matriz de gel que envuelve a los núcleos de vidrio que no han reaccionado.

La masa endurecida estará compuesta por:

- Núcleos del complejo de vidrio que no reacciona con el ácido.
- Una matriz de gel que envuelve dichos núcleos
- Una matriz amorfa de polisales hidratada de Ca^{++} y Al^{+++} .⁴

En esta reacción, el agua no sólo sirve como el medio reactivo, sino también como un componente esencial del gel salino siendo requerido para la hidratación de los complejos metal-carboxilato formados.⁹

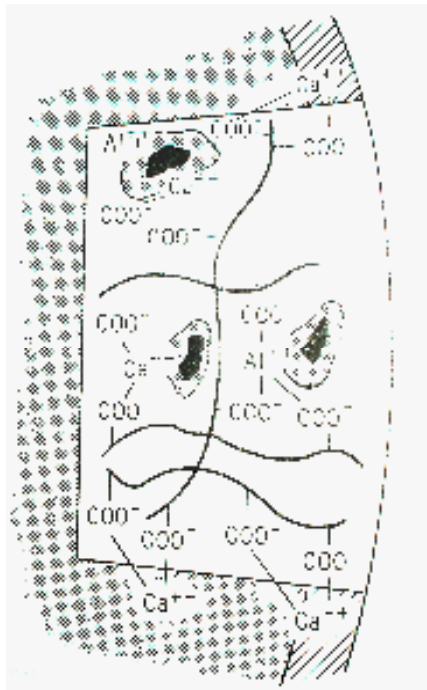


Fig. 5. Diagrama representativo de la estructura del cemento de ionómero de vidrio. Las partículas sólidas negras representan las partículas de vidrio sin reaccionar que están rodeadas por el gel (estructura sombreada) formado cuando los iones Al^{3+} y Ca^{2+} se liberan de los cristales cuando son atacados por el ácido poliacrílico. Los iones Ca^{2+} y Al^{3+} forman polisales al unirse con los grupos COO^- del ácido poliacrílico, y crean así una estructura de entrecruzamientos. Los grupos carboxilo reaccionan con el calcio del esmalte y de la dentina.²

2.2.4 Consideraciones en la manipulación²⁻¹⁷

- Las superficies del diente preparado deben estar limpias y secas.
Fig. 6.



Fig. 6. Cepillos y pasta para profilaxis dental.

- Emplear las proporciones polvo / líquido señaladas por el fabricante.
Fig. 7

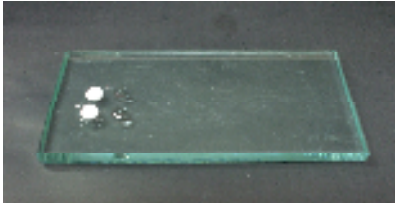


Fig. 7

- Colocación de protectores pulpares como hidróxido de calcio en las áreas profundas de la cavidad. Fig. 8.



Fig. 8. Presentación pasta-pasta del hidróxido de calcio.

- No desecar el diente. Fig. 9.



Fig. 9. No debe aplicarse aire directamente.

- En su fase inicial de fraguado el cemento de ionómero de vidrio debe ser protegido de la humedad. Esto es debido a que el cemento *per se* contiene agua en su primera etapa de reacción y, si a este factor se le suma una hidratación excesiva, habrá un movimiento de fluido que modificará los iones formados en la matriz, reduciendo las propiedades físicas del cemento. Fig. 10.



Fig. 10. Cinta Mylar usada para cubrir al cemento.

- La consistencia de la mezcla debe permitir el relleno de las irregularidades de la cavidad.
- Se deben de retirar los excedentes. Fig. 11.



Fig. 11. Con el objetivo de evitar acumulación de placa o irritación a las mucosas, se elimina el exceso de cemento.

Los agentes más frecuentes que afectan de forma negativa a las propiedades de los cementos de ionómero de vidrio son:

- Variación de la proporción polvo / líquido
- Contaminación del cemento
- Manipulación inadecuada, que entre otras cosas genera porosidades, deshidratación o hidratación excesiva.^{9,18,19}

Aproximadamente el 24% del cemento fraguado es agua, y al menos hasta que la formación de las cadenas de aluminio y poliacrilato esté bien adelantada, puede ser absorbida más agua por las cadenas de calcio y poliacrilato solubles al agua. Alternativamente, si al cemento se le deja permanecer expuesto al aire, el agua se perderá. Este problema de la pérdida o absorción de agua, es

decir, equilibrio hídrico, probablemente es el problema más importante de este grupo de cementos.¹³ Fig. 12.

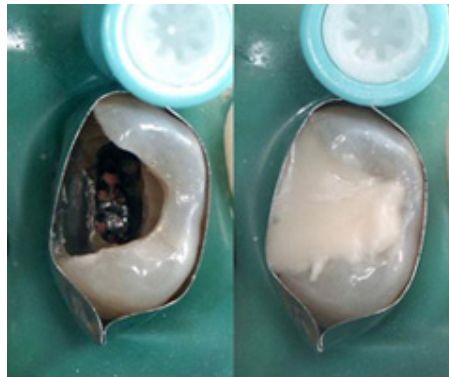


Fig. 12. Aislamiento del diente para evitar su contaminación.

2.2.4.1 Preparación de la superficie

Unas superficies limpias son esenciales para mejorar la adhesión. Se puede aplicar una pasta de piedra pómez para retirar el barrillo dentinario que se produce durante la preparación dental.² Fig. 13.

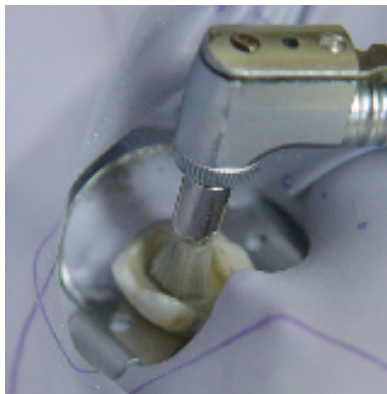


Fig.13. Limpieza de la superficie dental.

Otro método común es el acondicionamiento con ácido fosfórico (~34-37%) o con un ácido orgánico como el poliacrílico (~10-20%) fig. 14, durante 10-20 segundos, seguido por el lavado con agua durante 20-30 segundos. Después del acondicionado e irrigación de la preparación, la superficie se debe secar, pero no debe ser excesivamente desecada. Debe mantenerse limpia para evitar la contaminación posterior con saliva o sangre que impida la adhesión del cemento.²



Fig. 14. Acondicionamiento de la superficie con ácido poliacrílico.

2.2.4.2 Preparación del material

Se debe seguir la proporción P/L recomendada por el fabricante del cemento de ionómero de vidrio. Fig. 15.

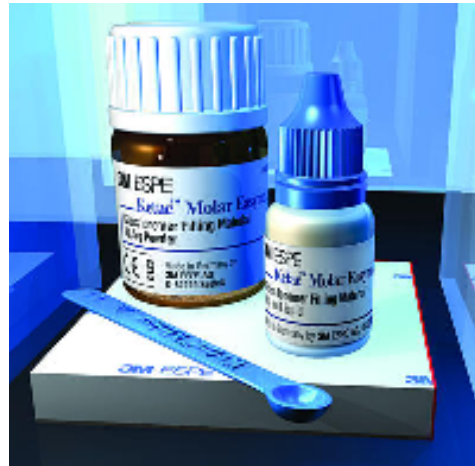


Fig. 15. Presentación comercial del cemento de ionómero de vidrio.

Es importante ser consciente de que los constituyentes de los diferentes ionómeros de vidrio presentes en el mercado no son los mismos. Hay una considerable diferencia entre los polvos y líquidos producidos por distintos fabricantes y, por lo tanto, los productos nunca deben ser intercambiados.

Un papel de mezcla es suficiente para el mezclado. Una loseta de vidrio seca y fría se puede emplear para retardar la reacción y aumentar el tiempo de trabajo. Es importante que la loseta no esté a una temperatura por debajo del punto de condensación. El punto de condensación es la temperatura a la que la humedad del aire comienza a condensarse. No se debe dispensar el polvo y el líquido hasta que no empecemos con el procedimiento de mezclado. Una exposición prolongada a la intemperie puede alterar la proporción P/L correcta.

El polvo se debe incorporar rápidamente al líquido empleando una espátula rígida en el caso de aplicaciones restauradoras y una espátula de plástico o metálica en el caso de cementado. El tiempo de mezcla no debe pasar de 45 a 60 segundos, dependiendo de cada producto. Durante este tiempo, la mezcla debe tener un aspecto brillante, que indica la presencia de poliácido que no ha reaccionado a nivel de la superficie. Fig. 16. Este ácido residual de la superficie es crítico en la adhesión al diente. Una apariencia mate indica que no hay suficiente ácido libre para una adhesión adecuada.²



Fig. 16. La mezcla del ionómero debe conservar un aspecto brillante.

Los ionómeros de vidrio también se presentan en forma de cápsulas que contienen una cantidad predeterminada de líquido y polvo. La mezcla se realiza en un amalgamador, fig. 17, tras romper el sellado de separación entre el polvo y el líquido.



Fig. 17. Amalgamador usado para las cápsulas predosificadas.

La cápsula contiene un aplicador, a través del cual la mezcla se puede inyectar directamente en la preparación dentaria o en la prótesis fija previo a su cementado. Se debe mantener el protocolo correcto de tiempo y velocidad en la mezcla. Las ventajas principales de las cápsulas son la comodidad, un exhaustivo control de la proporción P/L y la eliminación de las variaciones que se asocian con el espatulado manual.²

2.2.5 Características del ionómero de vidrio convencional

- Adhesión física y química a tejidos dentarios
- Adhesión a algunas aleaciones como (Ni-Cr, Ag-Pd)
- Biocompatibilidad
- Baja reacción exotérmica
- Liberación de fluoruros, por lo tanto es anticariogénico
- Propiedades aislantes térmicas y eléctricas
- Sensibilidad en fases tempranas del fraguado, necesitando protección inmediata con barniz después de su colocación
- Difícil pulido
- Limitaciones estéticas^{1-5, 8-10, 16, 19-22}

2.2.5.1 Mecanismos de adhesión

Los mecanismos por los que el ionómero de vidrio se adhiere a la estructura dentaria aún no se han identificado en su totalidad. Sin embargo, no parece haber dudas en que, en el mecanismo primario interviene la quelación de los grupos carboxilos de los poliácidos con el calcio de la apatita del esmalte y la dentina. El mecanismo de adhesión del ionómero de vidrio es comparable al del cemento de policarboxilato de zinc, fig. 18. La fuerza adhesiva al esmalte es siempre mayor que a la dentina debido al mayor contenido inorgánico del primero y a la homogeneidad desde un punto de vista morfológico.²

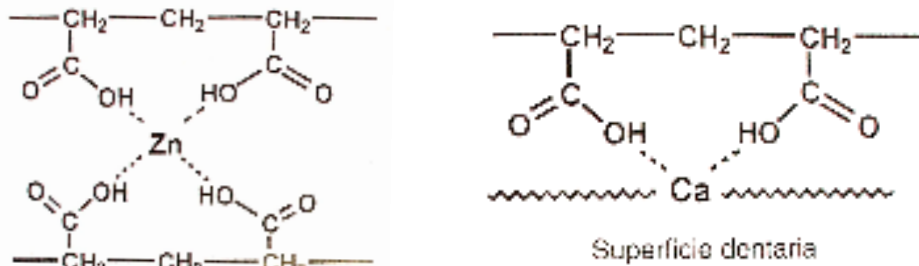


Fig. 18. Mecanismo de adhesión del policarboxilato de zinc.

2.2.5.2 Propiedades biológicas

El ionómero de vidrio libera cantidades de fluoruros comparables a las que se desprenden inicialmente de los cementos de silicato, y se mantienen durante un período prolongado. Aún no se ha definido la cantidad mínima de flúor liberado, así como la posterior absorción por el esmalte, necesaria para que produzca inhibición de la caries. Varios estudios clínicos con grupo control sobre el empleo de ionómero de vidrio en restauraciones o como sellador de fisuras muestra que el número de caries secundarias que se produjo oscilo entre cero y un número tan alto como el que se asoció con la colocación de resinas compuestas colocadas en el mismo estudio. Las encuestas con dentistas muestran que la frecuencia de caries secundarias en los dientes restaurados con ionómero de vidrio en comparación con los dientes posteriores



restaurados con resinas compuestas era menor en un grupo de dentistas aunque mayor en otro. De todos modos, muchos estudios demuestran que la liberación de iones de fluoruro del CIV inhibe la progresión de la caries secundaria.

La mayoría de los estudios histológicos muestran que los ionómeros de vidrio son relativamente biocompatibles. Se obtiene una reacción pulpar mayor que con los ZOE aunque menor que con los cementos de fosfato de zinc. El ionómero de vidrio empleado como agente cementante presenta una proporción P/L menor, por lo que tiene mayor riesgo que las restauraciones de ionómero de vidrio, debido a que una proporción baja de P/L hace que el pH se mantenga más bajo durante un tiempo mayor. Con cualquier CIV y en las preparaciones cavitarias profundas a menos de 0,5 mm de la pulpa, es deseable colocar una capa delgada de un recubrimiento cavitario protector como el $\text{Ca}(\text{OH})_2$.²

2.2.5.3 Propiedades físicas

La tabla 1 muestra las propiedades relativas de las restauraciones de ionómero de vidrio.

| | Resistencia a la compresión (MPa) | Resistencia diametral a la compresión (MPa) | Dureza Knoop (KHN) | Solubilidad (Pruebas ANSI/ADA) | Anticariogénico/ respuesta pulpar |
|----------------------------------|--|--|---------------------------|---------------------------------------|--|
| Cemento de silicato | 180 | 3,5 | 70 | 0,7 | Sí/grave |
| Ionómero de vidrio (restaurador) | 150 | 6,6 | 48 | 0,4 | Sí/ leve |
| Cermet | 150 | 6,7 | 39 | ~ | Sí/ leve |
| Ionómero híbrido | 105 | 20 | 40 | ~ | Sí/ leve |

ANSI American National Standards Institute, ADA, American Dental Association

Tabla 1
Fuente:²

Otra propiedad que lo hace idóneo para uso como material restaurador es su resistencia a la fractura (Tabla 2), que es la medida de la energía que se requiere para provocar la propagación de la grieta que lleva a la fractura. A este respecto los CIV son muy inferiores a las resinas compuestas. Son también más vulnerables al desgaste que las resinas compuestas cuando se someten a las pruebas de abrasión por cepillado *in Vitro* y las pruebas de desgaste oclusal. Sin embargo hay otros aspectos de los CIV que los hacen muy atractivos: 1) son razonablemente biocompatibles, 2) se adhieren a esmalte y dentina y 3) presentan propiedades anticariogénicas.²



| Tipo de material | Resistencia a la fractura (MPa•m ^{1/2}) |
|--|--|
| Amalgama mixta | 1,29 |
| Ionómero de vidrio fotopolimerizable | 1,37 |
| Composite híbrido | 1,17 |
| Cemento de ionómero de vidrio para recubrimiento | 0,88 |
| Cermet | 0,51 |
| Ionómero de vidrio reforzado con metal | 0,30 |

Tabla 2. Comparación de la resistencia a la fractura en materiales restauradores.

Fuente: ²

2.2.6 Cementos liberadores de fluoruro para restauraciones directas

Antes de hablar de los cementos que liberan fluoruros es necesario saber que el flúor, con símbolo F, es miembro de la familia de los halógenos. El flúor es el elemento más electronegativo, y el elemento no metálico más energético químicamente. Cuadro 2.

| | |
|---------------------------------|-----------------|
| <i>Nombre</i> | Flúor |
| <i>Número atómico</i> | 9 |
| <i>Valencia</i> | -1 |
| <i>Electronegatividad</i> | 4,0 |
| <i>Masa atómica (g/mol)</i> | 18,9984 |
| <i>Densidad (g/ml)</i> | 1,11 |
| <i>Punto de ebullición (°C)</i> | -188,2 |
| <i>Punto de fusión (°C)</i> | -219,6 |
| <i>Descubridor</i> | Moissan en 1886 |

Cuadro 2. Características del flúor.

Fuente: ²³

Propiedades: El flúor es un gas de color amarillo. Reacciona fácilmente a temperatura ambiente con muchas sustancias, entre ellas el azufre, el yodo, el fósforo, el bromo y la mayor parte de los metales. En las reacciones con los metales forma un fluoruro metálico protector que bloquea una reacción posterior a menos que la temperatura se eleve. Por ejemplo, el aluminio, el níquel, el magnesio y el cobre forman tales películas de fluoruro protector.²³

Frecuencia natural: Se estima que se halla en un 0.065% en la corteza terrestre. Los compuestos cuyas moléculas contienen átomos de flúor están ampliamente distribuidos en la naturaleza. Muchos minerales contienen cantidades pequeñas del elemento. Fig. 19.²³

Efectos del Flúor sobre la salud

En el agua, aire, plantas y animales hay presentes pequeñas cantidades de fluoruros. Como resultado los humanos están expuestos a él a través de los alimentos, el agua potable y al respirar el aire.

El flúor es esencial para mantener la solidez de nuestros huesos. También nos puede proteger de la caries dental, si es aplicado con el dentífrico. No obstante,

si se absorbe flúor con demasiada frecuencia, éste puede provocar fluorosis, osteoporosis y daños a los riñones, huesos, nervios y músculos.²³



Fig. 19. Mineral que contiene flúor en su composición química.

Los cementos liberadores de fluoruros que se emplean como materiales restauradores tienen poca resistencia en comparación con las amalgamas o las resinas compuestas, por lo que sólo se pueden utilizar en zonas de baja tensión. Esta resistencia relativamente baja es beneficiosa cuando se emplean para restauraciones intermedias o temporales debido a que el material es más fácil de retirar cuando se recambia por una restauración más duradera. A menudo se debe usar un cemento liberador de flúor para las restauraciones de pacientes con gran riesgo de caries.²

El cemento de ionómero de vidrio restaurador ha evolucionado a partir del cemento de silicato, que fue el primer cemento dental usado como material de restauración; así como otros cementos han derivado del ionómero de vidrio. Los estudios de laboratorio muestran cómo el fluoruro (F^-) se libera en medio acuoso de los cementos de silicato y otros cementos que contienen fluoruros. El potencial anticariogénico tan destacado de estos cementos confirma la propiedad de los iones F^- de inhibir la desmineralización y la capacidad de los cementos de liberación de fluoruro de poder ser empleados como materiales de restauración directa. Sin embargo, no hay consenso en el mecanismo exacto de esta acción anticariogénica. Se sabe que una concentración de flúor de 5 partes por millón (ppm) o más se mantiene en la región inmediata a la restauración de ionómero de vidrio. Debido a que la caries secundaria se inhibe en la zona adyacente a las restauraciones liberadoras de flúor, este efecto es especialmente importante en áreas donde se acumula la placa.²

Actualmente hay tres grandes teorías que explican el mecanismo anticariogénico del fluoruro: aumenta la resistencia del esmalte a los ácidos, favorece la remineralización e inhibe el metabolismo de los carbohidratos de la microflora acidogénica de la placa.²



2.2.6.1 Resistencia a los ácidos del esmalte

La teoría de la resistencia del esmalte a los ácidos afirma que el fluoruro, cuando se incorpora a la apatita formando fluorapatita, disminuye la solubilidad de aquella. A pesar de que la incorporación de fluoruro post-erupción es mínima, la continua liberación de iones flúor del cemento de ionómero produce una concentración alta y localizada en un ambiente fluorado en la interfase entre el material de restauración y el esmalte. Este mecanismo es semejante al que sucede cuando se aplican soluciones tópicas de fluoruro, salvo por que en los materiales de liberación de fluoruro éste se acumula en los márgenes de la preparación. El aumento de contenido de F^- en la capa superficial del esmalte adyacente a la restauración liberadora de fluoruro, está relacionado con la reducción de la solubilidad del esmalte a los ácidos.

Esta teoría implica que la resistencia a la caries, una vez conseguida, perdurará durante toda la vida del diente. Sin embargo, también se ha observado que la protección contra la caries por medio del fluoruro cesa cuando se finaliza su ingesta o administración. Por ejemplo, los individuos que han nacido y crecido en una zona con agua fluorada y se mudan a otra que no tiene fluoruro en el agua, rápidamente experimentan las mismas incidencias en caries características de su nueva comunidad. Un efecto preventivo similar se logra a través de la aplicación de barnices con fluoruro o geles en el consultorio dental. Los individuos que tienen un gran riesgo de caries y que han recibido aplicaciones de barnices u otros suplementos de F^- pueden llegar a desarrollar nuevas lesiones cariosas cuando dejan de administrarse estos suplementos.²

2.2.6.2 Equilibrio desmineralización-remineralización

El flúor iónico está presente en soluciones acuosas, en la placa dental y en el interior del esmalte y dentina. La teoría del equilibrio desmineralización-remineralización indica que la presencia de 0,2 a 1,0 ppm de F^- disminuye la solubilidad del esmalte, y el acúmulo en el esmalte puede mejorar la relación entre remineralización y desmineralización. Debido a que el fluoruro de los fluidos orales es diluido y deglutido, se requiere un aporte continuo para mantener su capacidad protectora. Parece que estos dos mecanismos son mutuamente dependientes. Sin embargo, las evidencias químicas, clínicas y epidemiológicas indican que el mecanismo desmineralización-remineralización está lejos de ser el mecanismo más importante en la prevención de la caries.

Hay dos tipos de F^- que se depositan en el esmalte tras la aplicación de los barnices fluorados o el fluoruro tópico: fluoruro líquido, en forma de fluorapatita, y F^- no ligado, en forma de depósitos cristalinos de fluoruro cálcico. El flúor ligado al esmalte no se relaciona con la inhibición de la caries, mientras que el fluoruro cálcico no ligado se disuelve cuando disminuye el pH en la cavidad oral, libera iones de flúor y hace inclinar la balanza de la remineralización-desmineralización hacia la primera.²



2.2.6.3 Fluoruro y metabolismo de la placa

El fluoruro se acumula en la placa dental. Las fuentes de F^- son la saliva, el fluido gingival, la dieta, barnices o geles de F^- y el esmalte desmineralizado. Está confirmado que el fluoruro inhibe el metabolismo de los carbohidratos de la placa acidogénica <capaz de producir ácido> de la microflora. El fluoruro entra en el microorganismo en contra de un gradiente de concentración y se acumula intracelularmente a medida que disminuye el pH del fluido extracelular. El transporte de fluoruro desde el fluido extracelular de las células provoca la disociación de iones en el interior donde hay un medio más alcalino. El fluoruro iónico provoca una inhibición enzimática, retardando la tasa de producción de ácido. Mientras, el fluoruro aumenta la permeabilidad celular y se puede difundir rápidamente fuera de la bacteria cariogénica, contribuyendo a aumentar de nuevo el contenido de flúor de la matriz de la placa.

Los experimentos *in vitro* demuestran que una concentración alta de flúor en un rango de 100 ppm reduce la población bacteriana sensible. Las concentraciones subletales alteran el metabolismo de los carbohidratos, disminuyen su acidogenicidad, alteran la producción de los polisacáridos extracelulares insolubles y posiblemente reducen la adhesión. El efecto del fluoruro adicional en el metabolismo de la placa es insignificante, salvo para los individuos con una tasa de secreción salival muy baja (<0,5 ml/min) y excepto para períodos de hasta 2 horas después al tratamiento con fluoruro tópico.

La presencia de los cementos que contienen fluoruros debería tener muy poco impacto en la concentración de F^- de la saliva. La eficacia sólo se limita a las áreas adyacentes a las restauraciones liberadoras de fluoruros. Los análisis químicos de la placa recogida de los márgenes de la resina, amalgama, y restauraciones de oro colado revelan una diferencia en la composición en comparación con la placa que se acumula en los márgenes de las restauraciones de cementos liberadores de fluoruros.^{2,24}

2.2.6.4 Fuentes liberadoras de fluoruros

La adición del fluoruro se consigue mediante la incorporación física de una sal soluble de F^- dentro del material o mediante rellenos de minerales fluorados casi insolubles. Otra alternativa para la liberación de fluoruro de forma química es el empleo de monómeros con flúor como radical que formarán parte de la matriz de la sustancia. Estos monómeros liberan iones de fluoruros cuando los intercambian con grupos hidroxilo.

Los cementos de ionómero de vidrio se mantienen como los materiales liberadores de fluoruros más significativos en comparación con las amalgamas o las resinas compuestas fluoradas, que lo hacen de forma más baja y con una duración menor.²



2.2.6.5 Recarga de fluoruros

A pesar de que los datos *in vitro* demuestran que la liberación de fluoruro del ionómero de vidrio se mantiene durante años, la tasa de liberación se reduce incluso hasta una proporción de 10 durante los primeros meses. También se ha demostrado que el cemento de ionómero de vidrio presenta *recarga de fluoruros*, por el cual el ionómero es capaz de absorber este elemento a partir de una solución con alta concentración de fluoruros. Para investigar el fenómeno de la recarga de fluoruros en los cementos de ionómero de vidrio los investigadores almacenaron muestras antiguas en pasta de dientes fluorada (250 ppm) o en soluciones de fluoruro sódico de hasta 2 500 ppm durante 15 minutos. Los datos obtenidos sobre la nueva liberación de fluoruro revelan que las muestras recargadas presentan una liberación inicial muy alta y una rápida disminución hasta los niveles de liberación previos al cabo de las semanas. Los niveles de “reliberación” dependen de la concentración y duración del medio en el que se almacenan. La eficiencia de la recarga parece disminuir con la frecuencia de dicha recarga. Aún no está demostrada la eficacia clínica de la recarga del ionómero de vidrio para favorecer la inhibición de la caries.^{2,25}

2.3 Normas sobre materiales dentales

Programa de aceptación de la ADA

El trabajo de la American Dental Association (ADA) se divide en una serie de categorías, entre las que se incluyen la medición de las propiedades físicas y químicas clínicamente significativas de los materiales dentales y el desarrollo de nuevos materiales, instrumental y modelos de pruebas. Hasta 1965, uno de los principales objetivos del Instituto Nacional de Normalización y Tecnología era crear normas o especificaciones sobre materiales dentales. Sin embargo, cuando en 1966 se estableció el Consejo sobre Materiales y Dispositivos Dentales de la ADA (en la actualidad denominado *Consejo de Asuntos Científicos*), éste asumió las responsabilidades sobre la creación de normas e inició la certificación de productos que cumplieran los requisitos de dichas especificaciones.

Estas especificaciones son normas mediante las cuales se pueden medir la calidad y las propiedades de determinados materiales dentales. Estas normas identifican los requisitos que deben cumplir las propiedades físicas y químicas de un material para certificar que su uso sea satisfactorio cuando se utilice de manera adecuada por el técnico del laboratorio dental o el dentista. El programa de Aceptación del Consejo de Asuntos Científicos incorpora estas especificaciones en la evaluación de los productos dentales y dichos productos se someten a pruebas para cumplir con los requisitos de especificación. Cuando se clasifica un producto como *aceptado*, el fabricante está autorizado a incluir en su etiqueta el rótulo de <<Aceptado por la ADA>>.



2.3.1 Clasificación del Ionómero de Vidrio según la Asociación Dental Americana

Anteriormente, de acuerdo a la Asociación Dental Americana en la Especificación No. 66, el cemento de ionómero de vidrio se clasificaba en:

- Tipo I. Agente cementante
- Tipo II. Material restaurativo²²

En la actualidad, la Norma No. 66 está en desuso y ahora es la Especificación No. 96 de la Asociación Dental Americana la que regula todos los cementos de base acuosa, y dentro de ellos clasifica al Ionómero de Vidrio de acuerdo a su uso en:

- Agente Cementante
- Bases y Forros Cavitarios
- Material Restaurativo⁷

Requerimientos de los Cementos Dentales de Base Acuosa

| Tipo Químico | Aplicación | Espesor de Película máx. μm | Tiempo de Fraguado minutos | | Resistencia a la Compresión mín. MPa | Erosión Ácida máx. mm/h | Opacidad $C_{0.70}$ | | Contenido de Arsénico mg/kg | Contenido de Plomo mg/kg |
|---------------------------|--------------|--|----------------------------|-----|--------------------------------------|-------------------------|---------------------|------|-----------------------------|--------------------------|
| | | | mín | máx | | | mín | máx | | |
| Fosfato de Zn | Cementante | 25 | 2.5 | 8 | 70 | 0.1 | - | - | 2 | 100 |
| Policarboxilato de Zinc | Cementante | 25 | 2.5 | 8 | - | 2.0 | - | - | 2 | 100 |
| Polialquenolato de vidrio | Cementante | 25 | 2.5 | 8 | 70 | 0.05 | - | - | 2 | 100 |
| Fosfato de Zn | Base / Liner | - | 2 | 6 | 70 | 0.1 | - | - | 2 | 100 |
| Policarboxilato de Zinc | Base / Liner | - | 2 | 6 | 70 | 2.0 | - | - | 2 | 100 |
| Polialquenolato de vidrio | Base / Liner | - | 2 | 6 | 70 | 0.05 | - | - | 2 | 100 |
| Silicato | Restaurador | - | 2 | 6 | 170 | 0.05 | 0.35 | 0.55 | 2 | 100 |
| Silicofosfato | Restaurador | - | 2 | 6 | 170 | 0.05 | 0.35 | 0.90 | 2 | 100 |
| Polialquenolato de vidrio | Restaurador | - | 2 | 6 | 130 | 0.05 | 0.35 | 0.90 | 2 | 100 |

Tabla 3. Pruebas y valores requeridos en la Especificación No. 96 de la ADA.

Fuente:⁷



2.3.1.1 Agentes Cementantes

Existen numerosos tratamientos dentales que precisan un agente cementante que permita la unión de prótesis u otros dispositivos con el diente. Entre ellos están las restauraciones de metal, metal-cerámica y cerámicas; dispositivos ortodóncicos, pins y pernos utilizados para la retención de las restauraciones. La palabra *cementante* implica el uso de una sustancia moldeable que selle el espacio o que adhiera dos componentes entre sí; en adelante el término describe los agentes de cementado dental.

Las propiedades de los cementos varían de uno a otro. Por ello la elección del cemento se realiza en gran medida por las demandas biológicas y funcionales de una situación clínica en concreto. Si se requiere un aprovechamiento óptimo, a la hora de elegir un cemento para una función específica se deben tener en cuenta las propiedades biológicas y físicas, y las características de la manipulación como tiempo de trabajo, tiempo de fraguado, consistencia y facilidad de remover el exceso del material.²

2.3.1.2 Bases y Forros Cavitaris

Agentes para protección pulpar

Las restauraciones metálicas, debido a que son excelentes conductores térmicos, pueden provocar hipersensibilidad cuando se toman comidas o bebida frías y calientes. Otros materiales restauradores, como los cementos con presencia de ácido fosfórico, las resinas compuestas de obturación directa y en algunos casos los cementos de ionómero de vidrio pueden producir irritación química. También la filtración en la interfase producida por la contracción del endurecimiento de la amalgama o de la polimerización de las resinas compuestas puede provocar irritación pulpar.

Los recubrimientos cavitaris y las bases se han empleado en estas restauraciones para evitar estos tipos de agresión. Aparte de servir como aislantes térmicos y eléctricos, como barrera contra las sustancias irritantes liberadas por los materiales restauradores y como agentes selladores contra la filtración de la interfase y, por tanto, contra la invasión bacteriana asociada, el cemento de ionómero de vidrio también puede servir para prevenir la caries.²

Recubrimientos Cavitaris

El propósito inicial de los primeros recubrimientos cavitaris era aprovechar el efecto benéfico del hidróxido de calcio para acelerar la formación de dentina reparadora. Por ello, estos recubrimientos se formularon mediante la dispersión de hidróxido de calcio en una solución acuosa o en un vehículo resinoso para facilitar su aplicación en el fondo cavitario. Actualmente, muchos otros materiales de fraguado químico se han utilizado como recubrimientos o como recubrimientos/bases; entre ellos el ionómero de vidrio. Estos materiales se colocan en una capa fina en el piso de la cavidad dentaria. La función de estos



recubrimientos cavitarios ha sido ampliada para poder servir como adhesivos en la interfase diente-restauración y como sellador dentinario de la entrada de microorganismos e irritantes en el transcurso de los procedimientos restauradores.²

Bases de cemento

Al contrario de los recubrimientos cavitarios, las bases se aplican en unas capas mucho más gruesas (>0,75 mm) bajo las restauraciones para proteger la pulpa contra las agresiones térmicas, el galvanismo y las agresiones químicas, dependiendo de los materiales restauradores que se empleen. Además, el material también debe ser lo suficientemente fuerte como para soportar las fuerzas de condensación durante la colocación de la restauración y ser resistente a las fracturas que pueden ser provocadas por las fuerzas masticatorias que se transmiten a través de la restauración.

La experiencia clínica demuestra que los cambios de temperatura en la boca presentan unos efectos más marcados en la pulpa cuando los dientes tienen grandes restauraciones de amalgama que no están aisladas por una base. El calor que se transfiere a través del material no sólo depende del coeficiente de conductividad térmica y la difusión térmica de la sustancia, sino también de su grosor.

Los estudios demuestran que los cementos dentales pueden adquirir una resistencia suficiente para aguantar la condensación después de que consigan un fraguado inicial. La colocación del material de restauración se debe realizar una vez que se ha producido el fraguado inicial de la base. La resistencia mínima que se requiere para soportar las fuerzas masticatorias aún no está determinada. No hay duda de que el diseño de la preparación es un factor muy importante. Para las preparaciones de clase I en las que la base está rodeada por todos los lados de estructura dentaria, se necesita menor resistencia; no ocurre así en las preparaciones de clase II. No hay suficientes datos clínicos para ofrecer conclusiones sobre la mínima resistencia que soporte la fractura clínica.²

Consideraciones clínicas

La elección de una base se debe en gran medida al diseño de la cavidad, al tipo de material empleado para la restauración directa y la proximidad a la pulpa. Para las restauraciones como resinas compuestas, el hidróxido de calcio y el cemento de ionómero de vidrio aplicado como una base fina suelen ser suficientes para lograr este propósito.²

2.3.1.3 Material Restaurativo

La mezcla de cemento restaurador se aplica con un instrumento (espátula) o se inyecta en la preparación. Las cavidades se deben sobreobturar ligeramente con el cemento. Tras su colocación, la superficie se debe cubrir con una matriz de plástico para proteger el fraguado del cemento de una pérdida o ganancia de agua en los primeros momentos. Se debe dejar esta matriz colocada al menos durante 5 minutos, aunque este tiempo puede variar dependiendo del tiempo de fraguado de los diferentes productos. Una vez que se ha retirado la



matriz, la superficie se debe proteger inmediatamente mientras retiramos el exceso de material de los márgenes mediante el recortado. Si se requieren otros procedimientos de acabado, estos se deben demorar más de 24 horas. Sin embargo, clínicamente esto resulta poco realista, el acabado de la restauración se debe completar en la misma cita. Por esta razón, los cementos de fraguado rápido son más aconsejables. Incluso así, cuanto más espere el dentista para proteger la superficie, el cemento se volverá más duro, tendrá menos riesgo de fractura superficial y habrá menos tendencia a volverse opaco.²

Procedimientos postoperatorios

Antes de que el paciente finalice la consulta, la restauración del cemento de ionómero de vidrio se debe cubrir con un agente protector, debido a que el cemento expuesto de las zonas que se han recortado, o de los márgenes es vulnerable al medio, a menos que haya madurado del todo. Si no se siguen estas recomendaciones para proteger el cemento durante su fase de fraguado, podemos dar lugar de forma inevitable a una superficie agrietada y de aspecto tizoso.

En suma, la protección de las restauraciones de ionómero de vidrio depende del cuidado de los procesos que afectan a:

- 1) la preparación de la superficie dentaria
- 2) la correcta manipulación
- 3) la protección del cemento durante el fraguado y durante situaciones potenciales que puedan originar desecación

Cuando se controlan estos parámetros, se obtienen restauraciones de gran calidad.²

2.4 Variantes del Ionómero de Vidrio

2.4.1 Cementos de Ionómero de Vidrio Reforzados con Metal

La capa de los cementos de ionómero de vidrio (CIV) es rígida y por eso, estos no resisten las concentraciones de alta tensión. No son tan resistentes al desgaste como otros materiales estéticos, como las resinas compuestas y las cerámicas. Los CIV se han modificado por inclusión de partículas de relleno de metal en un intento de mejorar la resistencia a la compresión, el endurecimiento y la resistencia al desgaste. Se emplean dos métodos para modificarlos. El primero es de la mezcla del polvo de la aleación para amalgama de plata esférica con el polvo de ionómero de vidrio tipo II. Este cemento se refiere como *adición de aleación de plata*. El segundo sistema implica la fusión del polvo de vidrio a las partículas de plata a través de la sinterización a temperaturas altas de la mezcla de los dos polvos. Este cemento se conoce como *cermet*. Este material muestra que las partículas del polvo de plata se fijan a la superficie de las partículas del polvo del cemento. Los cementos modificados con metal se basan en estos dos sistemas disponibles.^{1,21}



2.4.2 Cementos de Ionómero de Vidrio Modificados con Resina (ionómero híbrido)

La sensibilidad a la humedad y la baja resistencia mecánica de los CIV son resultado de la lenta reacción de fraguado ácido-básico. Se han añadido algunos grupos funcionales fotopolimerizables a las formulaciones para impartir procesos adicionales de curado que puedan superar estas dos desventajas y puedan permitir al volumen del material que madure a través de la reacción ácido-básica. Ambos productos de curado químico y fotocurado están disponibles. Este grupo de materiales se ha identificado con varios nombres, pero usaremos el término CIV modificados con resina.¹

Dependiendo de la formulación y la proporción P/L del fabricante, las aplicaciones clínicas de los cementos de vidrio modificados con resina pueden ser recubrimientos cavitarios, selladores de fisuras, bases, reconstrucción de muñones, material restaurador, adhesivos para brackets de ortodoncia, material de reparación en amalgamas dañadas en su zona central o en las zonas cuspidas, y materiales de obturación radicular retrógrada. En estas aplicaciones, para lograr la adhesión es esencial acondicionar la superficie del diente con un ácido moderado.²

2.4.2.1 Composición y reacción de fraguado

El componente del polvo del material fotocurable consiste en partículas de vidrio de fluoraluminosilicato liberadoras de iones e iniciadores del fotocurado o curado químico, o ambos. El componente del líquido casi siempre contiene agua y ácido poliacrílico o ácido poliacrílico con algunos grupos carboxilos modificados con monómeros de metacrilato e hidroxietilmetacrilato (HEMA). Los últimos dos ingredientes son responsables de la polimerización. La reacción de fraguado inicial del material es fruto de la polimerización de los grupos metacrilato. La lenta reacción ácido-básica es la responsable, en último término, del proceso de maduración y de la resistencia final. El contenido de agua total en este tipo de materiales es menor, para permitir una mejor integración de los ingredientes polimerizables.^{1,2}



INVESTIGACIÓN

3.1 Planteamiento del problema

Actualmente, se hallan en el mercado diferentes marcas de ionómero convencional para restauración, pues unas han surgido recientemente y otras han ido desapareciendo, lo que nos conduce a cuestionarnos si los cementos disponibles comercialmente en la Ciudad de México tienen la calidad suficiente para tener un buen desempeño en la cavidad bucal, teniendo en cuenta las condiciones a las que están sometidos como fuerzas masticatorias, humedad, temperatura y pH.



3.2 Justificación

Esta situación nos motiva a llevar a cabo un estudio para valorar las propiedades físicas que presentan los cementos de acuerdo a los lineamientos especificados en la Norma número 96 de la ADA, ya que en ella se establecen los requisitos que debe cumplir un material para asegurar que tendrá un desempeño óptimo en la boca.

3.3 Hipótesis

Los cementos de ionómero de vidrio para restauración cumplirán con los valores correspondientes a tiempo de fraguado, resistencia a la compresión y erosión ácida que establece la Norma No. 96 de la ADA., así como las especificaciones del fabricante para su manejo.

3.4 Objetivos

3.4.1 Objetivo General

Comparar el comportamiento físico de cinco marcas comerciales de cementos de ionómero de vidrio convencional usados para restauración disponibles actualmente en la Ciudad de México.

3.4.2 Objetivos Específicos

Evaluar si cada cemento cumple con los requisitos señalados en la Norma No. 96 de la ADA en sus pruebas de:

- Tiempo de fraguado
- Resistencia a la compresión
- Erosión ácida

3.5 Metodología

3.5.1 Universo de Trabajo

5 cementos de ionómero de vidrio convencionales usados para restauración.

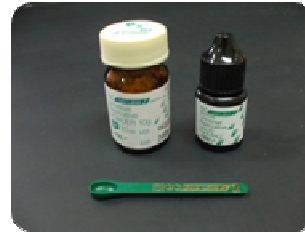


Fig. 20

3.5.2 Selección de la muestra:

Cementos de ionómero de las casas comerciales:

1. GC Corp, fig. 20
2. 3M ESPE, fig. 21
3. Faprodmir, fig. 22
4. Medental, fig. 23
5. Sci-Pharm, fig. 24

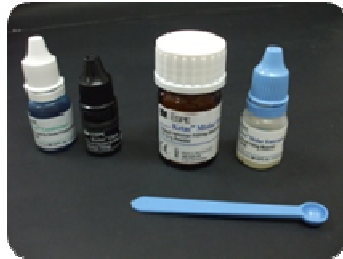


Fig.21



Fig. 22

3.5.3 Criterios de Inclusión

Cementos de ionómero de vidrio convencionales usados para restauración de las marcas:

1. Fuji II[®]
2. Ketac Molar Easymix[®]
3. Mirafill[®]
4. Medental[®]
5. Glasion[®]



Fig. 23



Fig. 24

3.5.4 Criterios de Exclusión

Aquellos cementos de ionómero de vidrio no convencionales ni usados para restaurar

- Ionómeros de vidrio para cementación
- Ionómeros de vidrio para forros cavitarios
- Ionómeros de vidrio para sellar foseas y fisuras
- Ionómeros de vidrio modificados con resina
- Ionómeros de vidrio modificados con metal

3.5.5 Criterios de Eliminación

- Muestras que se fracturen durante su elaboración
- Muestras que presenten porosidades, burbujas u otros defectos

3.6 Materiales y Métodos de prueba

- Preparación de las muestras

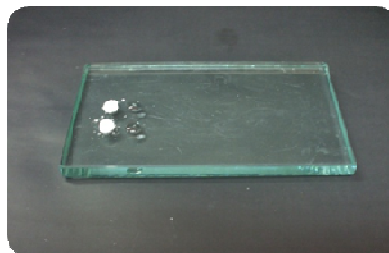
- ❖ Instrumental

- * Loseta de vidrio gruesa
- * Espátula para cementos
- * Cronómetro

Basados en los lineamientos establecidos por la Norma No. 96 de la ADA.⁷

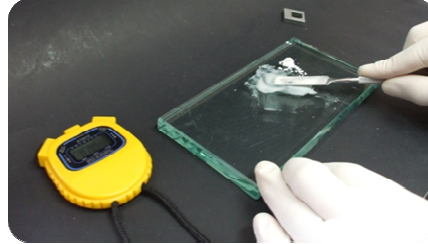
- ❖ Condiciones ambientales: Cada muestra se preparó en una habitación a una temperatura de $23 \pm 1^\circ \text{C}$ y humedad relativa de $60 \pm 5\%$.
- ❖ Método de mezcla: El cemento de ionómero de vidrio se mezcló de acuerdo a las indicaciones de cada fabricante. Se usó la cantidad suficiente para así garantizar la disponibilidad de mezcla fresca para las pruebas correspondientes. Fig. 25.

Fig. 25. Dosificación del cemento.



- ❖ Características de la mezcla: La superficie se observó brillante y la consistencia fue la adecuada. Fig. 26.

Fig. 26. Incorporación del polvo y líquido.



3.6.1 Prueba de Tiempo de Fraguado

- ❖ *Aparatos*

- Estufa Hanau capaz de conservar una temperatura de $37 \pm 1^\circ \text{C}$ y humedad mínima de al menos 90%. Fig. 27.



Fig. 27
Estufa Hanau.

- Indentador de $400 \text{ g} \pm 5 \text{ g}$ de masa que posea un extremo liso $1 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$ de diámetro. Con una punta de aguja, cilíndrica, de aproximadamente 5 mm. Y con el extremo de la aguja plano y perpendicular al eje longitudinal de la aguja. Fig. 28.



Fig. 28
Indentador.

- Molde de metal similar al mostrado en la fig. 29.



Fig. 29

- Bloque metálico de dimensiones mínimas de 8 mm x 75 mm x 100 mm, fig. 30; colocado dentro de la estufa y mantenido a $37 \pm 1^\circ \text{C}$

Fig. 30

- Lámina fina de aluminio
- Cronómetro con aproximación de $\pm 1 \text{ s}$



❖ Procedimiento

Se colocó el molde acondicionado a una temperatura de $23 \pm 1^\circ \text{C}$ sobre la lámina fina de aluminio y se llenó la superficie con el cemento mezclado. Fig. 31.



Fig. 31

60 segundos después del fin de la mezcla, se ubicó el montaje, que comprende el molde, la hoja de aluminio y la muestra de cemento sobre el bloque metálico, en la estufa Hanau. Fig. 32. Se aseguró un buen contacto entre el molde, la hoja y el bloque.



Fig. 32. Colocación del molde dentro de la estufa a $37 \pm 1^\circ \text{C}$ y 90% HR.

90 segundos después del fin de la mezcla, el indentador se bajó cuidadosa y verticalmente sobre la superficie del cemento y se dejó que éste permaneciera ahí por 5 segundos. Fig. 33.



Fig. 33

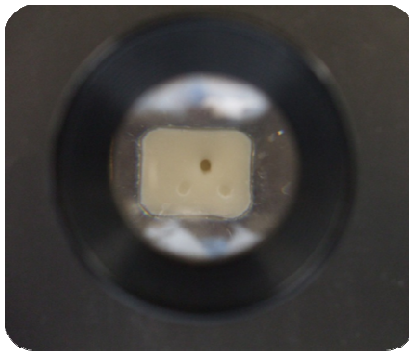


Fig. 34

Se llevó a cabo una prueba preliminar para la determinación del tiempo de fraguado aproximado, repitiendo las indentaciones a intervalos de 30 segundos hasta que la aguja ya no hizo una indentación circular completa en el cemento, lo que se verificó utilizando un aumento de 2x. Fig. 34.

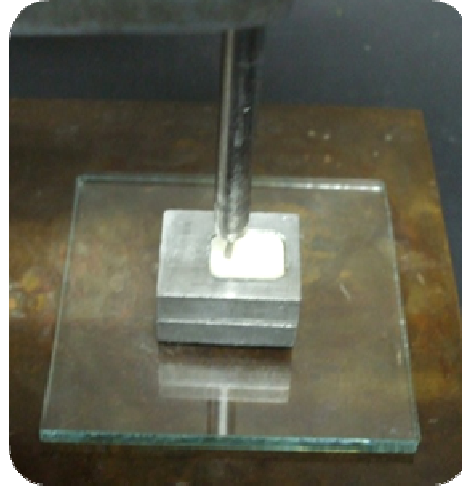
Cuando fue necesario, se limpió la aguja entre las indentaciones. Posteriormente, se repitió el proceso, empezando la indentación 30 segundos antes del tiempo de fraguado aproximado, haciendo indentaciones a intervalos de 10 segundos. Fig. 35.



Fig. 35

El tiempo de fraguado neto se registró como el tiempo transcurrido entre el fin de la mezcla y cuando la aguja ya no hizo una indentación completa de forma circular en el cemento. Fig. 36.

Fig. 36



La prueba se realizó tres veces.

❖ *Tratamiento de los resultados*

Se registraron los resultados de las tres pruebas. Cada resultado se comparó con los valores especificados en la tabla 1 de la Norma 96 para que el material cumpliera con el requerimiento.

3.6.2 Prueba de Resistencia a la Compresión

❖ Aparatos

- Cabina mantenida a una temperatura de $37 \pm 1^\circ \text{C}$ y una humedad relativa de al menos 90%. Fig. 37.



Fig 37

- Molde y placas como se muestra en la figura. El molde tenía dimensiones internas de $6 \text{ mm} \pm 0,1$ de altura y $4 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$ de diámetro. Fig. 38.

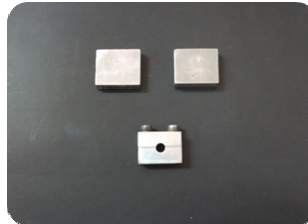


Fig. 38

El molde y placas son de acero inoxidable para que no se afecten por el cemento. Las placas se cubrieron con cinta Mylar para prevenir que el cemento se adhiriera a ellas.

- Prensas con tornillos como los mostrados en la fig. 39.

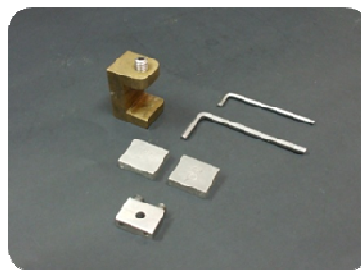


Fig. 39

- Máquina universal de pruebas INSTRON, modelo 5567, Fig. 40, operado a una velocidad de $0.75 \text{ mm/min} \pm 0,25 \text{ mm/min}$ o con una carga de $50 \text{ N/min} \pm 16 \text{ N/min}$.



Fig. 40

❖ *Preparación de las muestras para la prueba*

Se acondicionaron los moldes, las placas y las prensas a $23 \pm 1^\circ \text{ C}$. Dentro de los 60 segundos al final del mezclado, se empacó el cemento, preparado de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Fig. 41.

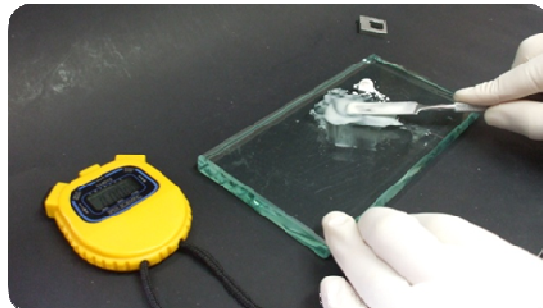


Fig. 41

A fin de consolidar el cemento y para evitar atrapar aire, se llevó la mayor porción del cemento mezclado al molde y se aplicó por un lado con un instrumento. Fig. 42. Se llenó el molde en exceso y luego se presionó.

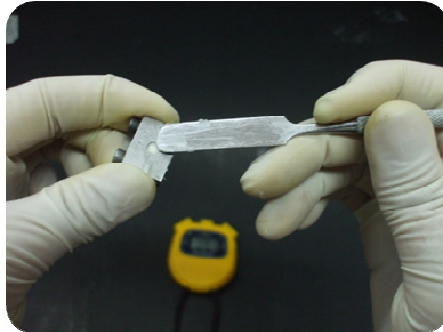


Fig. 42

Se removió cualquier excedente de cemento, se cubrió con una cinta Mylar, se colocó la lámina metálica sobre el molde y se presionó. En la prensa se ubicaron el molde y las láminas y se prensó. Fig. 43.



Fig. 43

Antes de 120 segundos después del final de la mezcla, se transfirió todo el montaje a la cabina. Fig. 44.

Fig. 44. Cabina a $37 \pm 1^\circ \text{C}$ y 90% HR.

Una hora después del fin de la mezcla, se removieron las láminas y se pulieron los extremos planos de la muestra. Se utilizó papel mojado de carburo de silicón grano 400.

Inmediatamente después, la muestra se retiró del molde y se revisó visualmente sin aumento para ver si habían burbujas de aire o bordes desportillados. Se descartó cualquier muestra defectuosa.

Para facilitar la remoción de las muestras de cemento endurecidas, la superficie interna del molde debe cubrirse previamente con una solución al 3% de cera de parafina microcristalina en tolueno.

Se elaboraron cinco muestras y después de la preparación de cada una, se sumergieron en agua desionizada a $37 \pm 1^\circ \text{C}$ por $23 \pm 0,5$ horas. Fig. 45.

Fig. 45



Se calculó el diámetro de cada muestra tomando en cuenta 2 medidas, en ángulos rectos, con una precisión de ± 0.01 mm. Fig. 46.

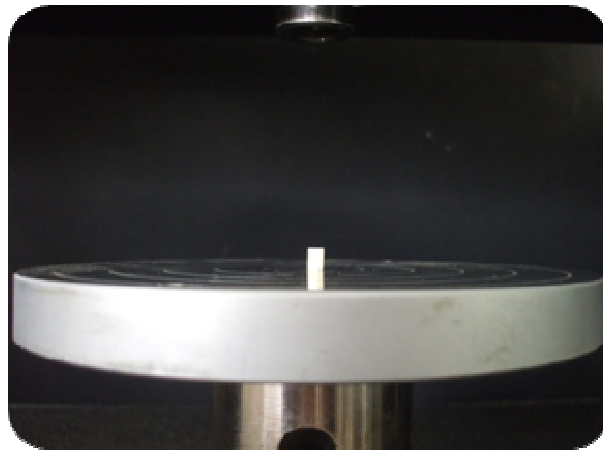
Fig. 46



❖ *Procedimiento*

A partir del final de la mezcla de la muestra, se contaron 24 horas. Posteriormente, se colocó cada muestra con el extremo plano entre las plataformas de la máquina de pruebas mecánicas INSTRON y se aplicó una carga compresiva a lo largo del eje de la muestra a una velocidad de 1 milímetro por segundo. Fig. 47.

Fig. 47



Cuando la muestra se fracturó, se registró la carga aplicada, y se calculó la resistencia a la compresión, en megapascales (MPa), por medio del programa de computadora Serie IX de la máquina de pruebas INSTRON.

❖ *Tratamiento de los resultados*

- Si cuatro de cinco de los resultados obtenidos son menores a la resistencia mínima especificada en la Tabla de Requerimientos de la Norma 96 de la ADA, el material habrá fallado la prueba.
- Si al menos 4 de 5 resultados están por encima de la resistencia mínima especificada en esa tabla, el material habrá pasado la prueba.
- En otros casos, se prepararán otras 10 muestras.
- Para pasar la prueba, al menos 12 del total de 15 resultados deberán estar por arriba del valor mínimo de resistencia.

3.6.3 Prueba de erosión ácida por técnica de choque de chorro

❖ *Aparatos*

- Aparato de choque de chorro. El aparato está diseñado para mantener un chorro constante de líquido sobre la superficie de la muestra del cemento. Fig. 48.

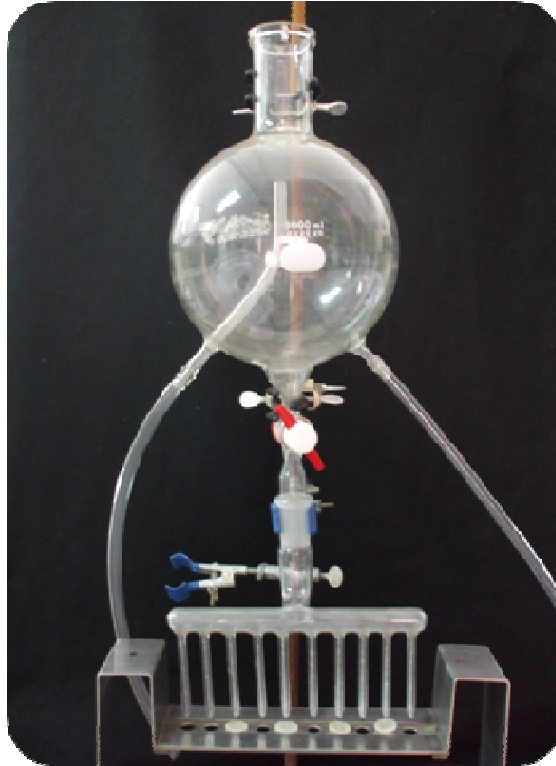
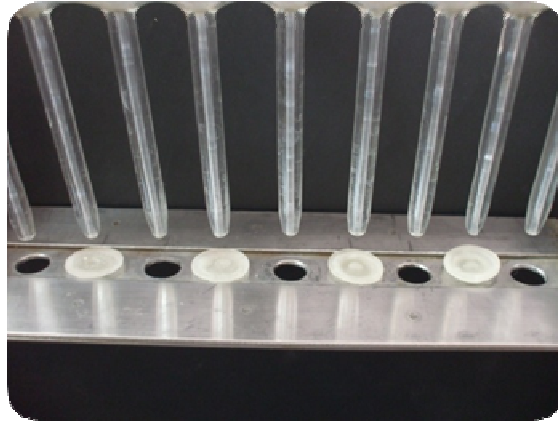


Fig. 48

Este aparato consiste de un suministro constante de líquido con un dispositivo de alimentación para ocho chorros separados de 1 mm de diámetro interno, con una bomba de recirculación y un fondo de aproximadamente 10 litros de capacidad. El flujo del líquido de cada chorro es de $120 \text{ ml/min} \pm 4 \text{ ml/min}$ y este puede ser ajustado variando la altura del dispositivo. El aparato está construido con vidrio de borosilicato con tubos de plástico o hule para el transporte del líquido.

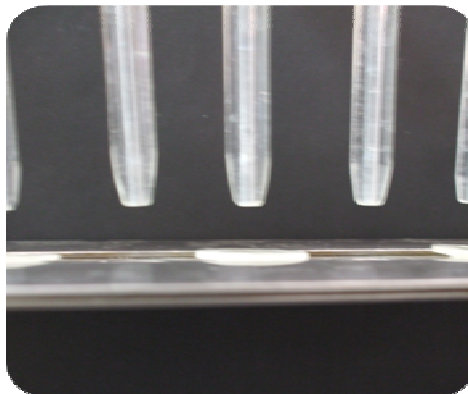
Los moldes que contienen las muestras son de resina acrílica fig. 49.

Fig. 49



Los moldes están soportados en ocho agujeros de una bandeja, la cual está sujeta en el fondo, de manera que cada muestra estará situada exactamente a $10 \text{ mm} \pm 0.2 \text{ mm}$ por debajo del chorro correspondiente. Esto se realiza fácilmente sujetando el dispositivo principal en una posición fija y montando el fondo y la muestra sobre un dispositivo situado por debajo de los chorros. Fig. 50.

Fig. 50



- Micrómetro para medición de profundidad, con una precisión de ± 0.01 mm y teniendo una punta de aguja de extremo plano con un diámetro de 1 mm. Fig. 51.



Fig. 51

- Cabina mantenida a $37 \pm 1^\circ$ C. Fig. 52.



Fig. 52

- Cronómetro.
- Molde como el ilustrado en la fig. 53.

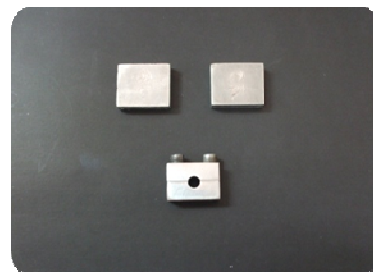


Fig. 53

❖ *Reactivos*

- 20 mmol/l \pm 1 mmol/l de ácido láctico. Utilizando agua desionizada, se prepararon 5 l, 18 horas antes de su uso (esto permitió la hidrólisis de la lactona). Inmediatamente antes de usarse, se verificó, con un potenciómetro y electrodo combinado, que el pH de la solución fuera de 2.7 ± 0.02 y se ajustó, cuando fue necesario, con 1 mol/l de solución de hidróxido de sodio o 1 mol/l de ácido clorhídrico. Este reactivo siempre fue preparado recientemente para cada grupo de muestras que se examinaron. Fig. 54.

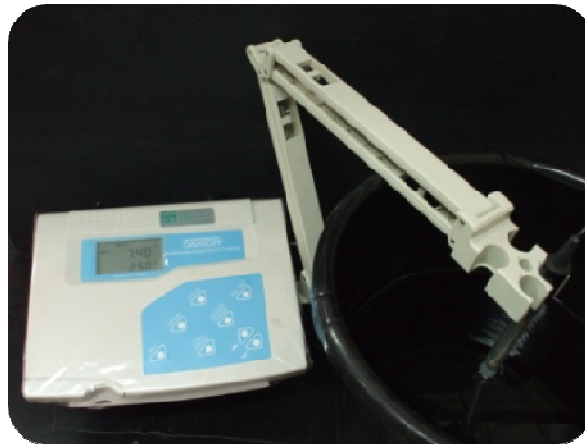


Fig. 54

❖ *Preparación de las muestras para la prueba*

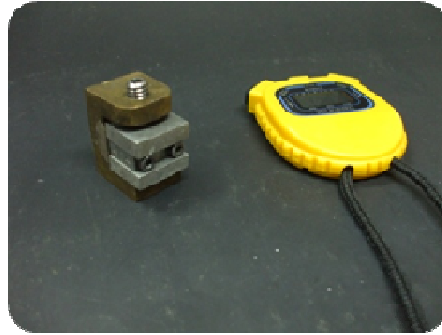
Se mezcló el cemento de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Fig. 55.



Fig. 55

El cemento se empacó dentro del molde, se cubrió con cinta Mylar y se colocó entre dos placas de metal. Fig. 56. Inmediatamente, se situaron el molde y las placas en una prensa, se ajustaron los tornillos y se transfirió el montaje dentro de la cabina a $37 \pm 1^\circ \text{C}$ y 90% HR.

Fig. 56



Después de 1 hora, se removieron las placas y se lijó la superficie de los extremos de la muestra.

Se transfirieron las muestras a un recipiente que contenía papel filtro húmedo, se taparon herméticamente y se colocaron en una cámara a $37 \pm 1^\circ \text{C}$ por 23 ± 0.5 horas, esto se hizo para acondicionar las muestras. Fig. 57.



Fig. 57

Se prepararon cuatro muestras de este tipo a partir de mezclas separadas.

❖ *Procedimiento*

- Inmediatamente después del periodo de acondicionamiento, con el micrómetro se midió la profundidad de las muestras dentro de los moldes, se tomaron al menos 5 lecturas en diferentes puntos de la superficie de la muestra (D_1). Fig. 58.



Fig. 58

- Con 5 litros de solución de ácido láctico contenidos en un recipiente, se activó el aparato de choque de chorro 24 horas después del inicio de la mezcla, y comenzó la circulación del líquido. Fig. 59. Se mantuvo la temperatura del líquido circulante en $23 \pm 1^\circ \text{C}$ durante toda la prueba.



Fig. 59

- Se colocaron las muestras en posición en el aparato de prueba usando un espaciador para asegurar que el centro de cada muestra estuviera situado $10 \text{ mm} \pm 0.2 \text{ mm}$ verticalmente debajo del chorro. Fig. 60.

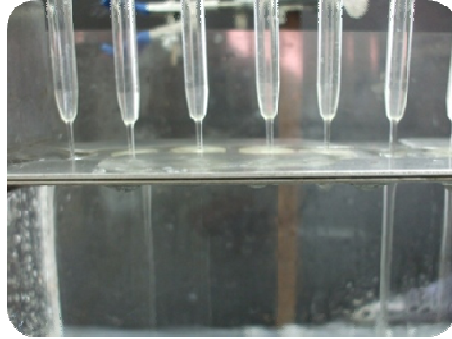


Fig. 60

- Se inició el cronómetro y se dejó circular la solución durante $23.5 \pm 0,5$ h. Se anotó el tiempo en horas desde el inicio de la prueba hasta que se removieron las muestras. Fig. 61.

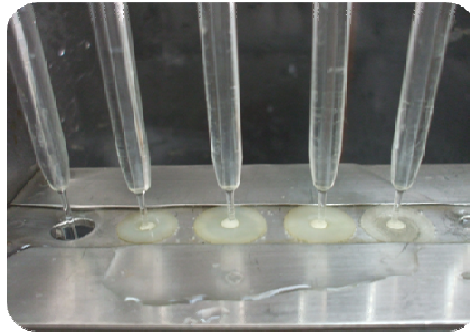


Fig. 61

- Se midió la profundidad, D_2 , de las muestras como se describió previamente y se calculó el índice de erosión. Fig. 62.



Fig. 62



❖ *Tratamiento de los resultados*

Se calculó el índice de erosión R , en milímetros por hora, con la ecuación:

$$R = \frac{D_2 - D_1}{t}$$

donde:

D_1 y D_2 están especificados anteriormente, en milímetros

t es el tiempo de erosión en horas

- Al menos tres de cuatro resultados deberán estar debajo del rango especificado en la tabla de requerimientos de la Norma 96 de la ADA para que el material pase la prueba.
- Si tres o cuatro resultados están por encima del rango, el material habrá fallado la prueba.
- Si únicamente dos están abajo del rango, se repetirá la prueba con más de 4 muestras. Todas las 4 muestras de la segunda serie deberán estar por debajo del rango especificado para que el material pase la prueba.

4. RESULTADOS

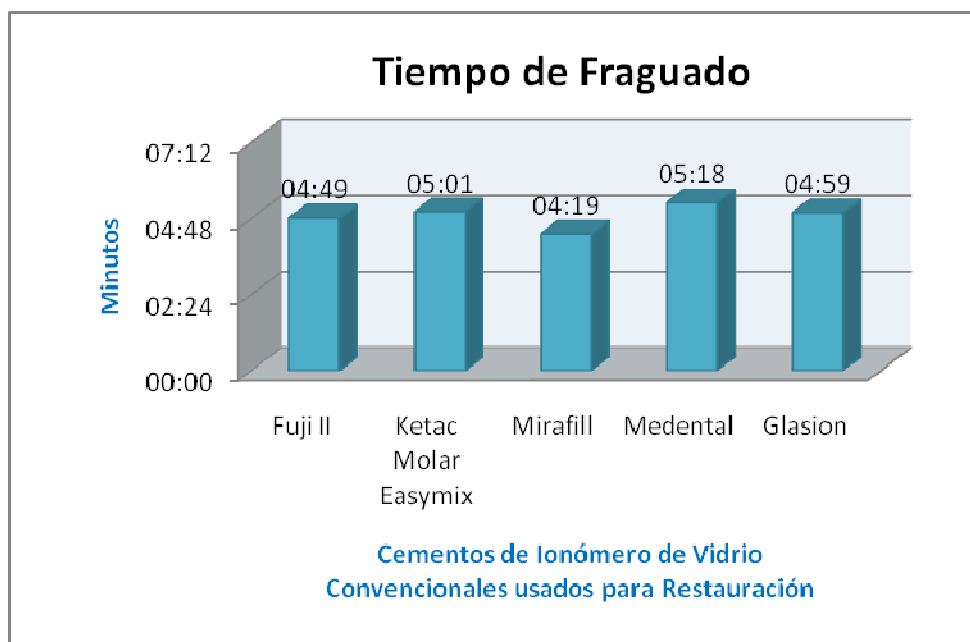
TIEMPO DE FRAGUADO

| Norma No. 96 de la ADA | |
|------------------------------------|---------------|
| Tiempo de Fraguado mínimo y máximo | 2 – 6 Minutos |

| Ionómero de vidrio convencional para restauración | Promedio (Minutos) | D.E. |
|---|--------------------|--------|
| Fuji II (GC Corp) | 4:49 | ± 0.15 |
| Ketac Molar Easymix (3M ESPE) | 5:01 | ± 0.31 |
| Mirafill (Faprodmir) | 4:19 | ± 0.37 |
| Medental (Medental) | 5:18 | ± 0.13 |
| Glasion (Sci-Pharm) | 4:59 | ± 0.73 |

Tabla 4. Se presentan los resultados promedio y la desviación estándar de la prueba de tiempo de fraguado.

Gráfica 1. Cementos estudiados.



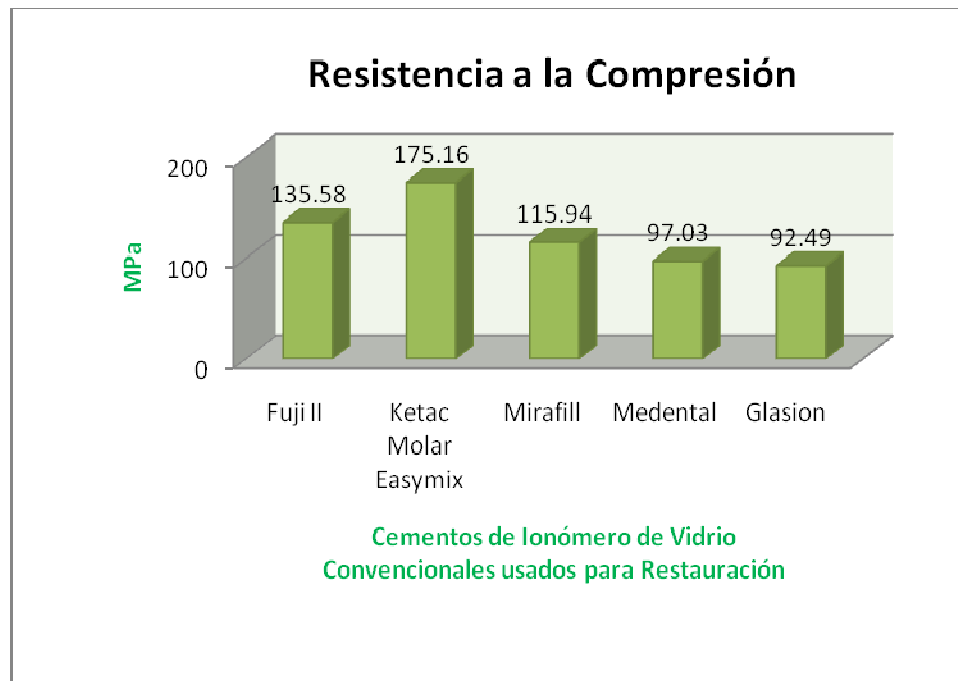
RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

| Norma No. 96 de la ADA | |
|------------------------------------|---------|
| Resistencia a la Compresión mínima | 130 MPa |

| Ionómero de vidrio convencional para restauración | Promedio (MPa) | D.E. |
|---|----------------|---------|
| Fuji II (GC Corp) | 135.58 | ± 24.46 |
| Ketac Molar Easymix (3M ESPE) | 175.16 | ± 27.24 |
| Mirafill (Faprodmir) | 115.94 | ± 15.41 |
| Medental (Medental) | 97.03 | ± 12.56 |
| Glasion (Sci-Pharm) | 92.49 | ± 10.19 |

Tabla 5. Resultados promedio y desviación estándar de la prueba de resistencia a la compresión.

Gráfica 2. Cementos estudiados.



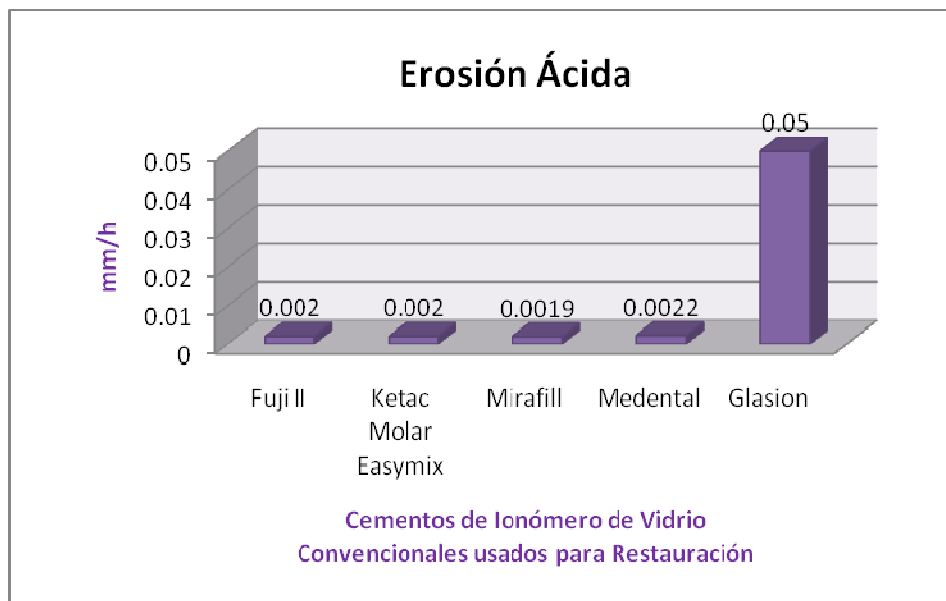
EROSIÓN ÁCIDA

| Norma No. 96 de la ADA | |
|------------------------|-----------|
| Erosión Ácida máxima | 0.05 mm/h |

| Ionómero de vidrio convencional para restauración | Promedio (mm/h) |
|---|-----------------|
| Fuji II (GC Corp) | 0.0020 |
| Ketac Molar Easymix (3M ESPE) | 0.0020 |
| Mirafill (Faprodmir) | 0.0019 |
| Medental (Medental) | 0.0022 |
| Glasion (Sci-Pharm) | 0.0500 |

Tabla 6. Resultados promedio de la prueba de erosión ácida.

Gráfica 3. Cementos estudiados.





5. DISCUSIÓN

Existen varios estudios acerca de las propiedades del cemento de ionómero de vidrio, pero la mayoría de ellos van enfocados a aquellos que son usados como agentes cementantes o aquellos que contienen resina o metales. Es escasa la información acerca de los ionómeros convencionales usados para restauración.

En el 2000, Carrillo Sánchez⁸ menciona que en treinta años posteriores al desarrollo del cemento de ionómero de vidrio, ha existido un considerable progreso en todo el contexto de lo que significa un material con muy buenas características para ser utilizado en sus diversas aplicaciones clínicas en la odontología y al mismo tiempo se han disminuido en gran medida sus desventajas, haciendo que este material forme una parte importante en toda práctica dental actual.

Kevin y Royer²⁶, en el 2002, señalan que el método de preparación de la cavidad, comparando la técnica atraumática con la técnica tradicional de instrumentos rotatorios, no afecta el desempeño de la restauración con cementos de ionómero de vidrio. Lo cual nos conduce a pensar que los factores que afectan el éxito de una restauración con ionómeros son la manipulación y calidad del cemento.

Además, se puede observar que a lo largo de la historia de los cementos de ionómero de vidrio han ido apareciendo nuevas marcas comerciales que es necesario conocer y comparar.

Justamente ese fue el objetivo de esta investigación, en donde cada prueba se realizó de acuerdo a las especificaciones de la Norma 96 de la ADA.

Con respecto a los resultados de este estudio se encontró lo siguiente:

En la prueba de Tiempo de Fraguado los cinco cementos estuvieron dentro del rango de 2 a 6 minutos especificado en la Norma 96 de la ADA. Cabe mencionar que el ionómero de vidrio que fraguó más rápido en promedio fue Mirafill (4:19 minutos), y el más lento fue Medental (5:18 min).

Todos los ionómeros estudiados cubrieron el requisito de la Norma 96 para tiempo de fraguado, proporcionando tiempo suficiente para lograr una correcta mezcla de los componentes así como su aplicación en la boca del paciente. No obstante, debe tenerse en mente que para aquellos cementos que fraguan en menos tiempo habrá que poseer mayor destreza para su manipulación.

Por otra parte, en la prueba de Resistencia a la Compresión, el cemento Fuji II obtuvo 135.58 Megapascales (MPa) y el Ketac Molar Easymix, 175.16 MPa, siendo las únicas marcas que superaron el valor establecido por la Norma 96 de la ADA que exige 130 MPa. El ionómero Mirafill alcanzó en promedio 115.94 MPa lo que indica que no cubre el requerimiento de la norma. La marca



Medental consiguió 97.03 MPa. El cemento Glasion fue el que tuvo el valor más bajo, registrando solamente 92.49 MPa.

En un estudio realizado en 2003 por Mazzaoui y cols²⁷, se usa como cemento de control al ionómero Fuji donde se consiguieron valores de 3:51 min para tiempo de fraguado y 138 MPa para resistencia a la compresión, los cuales son similares a los valores que se obtuvieron en ésta tesis.

En otro estudio llevado a cabo por Xie y cols²⁸ se señala que el cemento Ketac Molar alcanzó el valor más alto en la prueba de resistencia a la compresión en comparación con otros ionómeros de vidrio usados para restauración; coincidiendo nuevamente con nuestros resultados.

Los ionómeros de vidrio convencionales Fuji II y Ketac Molar Easymix, en cuestión de resistencia a la compresión, serían los de elección para ser colocados como materiales restauradores, pues cumplen con lo especificado en la norma.

Billington y cols²⁹, mencionan que la prueba, llamada también, “del chorro de ácido láctico”, se propuso para su incorporación a las normas internacionales de cementos dentales porque sus resultados se correlacionan con la erosión *in vivo*.

Asimismo, en la prueba de erosión ácida, todos los cementos estudiados cumplieron con el requerimiento de la Norma 96 de la ADA, no superando el índice de erosión de 0.05 mm/h. Glasion fue el único cemento que no estuvo cerca de los valores alrededor de 0.002 que todos los demás ionómeros consiguieron por lo cual no se recomendaría su uso como material para restauración.

En 2001, Nomoto y McCabe³⁰, aplicando la prueba de erosión ácida, compara varios cementos de base acuosa, entre ellos el ionómero de vidrio Fuji II, encontrando que presenta una pérdida de profundidad de 3 µm en 24 horas, que es equivalente a 0.003 mm/h, valor que es muy parecido al de nuestro estudio. Basándonos en los resultados de éstas investigaciones, deducimos que es posible emplear con confianza los cementos Fuji II, Ketac Molar Easymix, Mirafill y Medental, pues mostraron poca diferencia entre ellos.

Durante el manejo de los diferentes cementos se pudieron percibir distintas situaciones tales como:

- El polvo de los cementos Fuji II y Ketac Molar Easymix cuenta con una tapa diseñada para poder rasar la cantidad del ionómero al momento de la dosificación, disminuyendo el tiempo al dispensar el material, conduciendo a que el polvo tenga una exposición menor al medio que lo rodea.

- El gotero de la marca Mirafill no permite dispensar gotas iguales por dos razones, la primera es que el líquido es demasiado fluido y la segunda se debe a



la forma del mismo gotero, pues éste consiste de un tipo de canal donde el líquido sale al voltear el recipiente en lugar de salir al apretar el gotero; esto puede influir en el comportamiento del cemento, ya que al no contar con gotas del mismo tamaño varía la proporción, pudiendo agregarse menos líquido que derivaría en una incorporación con polvo deficiente, o al agregarse más líquido se volvería más fluida la mezcla haciendo al cemento endurecido más frágil y probablemente más soluble.

- El polvo de Ketac Molar Easymix es diferente a los otros cementos, la compañía 3M ESPE indica que el tamaño de las partículas del polvo, al ser más pequeño, permite una mejor incorporación del líquido. Sin embargo, la mezcla tiene una consistencia que dificulta el empaque de cemento dentro de los conformadores de muestras.

- Los cementos Medental, Mirafill y Glasion indican en sus instrucciones que pueden usarse tanto para base como para restauración, lo que puede crear confusión en el profesional de la salud, pues la ADA en su Norma 96 clasifica a los ionómeros de vidrio de acuerdo a su uso, como material para cementación, base y restauración en categorías diferentes, ya que la norma establece valores distintos de resistencia a la compresión para el material de base (70 MPa) y para el material de restauración (130 MPa).

- El cemento Glasion señala que es “multiuso”, es decir, que se puede usar indiscriminadamente para cementación, base o restauración. Las instrucciones del fabricante mencionan que sólo basta con variar la proporción a consideración personal para cubrir cada necesidad clínica, lo cual es un error pues debe existir un tipo y una proporción específica para cada uso. Además, el recipiente que contiene al polvo es de boca muy ancha, lo que favorece la contaminación del mismo, ya que, cuando se está dispensando, gran cantidad de polvo queda expuesto al ambiente.



6. CONCLUSIONES

En la prueba de tiempo de fraguado, todas las marcas pasaron lo requerido por la Norma No. 96 de la ADA, cumpliendo con el valor establecido entre 2 y 6 minutos.

En la prueba de resistencia a la compresión sólo 2 marcas –Fuji II y Ketac Molar Easy-mix- se desarrollaron óptimamente alcanzando valores superiores a los 130 MPa. Mirafill presentó valores cercanos, pero el promedio no fue suficiente para cumplir con la norma. Glasion fue el cemento con el valor más bajo y no cumple con la Norma 96.

En la prueba de erosión ácida los cinco cementos estudiados obtuvieron valores inferiores al índice de erosión de 0.05 mm/h por lo que cumplieron con el requerimiento de la especificación.

La combinación de un material de alta calidad con un manejo adecuado de las proporciones indicadas por el fabricante, así como la manipulación cuidadosa por parte del dentista hace que el desempeño del cemento sea el mejor. Sin embargo, se puede contar con un cemento de calidad media y, a través de un trabajo correcto, llegar a una restauración aceptable. Por otro lado, aunque se posea el cemento más costoso del mercado, si no se lleva a cabo una operación adecuada no se obtendrá un buen resultado.



7. REFERENCIAS

- 1 Anusavice KJ. *La Ciencia de los Materiales Dentales de Phillips*, 10ª ed, McGraw-Hill Interamericana, México, 2000, Pp 563-592.
- 2 Anusavice KJ. *La Ciencia de los Materiales Dentales de Phillips*, 11ª ed, Elsevier, España, 2004, Pp 461-466, 471-484.
- 3 Macchi R. *Materiales Dentales*, 3ª ed, Panamericana, México, 2000, Pp. 40-55
- 4 Guzmán Báez, HJ. *Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico*, 1ª ed, Cat Editores, Colombia, 1990, Pp. 77-85
- 5 Craig GR. *Materiales de Odontología Restauradora*, 10ª ed, Harcourt Brace, España, 1998, Pp 192-194.
- 6 American National Standard/American Dental Association Specification No. 61 for *Zinc Polycarboxylate Cement*, Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, Chicago U.S.A., Pp 1-7
- 7 American National Standard/American Dental Association Specification No. 96 for *Dental Water-Based Cements*, Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, Chicago U.S.A., 1994, Pp 1-26
- 8 Carrillo SC. *Actualización sobre los Cementos de Ionómero de Vidrio, 30 años (1969 – 1999)*. Revista ADM, Vol. LVLL, No 2, marzo-abril 2000, Pp 65-71.
- 9 Wilson D, Mc Lean A. *Glass Ionomer Cement*, 1ª ed, Quintessence Publishing, Estados Unidos, 1988, Pp 2-150
- 10 De la Cruz CD, Gurrola MB, Alcántara BI, González GB, Valdivia HR, Álvarez BV. *Efecto del fluoruro liberado a partir de ionómero de vidrio sobre Streptococcus mutans*, Rev ADM, 1994; 51(5): 285-287.
- 11 *Diccionario Terminológico de Ciencia Médicas*, 13ª ed, Editorial Masson, España, 1992, Pp 665.
- 12 Astorga C, Bader M, Baeza. *Texto de Biomateriales Odontológicos*, 1ª ed, Chile, Pp 205-209
- 13 Mount, Graham. *Atlas Práctico de Cementos de Ionómero de Vidrio. Guía Clínica*, Salvat Editores, España, 1992, Pp 2-55
- 14 Berrios K. *Respuesta Pulpar frente a diferentes Agentes Cementantes*. Rev Estomatol Herediana, 2004; 14: 84-88.
- 15 Wayne W. *Reported Sensitivity to Glass Ionomer Luting Cements*. JADA Assoc Reports, 1984; 109: 476.
- 16 Carrillo C. *Sensibilidad Posoperatoria con Cementos de Ionómero de Vidrio utilizados como Agentes Cementantes*. Rev ADM, 2004 LXI; 6: 238:239.



- 17 Dennis CS. *Development of Glass-Ionomer Cement Systems*. *Biomat*, 1998; 19: 467-478.
- 18 Denisova LA, Maev R, Poyurovskaya I. *The use of Acoustic Microscopy to study the Mechanical Properties of Glass-Ionomer Cement*. *Dental Mat*. 2004; 20: 358-363.
- 19 Smith D. *Composition and Characteristics of Glass Ionomer Cement*. *JADA*, 1990; 120:20-22.
- 20 McCabe JF, Jones PA, Wilson HJ. *Some Properties of a Glass Ionomer Cement*. *Br. Dent J*. 1979; 146:182.
- 21 Barceló F, Sato M, Sánchez J, Serrano C, Guerrero J. *Estudio Comparativo de Ionómeros de Vidrio y Reforzados con Metal*. *Rev ADM*, 1999; LVI: 5: 177-181.
- 22 American National Standard/American Dental Association Specification No. 66 for *Glass Ionomer Cements*, Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, Chicago U.S.A., Pp 1-20.
- 23 <http://www.lenntech.com/espanol/tabla-peiodica/F.htm>. Fecha de consulta: 2008.
- 24 Yamamoto K, Arai K, Fukazawa. *Effect of Plaque Fluoride Released from a Glass-Ionomer Cement on Enamel Remineralization in situ*; *Caries Research*, 2005; 39: 157-160.
- 25 Creanor SL, Carruthers LMC, Saunders WP, Strang R, Foye RH. *Fluoride Uptake and Release Characteristics of Glass Ionomer Cements*. *Caries Res*, 1994; 28:322-8.
- 26 Kevin HK, Royer J. *The Effects of two Cavity Preparation Methods on the Longevity of Glass Ionomer Cement Restorations*. *JADA*, 2002; 133: 744-751.
- 27 Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ, Dashper SG, Eakins D., Reynolds EC *Incorporation of Casein Phosphopeptide-Amorphous Calcium Phosphate into a Glass-ionomer Cement*. *J Dent Res* 2003, 82(11):914-918
- 28 Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. *Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements*. *Dent Mater*. 2000 Mar;16(2):129-38.
- 29 Billington RW, Williams JA, Pearson GJ. *In vitro erosion of 20 commercial glass ionomer cements measured using the lactic acid jet test*. *Biomaterials*. 1992;13(8):543-7
- 30 Nomoto R, McCabe JF. *A simple acid erosion test for dental water-based cements*. *Dent Mater*. 2001 Jan;17(1):53-9.



8. ANEXO

ANSI/ADA Specification No. 96 – 1994
Revision of ANSI/ADA 8
ANSI/ADA 9
ANSI/ADA 21
ANSI/ADA 61
ANSI/ADA 66

AMERICAN NATIONAL STANDARD /
AMERICAN DENTAL ASSOCIATION SPECIFICATION NO. 96

DENTAL WATER-BASED CEMENTS

Council on Dental Materials, Instruments and Equipment
American Dental Association
211 E. Chicago Avenue
Chicago Avenue
Chicago, IL 60611

ANSI/ADA Specification No. 96 – 1994. Approved August 23, 1994. Effective August 23, 1995.



ANSI/ADA Specification No. 96 – 1994

AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION
SPECIFICATION NO. 96 for DENTAL WATER-BASED CEMENTS

American Dental Association Specification No. 96 for Dental Water-Based Cements was approved by the Council on Dental Materials, Instruments and Equipment of the American dental Association. This and other specifications for dental materials, instruments and equipment are being formulated by subcommittees of Accredited Standards Committee MD156 for Dental Materials, Instruments and Equipment. The Council acts as administrative sponsor of that committee, which has representation from all interest in the United States in the standardization of materials, instruments and equipment in dentistry. The Council has adopted the specifications, showing professional recognition of their usefulness in dentistry, and has forwarded them to the American National Standards Institute with a recommendation that the specifications be approved as American National Standards. Approval of ADA specification No. 96 as an American National Standard was granted by the American National Standards Institute on August 23, 1994. This standard becomes effective August 23, 1995.

The Council thanks the subcommittee members and the organizations with which they were affiliated at the same time the specification was developed: John Powers (Chairman), University of Texas Health Science Center, Houston; B. Keith Moore (Secretary), Indiana University, Indianapolis; Richard Bennett, L.D. Caulk, Milford, DE; Frederick Curro, Emerson, NJ; E. Fanta, Mizzy, Inc., Cherry Hill, NJ; James Forbes, Unitek Corporation, Monrovia CA; V.B Dhuru, Marquette University, Milwaukee, WI; Scott Erickson, 3M Dental Products Division, St. Paul, MN; Steven Hondrum, Ft. Meade, MD; and David Hoover, Omaha, NE.



ANSI/ADA Specification No. 96 – 1994

AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION
SPECIFICATION NO. 96 for DENTAL WATER-BASED CEMENTS

Foreword

(This foreword does not form a part of ANSI/ADA Specification No. 96 for Dental Water-Based Cements)

Proposed ANSI/ADA Specification No. 96 for Dental Water-Based Cements is essentially the same as ISO Standard 9917:1991, Dental Water-Based Cements. Differences in the standard are of editorial nature with the exception of humidity specified in the humidity cabinet.

This standard supersedes the previously published standards for the individual cements shown below:

ANSI/ADA Specification No.8 for Dental Zinc Phosphate Cement
ANSI/ADA Specification No. 9 for Dental Silicate Cement
ANSI/ADA Specification No.21 for Zinc Silico-Phosphate Cement
ANSI/ADA Specification No. 61 for Zinc Polycarboxylate Cement
ANSI/ADA Specification No. 66 for Glass Ionomer Cements

Specific qualitative and quantitative requirements for freedom from biological hazard are not included in this standard but it is recommended that, in assessing biological or toxicological hazards, reference should be made to ISO/TR 7405:1984, *Biological evaluation of dental materials*, or ANSI/ADA Document No. 41 and 41a, Recommended Standard Practices for the Biological Evaluation of Dental Materials: 1982, or any more recent editions.



**AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION
SPECIFICATION NO. 96 for DENTAL WATER-BASED CEMENTS**

1. SCOPE

This Standard specifies requirements for the following types of dental cements including both hand-mixed and capsulated cements for mechanical mixing which are intended for permanent cementation, lining and restoration and effect setting only by an aqueous acid-base reaction.

Silicate Cements based on the reaction between an alumino-silicate glass powder and aqueous solution of phosphoric acid which may contain metal ions. They are used for the aesthetic restoration of anterior teeth.

Zinc Phosphate Cements based on the reaction between an oxide powder (the principal constituent of which is zinc oxide) and an aqueous solution of phosphoric acid which may contain metal ions. They are used as luting agents to seal dental appliances to hard oral structures or to other appliances. They can also be used as a base for restorative materials and as a temporary restorative material by increasing the ratio of powder to liquid relative to that used for luting.

Silicophosphate Cements based on the reaction between a powder of acid-soluble aluminosilicate glass and metal oxides (principally zinc oxide and an aqueous solution of phosphoric acid which may contain metal ions. They are used as temporary restorative materials or as luting agents to seal dental appliances to hard oral structures by varying the ratio of powder to liquid.

Zinc Polycarboxylate Cements based on the reaction between zinc oxide and aqueous solutions of polyacrylic acid or similar polycarboxylic compounds or zinc oxide/polycarboxylic acid powders which are mixed with water. They are used as luting agents to seal appliances to hard oral structures or to other appliances, or as a base for restorative materials or as temporary restorative materials.

Glass Polyalkenoate Cements based on the reaction between on aluminosilicate glass powder and aqueous solution of an alkenoic acid or between an aluminosilicate glass/polyacid powder blend and water or an aqueous solution of tartaric acid. These translucent cements are for use for the aesthetic restoration of teeth, as luting agents, as bases or liners and for restoring pits an fissures.

Glass Polyalkenoate Cements in which the glass and a metal have been found together and which are intended for the restoration of teeth are also include.

This standard specifies limits for each of the properties according to whether the cement is intended as a luting agent, restorative material, a base or a liner.



2. NORMATIVE REFERECES

The following standards contain provisions which through reference in this a constitutive provisions of this Standard. At time of publication, the edition indicated were valid. All standards are subject to revision, and parties to agreements based on this Standard are encouraged to investigate the possibility of applying the most recent editions of the standards indicated below.

Members of IEC and ISO maintain registers of currently valid International Standards.

ISO 2590:1973, *General method for the determination or arsenic- Silver diethyldithiocarbamate photometric method.*

ISO 3696:1987, *Water for analytical laboratory use- Specification and test methods.*

ISO 7491:1985, *Dental materials- Determination of colour stability of dental polymeric materials.*



3. DEFINITIONS

For the purposes of this Standard, the following definitions apply.

3.1 Mixing Time: That part of the working time required in order to obtain a satisfactory mix of the components.

3.2 Working Time: Period of time, measured from the start of mixing, during which is possible to manipulate a dental material without an adverse effect on its properties.

3.3 Net Setting Time: Period of time measured from the end of mixing until the material has set according to the criteria and conditions described in 7.3. For the purposes of this Standard, in view of the wide variation in mixing times of the cements, the net setting time is determined from the end of mixing.

4. CLASSIFICATION

4.1 Chemical Type

For the purposes of this Standard, dental cements are classified on the basis of their chemical composition, as follows.

4.1.1 Silicate Cement.

4.1.2 Zinc Phosphate Cement.

4.1.3 Silicophosphate Cement.

4.1.4 Zinc Polycarboxylate Cement.

4.1.5 Glass Polyalkenoate Cement.

4.2 Application

For the purposes of this Standard, materials are classified on the basis of their usage, as follows.

4.2.1 Luting Cements.

4.2.2 Bases and Liners.

4.2.3 Restorative Cements.

5. REQUERIMENTS

5.1 Material

The cement shall consist of a powder and liquid which, when mixed according to the manufacturer's instructions, will comply with the requirements of this Standard.

5.2 Components



5.2.1 Liquid

When tested according to 7.1.2 the liquid shall be free from deposits or filaments on the inside of its container. There shall be no visible signs of gelation.

5.2.2 Powder

When tested according to 7.1.2 the powder shall be free from extraneous material. If the powder is coloured, the pigment shall be uniformly dispersed throughout the powder.

5.3 Unset Cement

The cement when mixed as directed in 7.1.3 and tested according to 7.1.2 should be homogenous and of a smooth consistency.

5.4 Optical Properties

When prepared, stored and tested in the manner described in 7.6.

- a) The opacity of the set cement shall be within the limits set out in table 1 where a restorative cement is stated by the manufacturer not to be translucent, the opacity requirements shall not apply;
- b) the colour of the set cement shall match the manufacturer's description when no shade guide is supplied.

5.5 Performance Requirements

The cement shall comply with the relevant requirements specified in table 1, when tested in accordance with the test methods given in 7.2 to 7.6.

5.6 Acid-Soluble Arsenic Content

When tested according to 7.7 the acid-soluble arsenic content shall not exceed the limits given in table 1.

5.7 Acid-Soluble Lead Content

When tested according to 7.7 the acid-soluble lead content shall not exceed the limits given in table 1.

5.8 Biocompatibility

See the introduction for guidance on biocompatibility.

6. SAMPLING

6.1 Hand-Mixed Cements

A sample drawn from one batch shall provide sufficient material to complete all the prescribed tests and any necessary repeats, and shall consist of a minimum of 50 g of powder and a corresponding volume of liquid, where required.



6.2 Capsulated Cements

A test sample shall comprise a retail package of 100 or more capsules.

7. TEST METHODS

7.1 Preparation of Test Specimens

7.1.1 Ambient Conditions

All specimens shall be prepared at a temperature of $23 \pm 1^\circ\text{C}$ and a relative humidity of $50 \pm 5\%$

7.1.2 Inspection Requirements

Visual inspection shall be used in determining compliance with 5.2, 5.3, 5.4 and clause 8.

7.1.3 Method of Mixing

The cement shall be prepared according to the manufacturer's instructions. Sufficient cement shall be mixed to ensure that the preparation of each specimen is completed from one mix. A fresh mix shall be prepared for each specimen.

NOTE 1. For encapsulated materials, more than one capsule, simultaneously mixed, may be required for certain specimens.

7.2 Film Thickness (for luting cements only)

7.2.1 Apparatus.

7.2.1.1 Two Optically Flat, Square or Circular, Glass Plates having a contact surface area of $200\text{mm}^2 \pm 25\text{mm}^2$. Each plate shall be of a uniform thickness of not less than 5mm.

7.2.1.2 Loading Device of the type illustrated in Figure 1, or an equivalent means, whereby a force of $150\text{ N} \pm 2\text{ N}$ may be generated vertically to the specimen via the upper glass plate.

In Figure 1, the anvil which is attached to the bottom of the rod carrying the load shall be horizontal and parallel to the base. The load shall be applied smoothly and in such a manner that no rotation occurs.

7.2.1.3 Micrometer or equivalent measuring instrument, accurate to $1.25\ \mu\text{m}$

7.2.2 Procedure

Measure to an accuracy of $\pm 1.25\ \mu\text{m}$ the combined thickness of the two optically flat glass plates (7.2.1.1) stacked in contact (reading A). Remove the upper plate and place $0.1\ \text{ml} \pm 0.05\ \text{ml}$ of the mixed cement in the center of the lower plate and place it centrally below the loading device (7.2.1.2) on the lower plate. Replace the second glass plate centrally on the cement in the same orientation as in the original measurement.



10 s before the end of the manufacturer's stated working time, carefully generate a force of $150 \text{ N} \pm 2 \text{ N}$ vertically and centrally to the specimen via the top plate. Ensure that the cement has completely filled the space between the glass plates. When at least 10 min have elapsed after the application of the load, remove the plates from the loading device and measure the combined thickness of the two glass plates and the cement film (reading B).

Record the difference in thickness of the plates with and without the cement film (reading B - reading A) as the thickness of the film. Repeat the test four times.

7.2.3 Treatment of Results

At least four of the five results shall be below $25 \mu\text{m}$ for the material to pass the requirement included in table 1. If only two or less results are below $25 \mu\text{m}$, then the material fails the requirement. If three results are below $25 \mu\text{m}$, test a further five specimens. To comply with the requirement, all the specimens in the second series shall be below $25 \mu\text{m}$.

7.3 Net Setting Time

7.3.1 Apparatus

7.3.1.1 **Cabinet** capable of being maintained at a temperature of $37 \pm 1^\circ\text{C}$ and a relative humidity of at least 90%.

7.3.1.2 **Indenter** of mass $400 \text{ g} \pm 5 \text{ g}$ and having a flat end of diameter $1 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$. The needle tip shall be cylindrical for approximately 5mm. The needle end shall be plane and perpendicular to the long axis of the needle.

7.3.1.3 **Metal Mould** similar to that shown in Figure 2.

7.3.1.4 **Metal Block** of minimum dimensions $8\text{mm} \times 75\text{mm} \times 100\text{mm}$ positioned within the cabinet and maintained at $37 \pm 1^\circ\text{C}$.

7.3.1.5 **Aluminum Foil**

7.3.1.6 **Timer** accurate to $\pm 1 \text{ s}$.

7.3.2 Procedure

Place the mould (7.3.1.3), conditioned to $23 \pm 1^\circ\text{C}$ on the aluminum foil (7.3.1.5) and fill to a level surface with mixed cement.

60 s after end of mixing, place the assembly, comprising mould, foil and cement specimen of the block (7.3.1.4), in the cabinet (7.3.1.1). Ensure good contact between the mould, foil and block.

90s after end of mixing, carefully lower the indenter (7.3.1.2) vertically onto the surface of the cement and allow it to remain there for 5 s. Carry out a trial run to determine the approximate setting time, repeating the indentations at 30 s intervals until the needle fails to make a complete circular indentation in the cement. When viewed using $\times 2$ magnification. Clean the needle, if necessary between indentations. Repeat the process, starting the indentation at 30 s before the approximate setting time, making indentations at 10s intervals.



Record the net setting time as the time elapsed between the end of mixing to the time when the needle fails to make a complete circular indentation in the cement. Repeat the test three times.

7.3.3 Treatment of Results

Record the results of the three tests. Each result shall fall within the range specified in table 1 for the material to fulfill the requirement.

7.4 Compressive Strength

7.4.1 Apparatus

7.4.1.1 **Cabinet** maintained at a temperature of $37 \pm 1^\circ\text{C}$ and a relative humidity of at least 90%.

7.4.1.2 **Split Mould and Plates** as shown in Figure 3. The mould shall have internal dimensions $6 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$ high and $4 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$ diameter. The mould and plates shall be made of stainless steel or other suitable material that will not be affected by the cement. To prevent the adhesion of polyacrylic acid-based cements, In these cases the plates should be faced with cellulose acetate sheets.

7.4.1.3 **Screw Clamps**, as shown in Figure 3.

7.4.1.4 **Mechanical Tester**, which is capable of being operated at a cross-head speed of $0.75 \text{ mm/min} \pm 0.30 \text{ mm/min}$ or at a loading rate of $50 \text{ N/min} \pm 16 \text{ N/min}$

7.4.2 Preparation of Test Specimens

Condition the split mould plates (7.4.1.2) and screw clamp (7.4.1.3) at $23 \pm 1^\circ\text{C}$. Within 60 s of the end of mixing, pack the cement, prepared according to the manufacturer's instructions, to a slight excess into the split mould.

In order to consolidate the cement and avoid trapping air, convey the largest convenient portions of mixed cement to the mould and apply to one side with a suitable instrument. Fill the mould to excess in this manner and then place on the bottom plate with some pressure.

Remove any bulk extruded cement, place the top metal plate in position on the mould and squeeze together. Put the mould and plates in the screw clamp and tighten. Not later than 120 s after the end of mixing, transfer the whole assembly to the cabinet (7.4.1.1).

One hour after the end of mixing, remove the plates and grind the ends of the specimen flat and at right angles to its long axis. An acceptable method for doing this is to use wet 400 grade silicon carbide paper, but in any event the abrasive should be no coarser.

Remove the specimen from the mould immediately after surfacing and check visually without magnification for air-voids or chipped edges. Discard any such defective specimens.

To facilitate the removal of the hardened cement specimen, the internal surface of the mould may be evenly coated, prior to filling, with a 3% solution of micro-crystalline or



paraffin wax in petroleum ether. Alternatively a thin film of silicone grease to PTFE dry film lubricant may be used.

Prepare five such specimens and immediately after the preparation of each, immerse it in water, Grade 3 according to ISO 3696, at $37 \pm 1^\circ\text{C}$ or $23 \text{ h} \pm 0.5 \text{ h}$.

Calculate the diameter of each specimen by taking the mean of two measurements, at right angles to each other, to an accuracy of $\pm 0.01 \text{ mm}$.

7.4.3 Procedure

Twenty-four hours after the end of mixing, place each specimen with the flat ends between the platens of the mechanical tester (7.4.1.4) and apply a compressive load in the long axis of the specimen.

Record the load applied when the specimen fractures and calculate the compressive strength, C , in megapascals, using the formula:

$$C = 4p/\pi \times d^2$$

Where

p is the maximum load applied in newtons;

d is the measured diameter of the specimen, in millimeters.

7.4.4 Treatment of Results

If four of the five results obtained are below the minimum strength specified in the table, the material has failed the test. If at least four of the five results are above the minimum strength specified in the table, the material has passed the test. In other cases, prepare a further 10 specimens.

To pass the test, at least 12 of the total of 15 results shall be above the minimum strength value.

7.5 Acid erosion by impinging jet technique

This test is intended to reflect material quality, and should not be taken as an indication of possible clinical performance.

7.5.1 Apparatus

7.5.1.1 Impinging Jet Apparatus. The apparatus is designed to maintain a constant jet of liquid onto the surface of the cement specimen and is shown in Figure 4-. It consists of a constant head device feeding eight separate jets of 1 mm internal diameter with a recirculating pump and reservoir of approximately 10 l capacity. The flow of liquid from each jet shall be $120 \text{ ml/min} \pm 4 \text{ ml/min}$ and this may be adjusted by varying the height of the head. The apparatus is constructed in borosilicate glass with rubber or plastics tubing for the transport of the liquid. The jet assembly may be constructed of other materials if this is more convenient. For example, transparent plastics tubing with Luer fittings, the jets being stainless steel tubing of 1 mm internal diameter with the corresponding Luer attachment. The specimen moulds are of stainless steel with the dimensions as given in Figure 5. The stainless steel moulds containing the samples are supported in eight holes in a plastic tray which is clamped



in the reservoir in such a manner that each specimen is held exactly $10 \text{ mm} \pm 0.2 \text{ mm}$ below the end of its corresponding jet. This is accomplished most easily by firmly clamping the constant head device in a fixed position and mounting the reservoir and specimen assembly on a lifting device for accurate positioning beneath the jets.

7.5.1.2 Micrometer Depth Gauge, with a precision of $\pm 0.01 \text{ mm}$ and having a needle point with a 1 mm diameter flat end.

7.5.1.3 Cabinet maintained at $37 \pm 1^\circ \text{ C}$.

7.5.1.4 Timer.

7.5.1.5 Mould as illustrated in Figure 5.

7.5.2 Reagents

$20 \text{ mmol/l} \pm 1 \text{ mmol/l}$ lactic acid. Using water of Grade 3 according to ISO 3696, make up 5 l , at least 18 h before use (this allows hydrolysis of lactone to take place). Immediately prior to use, check that pH of the solution is 2.7 ± 0.02 and adjust if necessary with 1 mol/l sodium hydroxide solution or 1 mol/l hydrochloric acid. This reagent should always be prepared freshly for each set of specimens being tested.

7.5.3 Preparation test Specimen

Prepare four such specimens from separate mixes.

7.5.4 Procedure

Immediately after the conditioning period (7.5.3) measure the depth D_1 of the specimens within the moulds with the micrometer gauge (7.5.1.2) taking the mean of at least five readings at different points on the specimen surface. With 5 l of the lactic acid solution in the cylindrical vessel, 24 h after the start of mixing, prime the pump of the impinging jet apparatus (7.5.1.1) and start the liquid circulating. Maintain the temperature of the circulating liquid at $239 \pm 1^\circ \text{ C}$ throughout the test. Place the specimens in position in the test apparatus using a spacer to ensure that the centre of each specimen lies $10 \text{ mm} \pm 0.2 \text{ mm}$ vertically below the jet. Start the timer and allow the apparatus to run until such time as the erosion of the specimen surface is between 0.02 mm and 1.5 mm . At this point, note the time in hours ($t \pm 0.1 \text{ h}$) from the start of the test and remove the specimens.

Measure the mean depth, D_2 , of the specimens as previously described and calculate the rate of erosion.

7.5.5 Treatment of Results

Calculate the rate of erosion R , in millimeters per hour, from the equation:

$$R = D_2 - D_1 / t$$

where.

D_1 and D_2 are as specified in 7.5.4, in millimeters;

t is the time of erosion in hours.



At least three of the four determinations shall be below the rate specified in table 1 for the material to pass the test. If three or four determinations are above the rate, the material has failed the test.

If only two are below the rate, repeat the test with a further four specimens. All four of the second series shall be below the rate specified for the material to pass the test.

NOTE 2. The time taken for the test will depend on the type of cement, e.g. only about 1 h may be necessary for zinc polycarboxylate whereas at least 2.4 h may be required for restorative glass polyalkenoate cements.

7.6 Optical Properties

See 5.4 for the application of this test.

7.6.1 Opacity (for restorative cements only)

7.6.1.1 Apparatus

7.6.1.1.1 **Humidity cabinet** maintained at a temperature of $37 \pm 1^\circ\text{C}$ and a relative humidity of at least 90%.

7.6.1.1.2 **Opal Glass** Standards with C 070 values of 0.35 and 0.55 and 0.90.

The contrast ratio C 070 is the ratio between the light reflected by the specimen on a black background and the light reflected by the specimen on a white background which has a reflectance of 70%.

7.6.1.1.3 **Sheets of White Waterproof Material** of polyethylene or cellulose acetate (approximately 110mm x 40mm) marked, along its entire length with black stripes 2mm wide and 3mm apart.

7.6.1.1.4 **Mould** consisting of a split brass or stainless steel ring contained in a former as shown in Figure 6.

The height of the ring shall be 1 mm ± 0.03 mm and the internal diameter 10mm ± 0.3 mm.

7.6.1.1.5 **Screw Clamps.**

7.6.1.2 Preparation of Test Specimen

Place the mould on the sheet (7.6.1.1.3) backed by a flat metal cover plate. Fill the split ring mould (7.6.1.1.4) with cement prepared according to the manufacturer's instructions using a light shade of powder. Cover with the second plate faced with the sheet; press firmly together and clamp (7.6.1.1.5).

120 s after the end of mixing, place the mould plates and the screw clamp in the humidity cabinet (7.6.1.1.1).

After 1 h, remove the plates and sheets from the clamp and carefully separate the specimen from the ring. Store the specimen for seven days in water of Grade 3 according to ISO 3646 at $37 \pm 1^\circ\text{C}$.

7.6.1.3 Procedure



Compare the opacity of the specimen with the two appropriate oral glass standards (7.6.1.1.2) by placing the specimen and the standards on the black and white striped background. Cover the specimen, the oral glass standards and the sheets with a thin film of distilled water while making the comparison.

If the opacity of the cement specimen is between those of the two standards or equal to either of them, it has passed the test.

Alternatively, use a photometric instrument to make this comparison. provided that it can be demonstrated that the instrument has an accuracy of within $\pm 0.02 C_{0.70}$. In this procedure, place the specimen on an illuminated white background (reflectance 70%) and measure the reflectance ($R_{0.70}$). Then transfer it to a black background and illuminate it with the same source and measure the reflectance (R_B). Calculate the opacity for the 1 mm thick disc from the equation:

$$C_{0.70} = R_B / R_{0.70}$$

7.6.2 Colour

7.6.2.1 Apparatus

A sheet of white bond paper giving a diffuse white background with a reflectance of approximately 0.9.

7.6.2.2 Preparation of Test Specimen

Prepare the test specimen exactly as described in 7.6.1.2 and store it for seven days in water of Grade 3 according to ISO 3696 at $37 \pm 1^\circ\text{C}$.

7.6.2.3 Procedure

Remove the specimen from the distilled water, remove the excess water from the cement surface with filler paper and place the specimen on the diffuse white background. Compare the colour of the specimen with the manufacturer's shade guide using the procedure for colour comparison specified in ISO 7491. *If no shade guide is supplied the colour of the specimen should correspond with the manufacturer's description.*

7.7 Acid-soluble Arsenic and Lead Contents

7.7.1 Reagents

The reagents shall be of recognized analytical grade and of a "low in lead" grade:

- hydrochloric acid, low in lead. concentrated ($\rho = 1.18 \text{ g/ml}$);
- hydrochloric acid, dilute, 20% (V/V). Add 20 ml of concentrated hydrochloric acid to 80 ml water;
- water of Grade 2 according to ISO 3696.

7.7.2 Preparation of Sample

Mix sufficient powder and liquid, at the recommended powder/liquid ratio to give 3 g of cement. Place the mixed cement in a clean plastic bag and seal the bag. Flatten the cement in the bag using finger pressure to produce a very thin disc. Place the disc in an oven at 37°C for 24 h. After 24 h, crush the disc to a fine powder in an agate pestle



and mortar. Accurately weigh above 2 g of the powdered cement and transfer to a 150 ml conical flask. Add ml of the dilute hydrochloric acid.

Stopper the flask, shake it and allow it to stand for 16 h.

Use 0.5 g of organic acid-based material s, i.e. zinc polycarboxylate and glass polyalkenoate cements.

Pour the solution into a centrifuge tube and centrifuge for 10 min Pipette the clear solution into a sample container and stopper it.

7.7.3 Procedure for Arsenic Determination

Take a suitable aliquot of the solution prepared in 7.7.2 and determine the arsenic content using ISO 2590 or a method of equivalent sensitivity.

7.7.4 Procedure for Lead Determination

Take a suitable aliquot of the solution prepared in 7.7.2 and determine the lead content using atomic absorption or a method of equivalent sensitivity

8. PACKAGING, MARKING AND INFORMATION TO BE SUPPLIED BY MANUFACTURER

Information additional to that specified in 8.2 and 8.3 may be supplied at the discretion of the manufacturer or as required by legislation.

8.1 Packaging

The components of the material should be supplied in properly sealed containers which adequately protect their contents and have no adverse effect on the quality of the product.

An outer pack may also be used to present the containers as a single unit.

8.2 Marking

Each container shall be clearly marked with the following details:

- a) the name and/or trade-mark of the manufacturer and G-le type and application of the cement;
- b) the shade of the powder according to the manufacturer's description or shade guide, if supplied;
- c) the minimum net mass, in grams, of the powder or the minimum net volume, in milliliters, of the liquid;
- d) the manufacturer's batch or lot number;
- e) if compliance with Imitational Standard 9917 is claimed by the manufacturer, this may be indicated by marking the product with the number and the year of this Standard;



f) on the outermost packaging, the recommended conditions of storage, and the shelf life or "expiry date" for the material under those conditions of storage;

In addition, each container of encapsulated cements shall be marked with the following information:

g) the number of capsules in container, and the net mass in each capsule.

8.3 Manufacturer's Instructions

Instructions shall accompany each package of the material and shall include the name of the product and at least the information in 8.3 or 8.3.2 as appropriate.

8.3.1 Hand-mixed Cements

a) the temperature range for preparation;

b) the recommended powder/liquid ratio expressed as a mass/mass ratio for the recommended temperature range. Also for test purposes the powder/liquid ratio of a mass/mass basis to a precision of 0.01 g at a temperature of 23±1°C and a relative humidity of 50±5% shall be included;

c) the condition and type of the mixing slab and spatula;

d) the rate of incorporation of the powder into the liquid;

e) the mixing time (see 3.1);

f) the working time (see 3.2);

g) the net setting time (see 3.3);

h) if appropriate, a statement recommending that a liner should be placed between the cement and the dentine;

i) the minimum time at which finishing may be commenced and the recommended method of finishing;

8.3.2 Capsulated Cements

a) the method of bringing about physical contact between the powder and liquid;

b) the method, timing and type of mechanical mixing;

c) the net setting time (see 3.3);

d) the working time (see 3.2);

e) if appropriate, a statement recommending that a liner should be placed between the cement and the dentine;

f) the minimum time at which finishing may be commenced and the recommended method of finishing if appropriate, a statement recommending that a liner should be placed between the cement and the dentine;

g) the minimum net volume in milliliters of mixed cement in one capsule;

**Tabla 1. Requerimientos de los Cementos Dentales**

| Tipo Químico | Aplicación | Espesor de Película máx. μm | Tiempo de Fraguado minutos | | Resistencia a la Compresión mín. MPa | Erosión Ácida máx. mm/h | Opacidad $C_{0.70}$ | | Contenido de Arsénico mg/kg | Contenido de Plomo mg/kg |
|---------------------------|--------------|--|----------------------------|-----|--------------------------------------|-------------------------|---------------------|------|-----------------------------|--------------------------|
| | | | mín | máx | | | mín | máx | | |
| Fosfato de Zn | Cementante | 25 | 2.5 | 8 | 70 | 0.1 | - | - | 2 | 100 |
| Policarboxilato de Zinc | Cementante | 25 | 2.5 | 8 | - | 2.0 | - | - | 2 | 100 |
| Polialquenolato de vidrio | Cementante | 25 | 2.5 | 8 | 70 | 0.05 | - | - | 2 | 100 |
| Fosfato de Zn | Base / Liner | - | 2 | 6 | 70 | 0.1 | - | - | 2 | 100 |
| Policarboxilato de Zinc | Base / Liner | - | 2 | 6 | 70 | 2.0 | - | - | 2 | 100 |
| Polialquenolato de vidrio | Base / Liner | - | 2 | 6 | 70 | 0.05 | - | - | 2 | 100 |
| Silicato | Restaurador | - | 2 | 6 | 170 | 0.05 | 0.35 | 0.55 | 2 | 100 |
| Silicofosfato | Restaurador | - | 2 | 6 | 170 | 0.05 | 0.35 | 0.90 | 2 | 100 |
| Polialquenolato de vidrio | Restaurador | - | 2 | 6 | 130 | 0.05 | 2.5 | 0.90 | 2 | 100 |

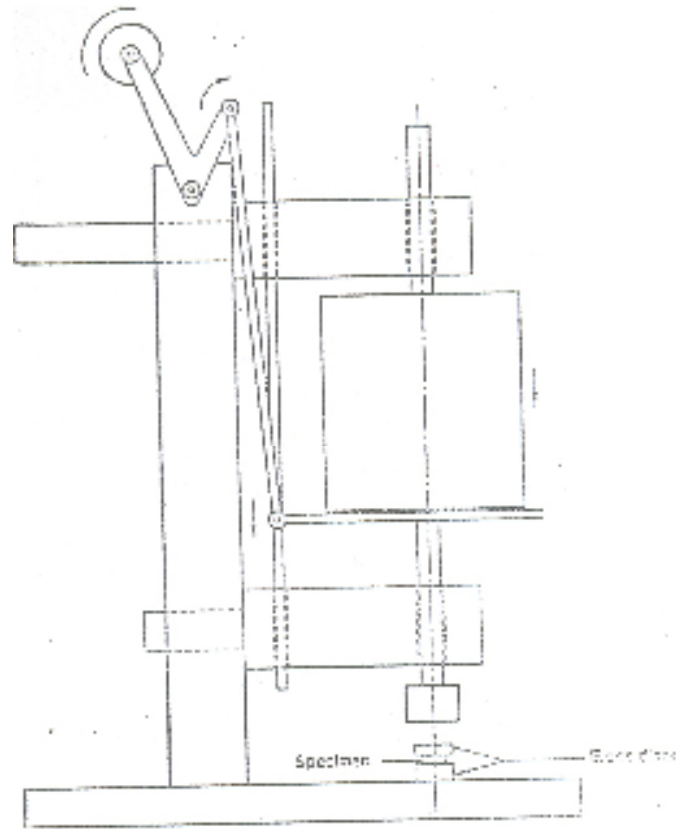
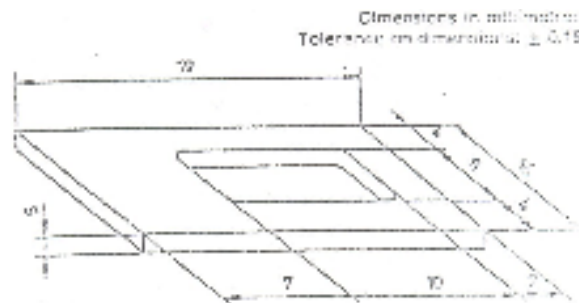
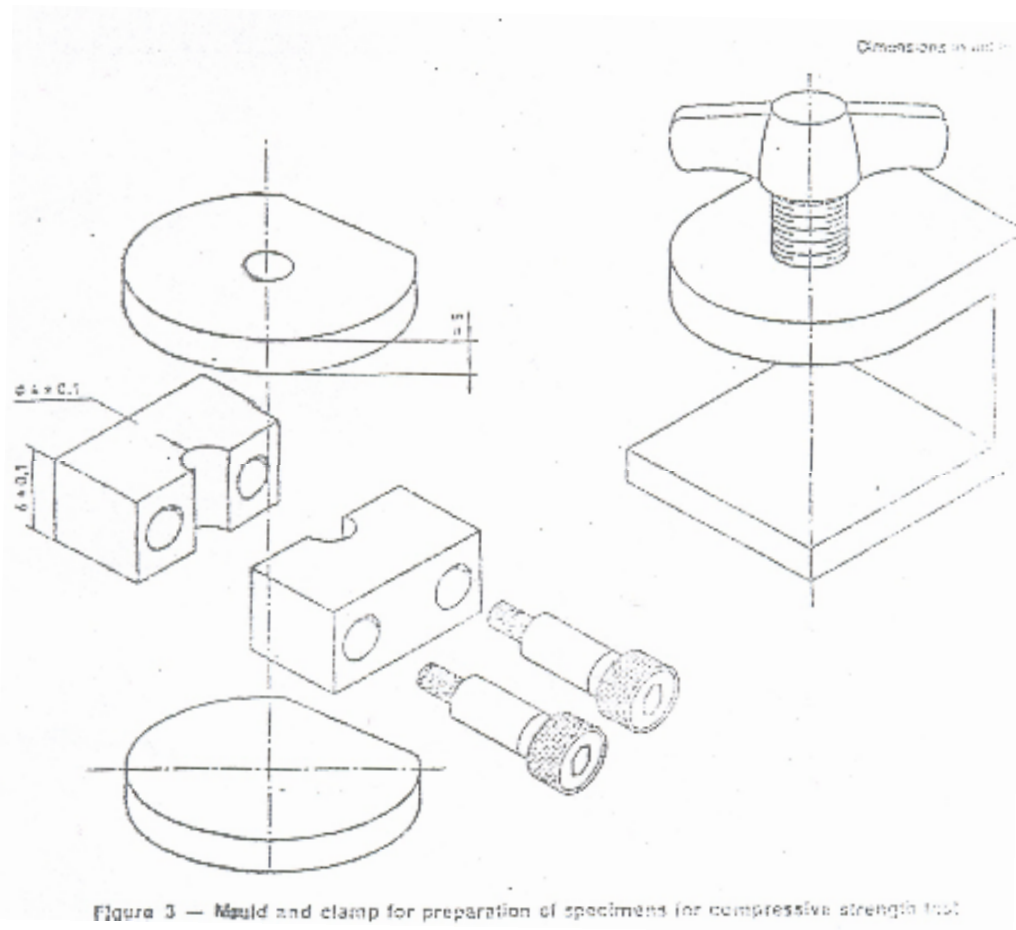


Figure 1 — Loading device for use in film thickness test



NOTE — internal corners may be rounded

Figure 2 — Mould for preparation of specimens for determination of net setting time



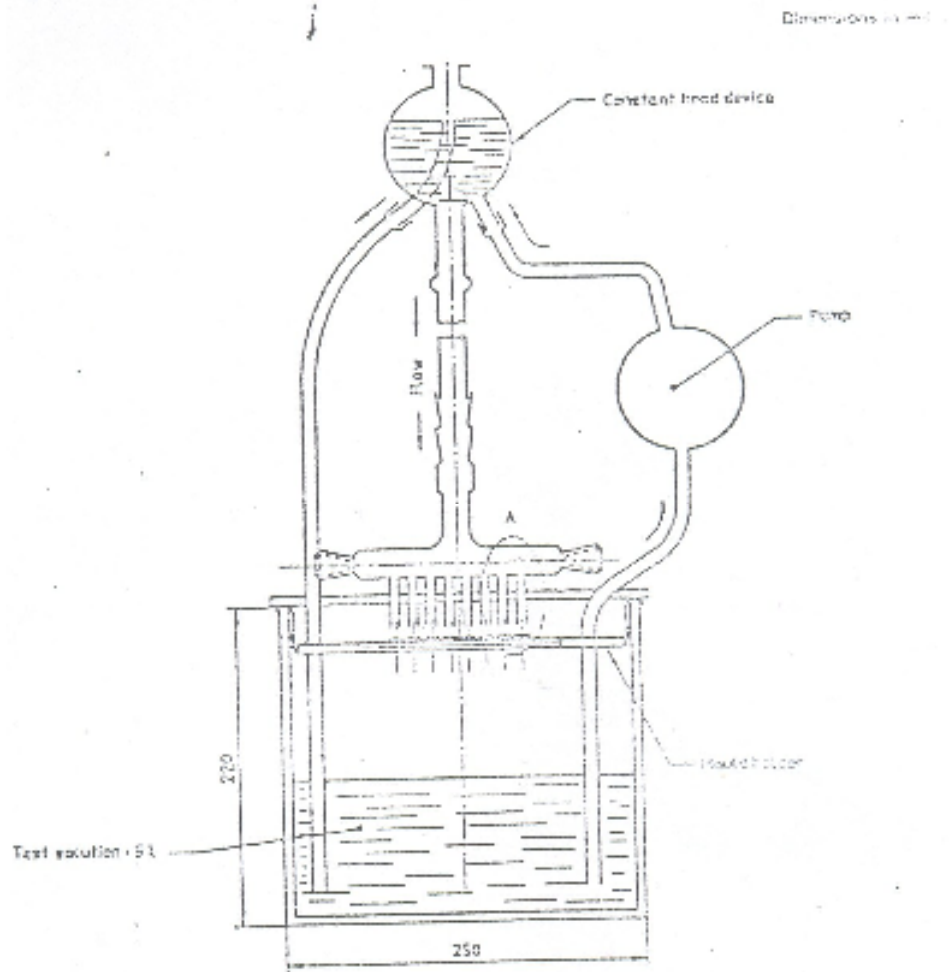


Figure 4 — Erosion apparatus — General view

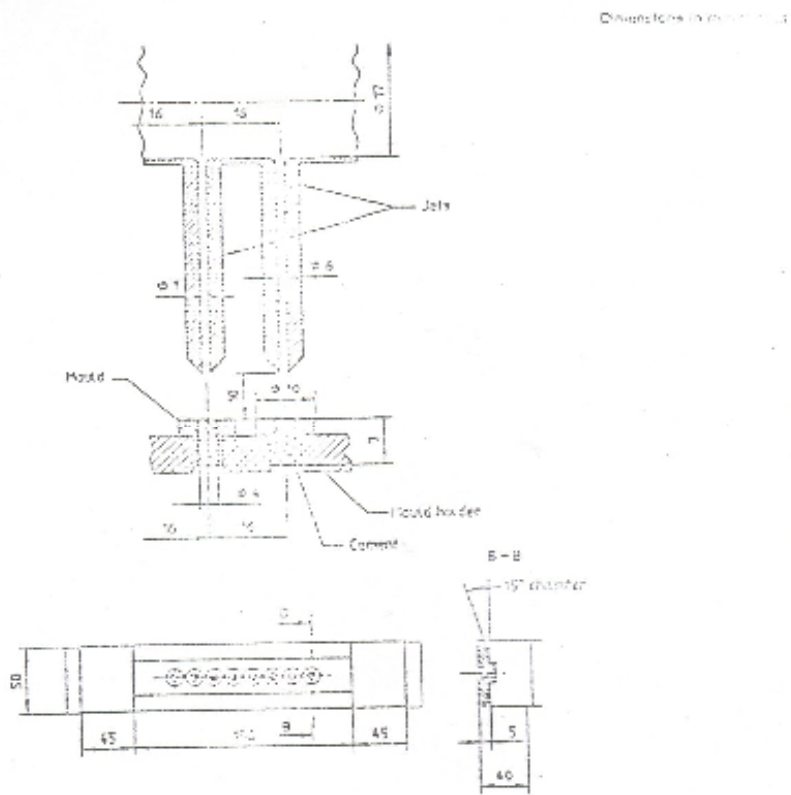


Figure 5 - Erosion apparatus - Detail of jets and mould holder

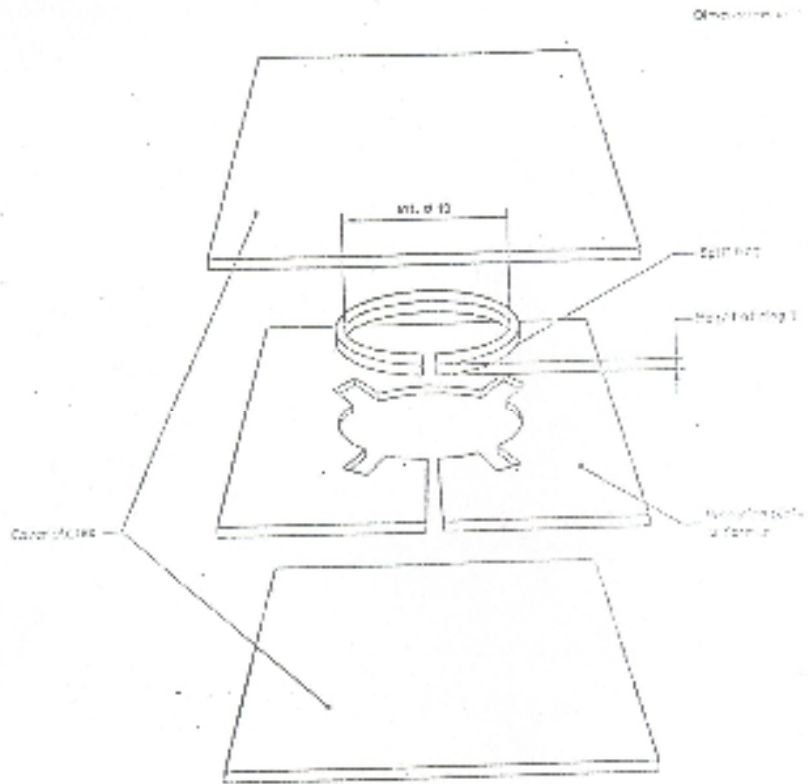


Figure 6 — Mold for preparation of specimens for optical and color test



*“los logros más importantes no se miden sólo por los resultados,
sino por el esfuerzo que ponemos en realizarlos”*

