

ESTADO DEL ARTE DE LOS CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO

ESTEFANÍA ARDILA GAMBOA

HANSEL GIOVANNY ROCA PEREZ

AGNNY KARINA VIVAS GARIA

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO

PROSTODONCIA

2016-2

ESTADO DEL ARTE DE LOS CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO

STATE OF THE ART OF GLASS IONOMER CEMENTS

Ardila E, Roca H, Vivas K*

Lara C**

Parra D***

RESUMEN

OBJETIVO: Describir como ha sido la evolución de los cementos de ionómero de vidrio (CIV).

MÉTODOS: Se realizó una revisión de literatura de documentos encontrados en las bases de datos: Sciencedirect, EBSCO y PubMed. Dentro de la búsqueda en las bases de datos se filtraron los artículos por periodos de 1938-1970 (Pasado), 1970-2000 (Presente) y 2001-actualidad (Futuro). Para evaluar la estructura y calidad de la evidencia se utilizó la plantilla Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN) y así poder establecer los grados de recomendación.

RESULTADOS: Los resultados según las estrategias de búsqueda fueron 6.208 artículos. El total de resúmenes seleccionados según los criterios de inclusión y exclusión fueron 417. Fueron elegidos y recuperados 169 artículos texto completo. Después de una nueva evaluación, 96 artículos fueron excluidos por no cumplir con los criterios y ser artículos repetidos. Por lo tanto 73 artículos fueron incluidos, 61 estudios experimentales, 11 revisiones de literatura y 1 revisión sistemática que cumplían con los criterios y contenían datos e información precisa y adecuada.

CONCLUSIÓN: El desarrollo a futuro de los CIV probablemente aporte mejoras en la resistencia a la fractura y el desgaste, así como también en las propiedades estéticas. Estas mejoras permitirán que el material aumente su longevidad en situaciones de carga, permitiendo así que el material se convierta en una alternativa viable a otras restauraciones. Otras de las nuevas características hacia la cual se enfocaran los estudios de desarrollo de este material dental, será la optimización de las propiedades biomimética, biomineralizantes o antimicrobianas para proporcionar CIV de nueva generación.

Palabras clave: Cement, Glass Ionomer; Polyalkenoate Cement; Glass Polyalkenoate Cements; Glass Ionomer Cement; Cement Glass-Ionomer; Silicate Cement; Polycarboxylate Cement; Tricalcium Silicate.

ABSTRACT

OBJECTIVE: Describe the evolution of glass ionomer cements (GIC) through time.

METHODOLOGY: A literature review was gone based on documents found in the following databases: Sciencedirect, EBSCO and PubMed. Within the search in data bases, articles were screened by periods of 1938-1970 (past), 1970-2000 (present) and 2001-currently (future). To evaluate the structure and quality of the evidence a Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN) template was used in order to establish the recommendation degrees.

RESULTS: The results according to the search strategies were 6.208 articles. The total of summaries that were selected following the inclusion and exclusion criteria was 417. 169 full context articles were selected and recovered. After a new assessment, 96 articles were excluded as were not meeting the inclusion criteria, due to repeated information. Therefore, 73 articles were included, 61 experimental studies, 11 literature reviews and 1 systematic revision that met the criteria and had precise and appropriate data and information.

CONCLUSION: The future development of the GIC will probably provide improvements in fracture and wear resistance as well as in aesthetic properties. These improvements will allow the material to increase its longevity under load situations, allowing the material to become a viable alternative to other restorations. Other new features that will focus on the development of this dental material will be the optimization of the biomimetic, biomineralizing or antimicrobial properties to provide new generation GIC.

Key words: Cement, Glass Ionomer; Polyalkenoate Cement; Glass Polyalkenoate Cements; Glass Ionomer Cement; Cement Glass-Ionomer; Silicate Cement; Polycarboxylate Cement; Tricalcium Silicate.

*Odontóloga (o), Estudiante postgrado de prostodoncia, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC, Bogotá

** Odontóloga, Especialista en prostodoncia – Docente postgrado de prostodoncia, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC, Bogotá

*** Odontóloga, Especialista en epidemiología

INTRODUCCIÓN

Un material restaurativo ideal debe tener propiedades físicas y químicas similares a los tejidos dentales; debe adherirse al esmalte y a la dentina, resistir la degradación en la cavidad oral y además restaurar la función y apariencia de los dientes que han perdido estructura por caries o por trauma con la mayor estética posible. Este objetivo se alcanzó con los cementos de ionómero de vidrio (CIV). La composición de estos cementos ha evolucionado significativamente desde que un grupo de odontólogos e investigadores iniciaran estudios para crear un nuevo material de restauración, el cual tuviera propiedades térmicas, mecánicas y ópticas comparables a las de la estructura dental.^(1,2,3)

Los CIV fueron introducidos en la odontología por primera vez por Wilson y Kent en 1972 en el intento de mejorar las propiedades de los cementos de silicato y de policarboxilato que ya estaban disponibles y que habían dado como resultado a la primera familia de cementos de adhesión dental, pero cuyas características de fraguado no eran convenientes.^(1,3)

Los principales avances se dieron al incorporar poliácidos más reactivos como los copolímeros de acrílico, el ácido maléico y con la sinterización de metales al vidrio, para crear los llamados “cermets”. Los cambios más actuales apuntan a mejorar los ionómeros de vidrio mediante la optimización de la concentración y peso molecular del poliácido, así como la distribución y tamaño de las partículas de vidrio.⁽³⁾

La composición típica de este cemento consta de una preparación a partir de una solución acuosa de ácido polialquénico, ya sea ácido poliacrílico o copolímero de ácido acrílico/maléico, que reacciona con un componente básico de vidrio en polvo. Este vidrio suele ser un fluoro-aluminosilicato de calcio, aunque también están disponibles y son usados vidrios a base de estroncio.⁽³⁾

En la clínica, el polvo y el líquido se mezclan para formar una pasta rígida, la cual se endurece gradualmente mediante una reacción ácido-base. Esto tiene lugar en un corto período de tiempo, entre 2-5 minutos después de la mezcla.⁽³⁾

Dentro de las aplicaciones clínicas de los CIV están: el tratamiento de abfracciones y lesiones erosivas, restauración de cavidades clase I y II, cavidades de dentición decidua y sellante de fosas y fisuras entre otras.⁽²⁾

Es mucha la literatura enfocada a revisar el estado actual de los CIV y describir el posible futuro de materiales bioactivos que no solo reemplacen tejido dental sino que estimulen respuestas biológicas de tipo reparativo.

La rapidez con que evolucionan los CIV sugieren un cambio constante del estado del arte definido como “El nivel de desarrollo (de un dispositivo, procedimiento, proceso, técnica o ciencia) alcanzado en un momento determinado, como resultado de métodos modernos” (Merriam Webster dictionary). El estado del arte comprende todo lo puesto a disposición del público por medio de una descripción escrita, todo cuanto se ha dicho, escrito o aplicado; por ende está en un flujo constante.⁽⁴⁾

La descripción de un estado del arte acerca de los CIV requiere que se discuta en él la composición de los materiales actuales y el potencial desarrollo, propiedades y limitaciones de los productos disponibles actualmente en el mercado y las consideraciones de importancia para su uso clínico.

Con la presente revisión de literatura se busca ofrecer al lector una perspectiva histórica del pasado, presente y futuro de los CIV y que sirva como marco de referencia del estado del arte de este material dental.

MÉTODOS

Se realizó una revisión de literatura de documentos encontrados en las bases de datos: Scienccdirect, EBSCO y PubMed.

Las palabras claves usadas para la búsqueda de los artículos fueron: Cement, Glass Ionomer; Polyalkenoate Cement; Glass Polyalkenoate Cements; Glass Ionomer Cement; Cement Glass-Ionomer; Silicate Cement; Polycarboxylate Cement; Tricalcium Silicate.

Las estrategias de búsqueda se realizaron en combinaciones con las palabras claves de la siguiente forma: *Silicate cement NOT Polycarboxylate cement; Polycarboxylate cement NOT Silicate cement; Polyalkenoate cement AND Glass polyalkenoate; Polyalkenoate cement OR Glass polyalkenoate; Cement glass ionomer AND polyalkenoate cement; Tricalcium silicate NOT glass ionomer cement NOT silicate cement.*

Dentro de la búsqueda en las bases de datos se filtraron los artículos por periodos de 1938-1970 (Pasado), 1970-2000 (Presente) y 2001-actualidad (Futuro).

Se incluyeron artículos entre el año de 1930 hasta el presente que contengan los términos MeSH y textos cuyos tipos de estudio sean analíticos, experimentales y revisiones de literatura.

Se excluyeron artículos que estuvieran escritos en otro idioma diferente al inglés y al español, artículos que hablen de otro tipo de material, textos acerca de los cementos de ionómero de vidrio, cementos antecesores y sucesores que sean estudios serie de casos o reportes de casos.

Para evaluar la estructura y calidad de la evidencia se utilizó la plantilla Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN) y así poder establecer los grados de recomendación.

Los criterios que se tuvieron en cuenta para la evaluación de cada estudio fueron: Autor, año, objetivo del estudio, población, variables, resultados y conclusiones; y para incluir dentro de la revisión: cementos antecesores y sucesores de los ionómeros, donde se tuvo en cuenta: composición, propiedades físicas y químicas, usos, ventajas, desventajas y las razones por las cuales se dio su desuso en el caso de cementos antecesores.

RESULTADOS

Resultados de la búsqueda

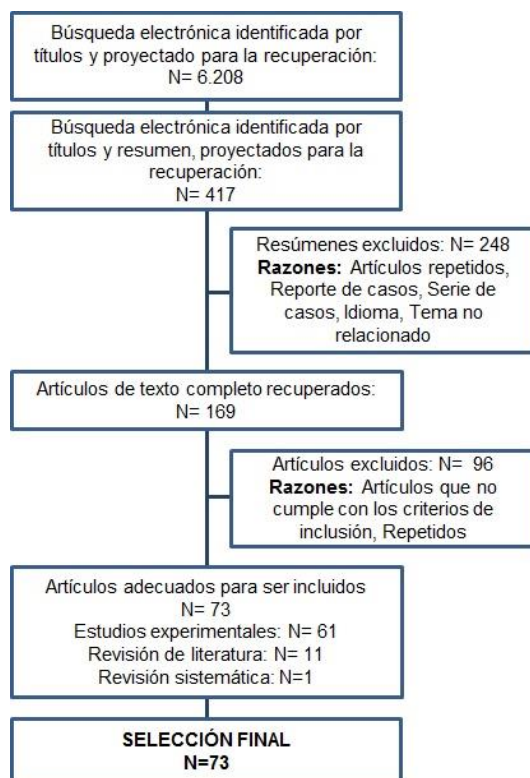
Los resultados según las estrategias de búsqueda fueron 6.208 artículos. El total de resúmenes seleccionados según los criterios de inclusión y exclusión fueron 417. (Tabla 1)

TABLA 1. Resultados de la estrategia de búsqueda

Base de datos	Resúmenes encontrados	Resúmenes seleccionados
PubMed	2.174	91
Ebsco	1.962	144
Science Direct	2.072	182
TOTAL	6.208	417

Estos artículos fueron obtenidos de las bases de datos seleccionadas para la búsqueda. Fueron elegidos y recuperados 169 artículos texto completo. Después de una nueva evaluación, 96 artículos fueron excluidos por no cumplir con los criterios de inclusión, artículos repetidos. Por lo tanto 73 artículos fueron incluidos, 61 estudios experimentales, 11 revisiones de literatura y 1 revisión sistemática que cumplían con los criterios y contenían datos e información precisa y adecuada. (Figura 1)

FIGURA 1. Diagrama de flujo de la elegibilidad de los estudios.

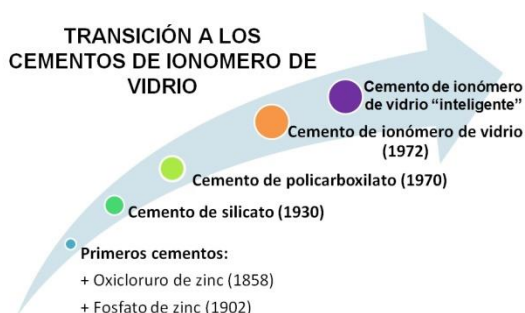


Se aplicaron los criterios para la valoración de niveles de evidencia SIGN. Obteniendo 1+ (1 artículo), 1++ (1 artículo), 2- (15 artículos), 2+ (35 artículos), 2++ (21 artículos).

Historia y antecedentes de los cementos de ionómero de vidrio (PASADO)

Es importante saber cuál fue el inicio de los CIV y conocer los cambios que han tenido a través del tiempo, reconociendo los cementos que fueron antecesores a estos (Figura 2).

FIGURA 2. Una perspectiva de la transición de los cementos de ionómero de vidrio.



Desde hace más de cien años, los cementos dentales han estado disponibles para la práctica odontológica, en sus comienzos no se parecían por completo a la apariencia dental pero por lo menos eran blancos y esto los hacía un poco más estéticos que el oro y/o las amalgamas. El primero de estos cementos fue el oxidocloruro de zinc inventado por Sorel en 1855. Era preparado mediante la reacción de polvo de óxido de zinc con soluciones acuosas de cloruro de zinc. La concentración de cloruro de zinc era bastante alta, entre 40 a 50%, de modo que la reacción de óxido de zinc era rápida llevando a la formación de una masa sólida parecida a la cerámica, de fuerza razonable e insoluble a los fluidos de la cavidad oral. Este cemento fue introducido en 1858, pero debido a su difícil manipulación y estar sujeto a la erosión intraoral, generó que su rendimiento clínico fuera pobre, por lo que no tuvo éxito.⁽⁵⁾

Posteriormente se introdujo el cemento de fosfato de zinc, que fue inventado alrededor de 1878 por Pierce. En su primera formulación, no fue particularmente exitoso, pero fue reformulado por Fleck en 1902, que introdujo cambios que eran necesarios con el fin de reducir la reacción de fraguado excesivamente potente entre los componentes de óxido de zinc y el ácido fosfórico acuoso. El cemento resultante tenía excelentes propiedades y sigue siendo actualmente utilizado en la odontología clínica, principalmente para la cementación. Este material es fácil de mezclar, formando una pasta de color blanquecino suave y su fraguado es a una velocidad apropiada para dar un sólido fuerte, con buena estabilidad dimensional.⁽⁵⁾

El tercer cemento dentro de este grupo es el cemento de silicato dental. De los tres cementos ya mencionados, fue el que alcanzó el más alto grado de importancia clínica y también fue crítico para el desarrollo del CIV. Aunque tuvo éxito fue un material con deficiencias clínicas. Debido a esto, un pequeño grupo liderado por el Dr. Alan Wilson fue llamado para investigar estos materiales. Cuyo principal trabajo estaba en la comprensión de la configuración y estructura del cemento de silicato.⁽⁶⁾

CEMENTO DE SILICATO

Este cemento al igual que los anteriormente mencionados, es un material de dos componentes. El polvo era formado a base de vidrio de aluminosilicato de calcio, y el líquido era una solución concentrada de ácido fosfórico.⁽⁷⁾

Al igual que el cemento de fosfato de zinc, el cemento de silicato se mejoró considerablemente mediante la inclusión de sales en el componente acuoso del ácido fosfórico, ya que esto reducía la potencia de la reacción de fraguado, dejando pastas para ser mezcladas y posicionadas. Las pastas resultantes de la mezcla eran de color blanquecino y se estabilizaban rápidamente para formar un material sólido, fuerte y con un grado de translucidez (superior a la del cemento de fosfato de zinc), esto hizo adecuado al cemento para hacer restauraciones estéticas en los dientes anteriores. Fue utilizado para este fin hasta la década de 1960. Era considerado como el único

material estético disponible para la práctica odontológica. Una de las ventajas del cemento de silicato dental fue su alta fuerza a la compresión, alrededor de 250 a 300 Mpa a las 24 horas.^(5,7,8)

Hay que admitir que el cemento de silicato ganó por sí mismo un lugar definido en la odontología restauradora. Uno de los desarrollos de este material, fue la inclusión de fluoruro, inicialmente como un fundente para bajar la temperatura de fusión de la mezcla que formaba el vidrio. La presencia del fluoruro no solo bajó la temperatura de fusión del vidrio; sino que también mejoró tanto la fuerza como la translucidez del cemento fraguado.^(5,7,8)

Antes de 1938, todos los vidrios de silicato dental contenían fluoruro. Eran exactamente de fluoro-aluminosilicato de calcio, prácticamente del mismo tipo que los vidrios de los cCIV. Se demostró que el cemento de silicato además de ser resistente y estético, también ofrecía el beneficio terapéutico de liberación de flúor sostenido; lo que con el tiempo creó varios inconvenientes. Esto fue identificado por los primeros trabajadores en este campo, descubriendo que también presentaban porosidad, decoloración, susceptibilidad al ataque ácido (generando erosión) e inestabilidad dimensional. Estos problemas fueron tolerados durante muchos años, pero en 1960, ya no se consideró aceptable. Fue entonces cuando la comisión original del laboratorio químico del gobierno del DSIR fue designado para examinar la estructura y las propiedades del cemento de silicato con el objetivo de determinar si era posible o no una mejora.^(1,6,7,8)

Composición de los cementos de silicato

Anteriormente se mencionó que estaban compuestos por vidrios de silicato, basándose en una estructura $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaF}_2$, con una relación relativamente alta de aluminio-silicato (Al/Si). Esta relación controla la basicidad del vidrio y por lo tanto la capacidad de éste para reaccionar con soluciones ácidas.⁽⁶⁾

El líquido en los cementos de silicato estaban compuesto por soluciones de ácido ortofosfórico (H_3PO_4) en una proporción 48.8%, Aluminio 1.6%, Zinc 6.1% y Oxígeno en 43.4%.^(7,9,10,11)

La óptima concentración del ácido estaba entre el 48 a 55%, aunque se usaron concentraciones más altas dependiendo de las diferentes marcas. El contenido del ácido fosfórico le dio propiedades al cemento de silicato incluyendo la fuerza y la resistencia al ataque ácido. Sin embargo, esto también llevó a dificultades, porque presentaba sensibilidad a la humedad, en atmósferas menos húmedas el líquido ácido perdía agua y aumentaba la concentración del ácido.^(9,11,12)

El polvo era generalmente aluminosilicato complejo con contenido de calcio, sodio, fluoruros, fosfatos y, a veces zinc y berilio, como constituyentes principales. El Hierro, magnesio, manganeso, níquel, plomo, cobre, litio y estroncio estaban a menudo presentes como constituyentes menores. Sin embargo, estos elementos por lo general se pueden atribuir a la utilización de productos químicos impuros en la composición del polvo. El arsénico estaba presente, pero en proporciones pequeñas y en una forma insoluble tan estable que parece ser muy poco probable que el contenido de arsénico sea un factor contribuyente a la necrosis pulpar que se daba en un inicio.^(7,8,13)

Reacción de endurecimiento

Un paso crítico en el desarrollo del CIV fue la comprensión de la reacción de fraguado del cemento de silicato, que se logró por Wilson y Colaboradores (1968). En primera instancia el cemento de silicato se formó debido a la precipitación de iones (aluminio, zinc, fosfato de calcio) en conjunto con la fase gel del silicato durante el fraguado.^(14,15,16,17)

Un estudio cuidadoso de los resultados obtenidos por Wilson lleva a la conclusión que la reacción de fraguado de los cementos de silicato se lleva a cabo de la siguiente manera. A medida que el polvo y el líquido se mezclan, la reacción inicia con el ataque a las partículas básicas del vidrio por los iones de hidrógeno del ácido fosfórico. Esto provoca la migración de iones de aluminio, calcio y sodio de la matriz. También los iones de fluoruro se liberan en la matriz en esta etapa.^(9,13,18,19)

Los iones metálicos migran hacia la fase de la matriz, el ácido ionizado forma sales metálicas basadas en las especies aniónicas de Ácido fosfórico. Mientras esto sucede el pH de la matriz se neutraliza y la reacción cesa gradualmente. Los productos formados son sustancias insolubles y rígidas, y por lo tanto su formación hace que el cemento fragüe a un cuerpo indeformable sólido. Wilson y Col. hacen referencia a este proceso como “Precipitación”. Toda el agua originalmente presente en la solución de ácido se incorpora en el cemento final. Su resultado mostró que el endurecimiento alcanzó el 65% dentro de los primeros 30 minutos y cesó después de aproximadamente 72 horas.^(18,20,21)

Propiedades físicas

Las propiedades físicas del cemento de silicato varían dependiendo de la relación polvo/líquido, se habló que los mejores cementos se mezclaban a altas relaciones, hasta 4 g/cm³. La mezcla es hecha por la incorporación gradual del polvo, a fin de minimizar el efecto de exotermia generada por la reacción entre los componentes del cemento.⁽⁷⁾

Wilson y Kent en 1970 consideraron cómo las variaciones en la relación ácido fosfórico/agua afectaban el tiempo de fraguado, la resistencia compresiva y la resistencia al ataque ácido y a la degradación por agua. Encontraron que no hay una concentración en particular que optimice las propiedades. Cuando se aumenta el contenido de agua durante la mezcla, se obtenía un cemento más débil pero más resistente a los ácidos. Un alto contenido de ácido fosfórico resultaba en cementos más solubles en medios acuosos y por lo tanto menos resistentes; si hay una deficiencia de agua, se inhibe la reacción y se prolonga el tiempo de fraguado. Si el líquido utilizado tiene una baja concentración de ácido fosfórico el fosfato disponible sería insuficiente para una unión adecuada.^(22,23)

Las propiedades del cemento resultante se muestran en la tabla 2. Los valores de la fuerza están citados a las 24 horas, pero todos ellos siguen aumentando durante al menos un año después de la mezcla.^(7,8,24)

El problema del cemento de silicato fue que el rango de funcionamiento óptimo era relativamente estrecho. Esta falta de fiabilidad fue la que le dio al cemento su reputación como un material insatisfactorio y dejó la puerta abierta para el desarrollo de un material mucho menos sensible.

TABLA 2. Propiedades del cemento de silicato dental

PROPIEDAD	VALOR
Relación polvo/líquido	2.70-4.02
Tiempo de trabajo (23°C), min	3.6
Tiempo de endurecimiento (37°C), min	3.25-7.0
Fuerza compresiva (24 h), Mpa	68.5-255
Fuerza flexural (24h,) Mpa	24.5
Fuerza tensil (24 h), Mpa	13.6
Solubilidad/Fuerza de desintegración (24 h), %	0.24-0.38

CEMENTO DE POLICARBOXILATO DE ZINC

El desarrollo del cemento de policarboxilato de zinc fue también un paso importante en la introducción del CIV.

Este cemento fue descrito por primera vez por Smith en 1968, fue preparado a partir de la reacción de un polvo de óxido de zinc y un líquido que es esencialmente una solución acuosa de ácido poliacrílico.^(6,25,26,27)

Este cemento fue inventado como resultado de una investigación a cargo de Smith sobre los factores que pueden causar adhesión a la superficie del diente, y el trabajo se llevó a cabo con el fin de producir un material que pudiera actuar como agente cementante a la estructura del diente.⁽²⁷⁾

Smith en 1971 afirmó que estos materiales se desarrollaron como un cemento enteramente novedoso con propiedades de resistencia comparables al cemento de fosfato, además de contener una baja irritación en comparación con los cementos a base de eugenol y con una adhesión mejorada al sustrato dental en condiciones adecuadas. El cemento de policarboxilato de zinc se catalogó como el primer material dental adhesivo y, como tal, representó un avance importante en la odontología restaurativa.^(6,,26,27)

Varios estudios experimentales (Mortimer y Tranter en 1969 y Williamns y Smith en 1971), demostraron que la resistencia a la tracción del cemento de policarboxilato de zinc era similar o mayor a la del fosfato de zinc, sin embargo, Grieve en 1969 demostró que no era igual para la resistencia compresiva, lo cual era mayor para los cementos de fosfato de zinc.⁽¹⁰⁾

Una de las invenciones de este cemento era el uso de soluciones acuosas de ácido poliacrílico como líquido conformador del cemento. Las concentraciones eran relativamente altas, estaban entre 30 – 43%, lo que significa que el líquido tenía una viscosidad razonablemente alta. Aunque el ácido poliacrílico era el principal polímero utilizado en estos cementos, se propusieron rápidamente otros polímeros, incluyendo copolímeros de ácido itacónico o maléico.^(1,5,6,26,27)

En el estudio de Bertenshaw y Combe en 1972, encontraron que los polímeros de alta masa molecular conducían a cementos de alta resistencia; sin embargo la alta viscosidad del líquido hacía difícil la mezcla del cemento. Por lo tanto se presentaron líquidos con masa molecular lo suficientemente baja como para permitir una mezcla satisfactoria y suficientemente alta para una resistencia útil.^(25,27)

El compuesto del polvo se compone de óxido de zinc puro en un 85.2 – 96.8%, óxido de magnesio 4.73 – 10.06% y soluciones de ácido poliacrílico en un 32.4 – 42.9%.^(24,27)

Es necesaria la desactivación del polvo de óxido de zinc, lo cual, al igual que el fosfato de zinc se realiza por sinterización, proceso que da como resultado un polvo amarillo pálido ligeramente pobre en oxígeno.^(24,27)

Se ha demostrado que la forma en que se formulan los cementos de policarboxilato de zinc influye en las propiedades del cemento, incluyendo los tiempos de trabajo y de endurecimiento y la resistencia que adquiere al ser posicionado. Los factores que afectan a las propiedades son la relación polvo/líquido, composición del polvo, la masa molecular de los componentes y el tipo de ácido polimérico y su concentración dentro del líquido conformador del cemento. Las propiedades de estos cementos se muestran en la tabla 3.^(23,26)

La reacción de endurecimiento ocurre razonablemente rápido. Una mezcla típica alcanza su máxima resistencia a las 24 horas, después de las cuales muestra poco o ningún cambio en los periodos de tiempo subsiguientes.

TABLA 3. Propiedades del cemento de

policarboxilato de zinc

PROPIEDAD	VALOR
Tiempo de trabajo (23°C), min	2-5
Tiempo de endurecimiento (37°C), min	3-12
Fuerza compresiva (24 h), Mpa	48-80
Fuerza tensil (24 h), Mpa	4.8-15.5
Adhesión al esmalte (tensil, 24h), Mpa	4.1-6.9
Adhesión al dentina (tensil, 24h), Mpa	2.2-5.1

El cemento de policarboxilato de zinc sigue siendo un material útil para la odontología clínica, con aplicaciones como bases intermedias y cementantes, al ser resistentes a la unión del esmalte y dentina. En general este cemento al no ser irritante parece tener efectos leves sobre la pulpa y los tejidos periodontales.⁽²⁷⁾

Introducción a los cementos de ionómero de vidrio (PRESENTE)

Es importante comprender la naturaleza de la introducción del CIV. Éste no consistía simplemente en la mezcla de polvo de vidrio del cemento de silicato con la solución de ácido poliacrílico del cemento de policarboxilato de zinc y dar como resultado un cemento exitoso.⁽⁶⁾

La iniciativa del CIV no era, de hecho, un solo acto, sino más bien una serie de pasos innovadores. Un paso clave fue el hallazgo que la relación alúmina/sílice del vidrio controlaba la basicidad resultante y por lo tanto creaba la disponibilidad de la reacción de un polvo de vidrio con una solución ácida. Esto indicaba el camino hacia el primer vidrio exitoso para un CIV, uno con suficiente basicidad para reaccionar con el ácido poliacrílico acuoso. El control de la relación alúmina/sílice permitió que los cristales se situaran mucho más rápido que la mezcla de vidrio-ácido poliacrílico original, donde el vidrio tenía una basicidad relativamente baja. Estas mezclas mejoradas no sólo se establecen más rápidamente; También eran hidrolíticamente estables cuando se ubican en agua.⁽²⁷⁾

El primer vidrio para dar cementos moderadamente satisfactorios se denominó G200, éste vidrio contenía alúmina y sílice en la proporción apropiada para dar una alta basicidad. También era alto en fluoruro. Su composición se da en la Tabla 4. El cemento resultante era conocido como ASPA I, siendo el término ASPA el acrónimo de ácido poliacrílico de aluminosilicato. ASPA fue también la marca del primer cemento comercial de ionómero de vidrio, lanzado en 1975. La forma original del ASPA I era a partir del 50% de ácido poliacrílico y un vidrio de aluminosilicato. Este cemento tenía 3 desventajas principales: la velocidad de adhesión, las reacciones de fraguado tempranas y la solución del ácido poliacrílico se gelificaba lentamente.^(2,28,31)

TABLA 4. Composición del vidrio G200

COMPONENTE	% en masa
SiO ₂ (Óxido de sílice)	30.1
Al ₂ O ₃ (Óxido de alúmina)	19.9
AlF ₃ (Fluoruro de aluminio)	2.6
CaF ₂ (Fluoruro de calcio)	34.5
NaF (Fluoruro de sodio)	3.7
AlPO ₄ (Fosfato de aluminio)	10

La siguiente etapa fue crear un CIV satisfactorio, donde se dio el descubrimiento del efecto positivo del ácido tartárico sobre la reacción de fraguado, se encontró que las características de trabajo y de fraguado mejoraron notablemente. Este descubrimiento surgió de una consideración de la naturaleza del vidrio G200. Fue excepcionalmente alta en fluoruro. Wilson y su equipo infirieron que los iones fluoruro desempeñan un papel importante en el control de la reacción de fraguado, sugiriendo en particular que interactuaban con los iones de aluminio liberados del vidrio y así previniendo cruces prematuros a las cadenas poliméricas del ácido poliacrílico. Esto se postuló debido a la alta afinidad del aluminio por los iones de fluoruro, que se había propuesto en el fraguado de los cementos de silicato.^(2,3,5,6,32)

Disminuir la reacción del aluminio a través de la quelación parecía ser un camino a seguir. El método establecido para prevenir la precipitación prematura del aluminio como fosfato era incluir cualquier ácido cítrico o ácido tartárico, ambos conocidos por formar iones complejos solubles en agua con el catión del Aluminio (Al³⁺). Estos dos ácidos se examinaron por tanto como aditivos potenciales en el CIV.⁽⁸⁾

Los resultados fueron sorprendentes, especialmente con el ácido tartárico. Los cementos resultantes tuvieron características de trabajo y de fraguado mejoradas notablemente. Los cementos también habían mejorado la resistencia a la compresión y eran más resistentes al ataque ácido. La nueva formulación se denominó ASPA II, y puede considerarse como el primer CIV realmente práctico.^(30,31,32)

Las indicaciones clínicas fueron favorables. La vida útil del líquido permaneció limitada, variando de aproximadamente 10 a 30 semanas dependiendo del lote. Las razones de este comportamiento fueron desconocidas. Sin embargo, la presencia de impurezas tales como peróxidos orgánicos pudo ser la causa de la inestabilidad.⁽³²⁾

Se realizaron dos aproximaciones para resolver este problema. En la primera se encontró que el líquido se estabilizaba mediante la adición de metanol dentro de algunos grupos de ácido carboxílico, reduciendo así la incidencia de enlaces de hidrógeno. En esta forma el cemento fue designado ASPA III. Sin embargo demostró ciertas desventajas y tubo tendencia a ser más débil que las otras formas, posiblemente debido a la reducción en el número de grupo ácido carboxílico. Por esta razón, se realizó un nuevo enfoque preparando un copolímero de ácido polialquenóico (ácido poliacrílico y ácido itacónico), para impedir la agregación causada por enlaces de hidrógeno. Esta solución de ácido tiene una vida útil aparentemente indefinida. Este líquido, con una adición de ácido tartárico, forma la base del ASPA IV. En cada forma de ASPA el componente de vidrio se mantuvo sin cambios. (Tabla 5)^(30,31,32)

TABLA 5. Variantes del ASPA

ASPA	Polvo/ Vidrio	Líquido	
		Poliácido	Co-monómero
ASPA I	G 200	Ácido poliacrílico 50%	—
ASPA II	G 200	Ácido poliacrílico 47.5%	Ácido tartárico 50%
ASPA III	G 200	Ácido poliacrílico 45.2%	Ácido tartárico 4.75% - metanol 5.0%
ASPA IV	G 200	Ácido poliacrílico /itacónico 47.5%	Ácido tartárico 5%

Composición

Como ya se ha mencionado los primeros vidrios para el uso en los CIV eran aluminosilicato de calcio con adición de fluoruro. Aunque se han investigado muchos otros sistemas de vidrio desde los primeros estudios, los vidrios desarrollados por Wilson y Kent siguen siendo la base de todos los CIV usados en la práctica clínica.⁽¹³⁾

El fluoruro es un componente esencial en los vidrios. Este elemento tiene varias funciones dentro del vidrio. Reduce la temperatura de fusión, mejora el comportamiento de trabajo de las pastas del cemento recién mezclado impidiendo la gelificación prematura y mejora la resistencia del cemento fijado. Los vidrios que contienen flúor son mucho menos opacos que los óxidos puros, y esto a su vez significa que los cementos preparados a partir de ellos tienen una traslucidez mejorada.^(13,34)

La estructura del G200, descrita anteriormente, el primer vidrio de ionómero exitoso, se informó en 1979. Aunque difiere algo de los vidrios modernos del CIV en que son bajo en sodio y muy alto en fluoruro, se encontró que G200 mostraba algunas características distintivas que parecen ser típicas de vidrios capaces de formar CIV satisfactorios. Tenían una composición química diferente del resto de vidrios y en particular se encontró que eran más ricos en calcio.^(28,31)

Por otra parte, el ácido polimérico original usado en los CIV era el ácido poliacrílico. Todavía es el ácido más utilizado, aunque se estudiaron una variedad de otros polímeros. El ácido poliacrílico fue, por supuesto, el polímero utilizado en los cementos de policarboxilatos de zinc y, por tanto, fue la elección natural cuando se desarrollaron los CIV.^(11,21)

La solución del ácido polimérico se usa a concentraciones relativamente altas, típicamente en el intervalo de 40-50%.⁽²⁹⁾

Este ácido es un ejemplo de las sustancias llamadas polielectrolitos. Son sustancias que combinan las características de ser tanto polímeros como electrolitos. Los polielectrolitos utilizados para preparar los CIV son el ácido polialquenoico. Esto fue reconocido hace muchos años en la nomenclatura acordada por la Organización de Normalización (ISO) para estos materiales, donde el nombre formal es el cemento de polialquenoato de vidrio.^(2,33,35)

Se realizaron diferentes estudios con múltiples sustancias para encontrar un aditivo quelable exitoso. Se encontró que los CIV que contenían ácido tartárico eran más fuertes que aquellos sin aditivos. Esto llevó a la sugerencia de que estos cementos contienen puentes específicos complejos que añaden resistencia a la matriz establecida. Sin embargo, esto descuida el efecto probable de la menor viscosidad del cemento en la mezcla. Una pasta de menor viscosidad sería más fácil de manipular, humedecería mejor el polvo de vidrio y tendría menos probabilidades de atrapar aire durante la mezcla, reduciendo así el desarrollo de poros dentro del material. Todos estos efectos mejorarían la homogeneidad del cemento mixto, reducirían las fallas y, en consecuencia, aumentarían la resistencia.^(31,32,36,37)

Los CIV presentan dos categorías principales que son esencialmente: convencionales y modificados con resina; La única diferencia es que ésta última contiene una resina polimerizable. Se acepta generalmente que los modificados con resina tienen una tenacidad más alta y una estética mejorada en comparación con los convencionales.^(33,39)

Tradicionalmente, los CIV se han clasificado en base a la publicación de Wilson y McLean (1988). Ésta clasificación se centraba en la viscosidad del material y por lo tanto en sus usos clínicos. En el 2009, Mount et al. Propusieron una clasificación de materiales restauradores directos. Se hizo énfasis en el hecho que los materiales basados en ionómero de vidrio deben tener una reacción de fijación ácido-base distinta que también incorpora una reacción de intercambio iónico con la estructura de diente.^(38,39)

La clasificación generalmente aceptada para los CIV se describe a continuación:

TIPO 1: Materiales de cementación

Estos materiales se utilizan para la cementación de restauraciones indirectas incluyendo coronas, prótesis fijas y brackets ortodónticos. Se encuentran como materiales convencionales o modificados con resina. Los materiales modificados con resina pueden conseguir como sistemas separados de polvo y líquido, materiales encapsulados o incluso hoy en día en sistema de pasta/pasta (sólo para los materiales modificados con resina). Los cementos para cementación son capaces de conseguir un espesor de película fina de 20 µm. La relación polvo / líquido puede ser del orden de 1,7:1 o aumentada hasta 3,8:1 cuando el ácido ha sido deshidratado para formar un polvo.⁽³⁹⁾

El otro material de este grupo se puede denominar CIV modificado con resina adhesivo. Este material sólo estaba disponible a partir de la década de 1990 y ha demostrado ser una alternativa útil para adherir el compuesto de resina a la estructura del diente. El cemento se puede encontrar en forma de polvo/líquido y ser mezclado manualmente o encapsulado. El material mezclado se aplica al diente en una capa fina.⁽³⁹⁾

TIPO 2: Materiales restauradores

Este grupo se clasificó originalmente en materiales “estéticos” y “no estéticos” y convencionales o modificados con resina. Actualmente, todos estos se clasifican como Tipo 2. La relación polvo/líquido varía ligeramente entre los materiales actualmente disponibles que van desde aproximadamente 3.1:1 hasta 3.6:1. Los materiales encapsulados tienden a tener una relación polvo/líquido más alta.⁽³⁹⁾

Los CIV convencionales de relación Polvo/líquido más bajos han sido casi todos sustituidos por los materiales de alta viscosidad o por los modificados con resina que proporcionan mejor estética y una resistencia aceptable. Todos los cementos restauradores son radiopacos.⁽³⁹⁾

TIPO 3: Base o revestimiento

Estos pueden ser cementos convencionales o modificados por resina de autocurado o curados por luz. Los CIV modificados con resina se pueden presentar en forma de pasta/pasta, obteniendo una

mayor aplicabilidad clínica disminuyendo el tiempo de trabajo. Una de la variación de los CIV modificados con resina, ha sido la incorporación de diferentes tamaños de las partículas de resina dentro de sus componentes. Esto se produjo después del resultado exitoso al utilizar partículas muy pequeñas de nanorelleno dentro de sus componentes.⁽⁴⁰⁾

El uso de la nanotecnología fue capaz de mejorar los resultados estéticos sin afectar las propiedades físicas. El debate continúa al preguntarse si este material es un "verdadero CIV", ya que parecería que en estos no se produce una reacción ácido-base común. Sin embargo, se afirma que durante su reacción está presente el ácido policarboxílico, junto con finas partículas de aluminosilicato los cuales contribuyen a completar este proceso.⁽⁴⁰⁾

Dentro de los cementos de CIV convencionales, hay subgrupos; los que contienen menor cantidad de partículas de vidrio reactivas, y aquellos que contienen partículas de vidrio más pequeñas y altamente reactivas, este último grupo puede utilizarse como base intermedia o como material para restauraciones presentando mayor resistencia ante las fuerzas que le son aplicadas. Dentro de este tipo de cementos convencionales se encuentran también, aquellos materiales que han sido modificados por la adición de un metal, como la plata, los cuales se denominan CIV de tipo mixtos.⁽⁴⁰⁾

Este tipo de cementos de base intermedia es utilizado con mayor frecuencia como una fina capa debajo de restauraciones y sirven como aislantes térmicos o para sustituir la dentina ausente.⁽⁴⁰⁾

Ahora existen excepciones a los materiales mencionados. Dentro de estos podemos mencionar los cementos selladores de fosas y fisuras, presentando una disminución en la viscosidad, alta liberación de flúor, y como su nombre lo indica son aplicados para este mismo propósito. Su proporción polvo/Líquido es de 2:1.⁽⁴¹⁾

Liberación de flúor

La capacidad de los cementos de ionómero de vidrio para liberar fluoruro se considera clínicamente beneficiosa, y se observó por primera vez en los estudios pioneros de Wilson y sus colaboradores.⁽³⁴⁾

Estudios iniciales demostraron que estaba acompañado por la liberación de otros iones metálicos, como el sodio y el calcio. También se demostró que la liberación se mantuvo durante periodos de tiempos considerables, inicialmente durante meses, y más tarde durante al menos 5 años después de la mezcla del cemento.^(28,34)

Reacción de endurecimiento

La reacción de los CIV es a través del ataque ácido al vidrio. La disolución superficial de las partículas de vidrio libera iones metálicos tales como Calcio, estroncio y aluminio los cuales se forman con el políácido.⁽⁴²⁾

La porción de carga está constituida por un flúoraluminosilicato de Vidrio que puede variar entre 40 a 75%. La proporción De carga se refiere a las cualidades requeridas por el cemento, ejemplo, los cementos o materiales de baja viscosidad poseen menor contenido de polvo en comparación con los cementos de alta viscosidad los cuales son utilizados para soportar mayores cargas oclusales.⁽⁴³⁾

Entonces el cemento endurecido se convierte en un compuesto que comprende rellenos de vidrio sin reaccionar que están rodeados por un gel de sílice que está incrustado en una matriz compuesta de políácido que es responsable de mantener el cemento en conjunto.⁽⁴⁴⁾

Propiedades físicas

Los CIV son materiales que se adhieren rápidamente a la estructura dental, típicamente en 3-8 min.⁽³⁷⁾

Los valores típicos de las propiedades físicas de los cementos comerciales iniciales se muestran en la Tabla 6.

TABLA 6. Propiedades del cemento del cemento de ionómero de vidrio inicial

PROPIEDAD	VALOR
Tiempo de trabajo (23°C), min	1.3-3.8
Tiempo de endurecimiento (37°C), min	2.75-4.7
Fuerza compresiva (24 h), Mpa	140-195
Fuerza tensil (24 h), Mpa	9.0-19.3
Fuerza flexural (24 h), Mpa	8.9-30.0

Al principio de su evolución, las marcas de los CIV se desarrollaron específicamente como cementos restauradores y como cementos de cementación. Estos últimos se prepararon inicialmente a partir de polvos de vidrio de tamaño de partícula pequeña con el fin de lograr las características de consistencia y flujo requeridos.^(1,2,37,38)

Generalmente, los CIV preparados para cementación tenían resistencias más bajas que los diseñados para restauración. La Organización Internacional de Normalización (ISO) ya había publicado la especificación para ellos en 1986 (Organización Internacional de Normalización, 1986) e incluía el requisito de una resistencia mínima a la compresión de 65 MPa para los CIV de cementación, en comparación con un mínimo de 130 MPa para cementos de restauración. Esto es una consecuencia de la menor relación polvo/líquido usada para los cementos de cementación. Esta menor relación polvo/líquido también ralentiza las reacciones de fraguado, de modo que el principio de la resistencia a la humedad se retrasa. Por consiguiente, se encontró que los CIV para cementación eran más susceptibles a la contaminación temprana por agua que los usados para restauración.^(37,38)

Los CIV se consideran generalmente que tienen una estética razonable, Pero son relativamente inferiores en este aspecto a las resinas compuestas, pero superiores a todos los cementos disponibles para uso en odontología clínica. Esto se deriva principalmente del uso de polvos de vidrio claros u opalescentes en su formulación.^(1,2,38)

Los primeros CIV eran de poco translucidos en comparación con los materiales que se pusieron a disposición más tarde. Sin embargo, se produjo un tipo experimental de cemento de CIV denominado ASPA X, y que tenía una translucidez cercana al diente.^(1,2,38)

Una característica que afectó negativamente a la estética de los CIV desde los primeros días fue que los tonos más oscuros eran menos translúcidos que los tonos más claros. Además, si se dejaba que el cemento recién posicionado entrara en contacto con la humedad, se dañaba la superficie, lo que afectaba negativamente la translucidez. En general, estos problemas significaron que los CIV requirieran una manipulación cuidadosa para optimizar su aparición in vivo, y esto contribuyó a su reputación como materiales exigentes para su uso.^(1,2)

La resistencia

Los cementos de ionómero de vidrio tienden a ser materiales frágiles, y la resistencia final puede ser variable.⁽⁴⁵⁾

La inclusión de resina en el cemento parece mostrar una mayor resistencia, pero ésta propiedad también tiende a hacer que el cemento sea ligeramente de naturaleza más frágil. Esta fragilidad es

una de las principales razones por lo cual los CIV no son adecuados para restauraciones en dientes posteriores.⁽⁴⁵⁾

Durante el endurecimiento, los CIV son sensibles a la pérdida de humedad y a la absorción de agua, generando una deshidratación del cemento que genera fisuras superficiales y una mayor opacidad del mismo. Las consecuencias están encaminadas entonces a generar, una disminución en la resistencia al desgaste y la pérdida de la estética.⁽⁴⁶⁾

La introducción de los CIV modificados con resina ayudó a superar algunos de los problemas iniciales de deshidratación de los cementos convencionales. Sin embargo, los CIV modificados con resina también muestran sensibilidad a la humedad. Por lo tanto, es crítico mantener el equilibrio hídrico dentro de la matriz de todos los cementos, comprometiendo la estética y su posible resistencia.⁽⁴⁶⁾

Los CIV como restaurador definitivo aún tienen limitaciones, sus propiedades estéticas y físicas son inferiores en comparación con las resinas y a pesar de que se disponen de CIV para restaurar diferentes clases de cavidades, la amalgama y sobretodo la resina siguen siendo los materiales de primera elección, la ventaja de los CIV frente a estos materiales es que permiten restaurar conservando una mayor Cantidad de estructura dentaria.⁽⁴⁷⁾

Para mejorar las propiedades de los CIV vidrio, se pueden considerar muchas vías, como por ejemplo nuevos sistemas de relleno de vidrio y adiciones, modificadores y partículas de relleno pre-reaccionadas, la inclusión de partículas esféricas, el refuerzo de fibra de vidrio y el desarrollo de nano partículas, las cuales también tienen efecto sobre la mejora de las propiedades del CIV, tales como tenacidad a la fractura, desgaste y otras propiedades físicas y estéticas. Otro enfoque se centra en el uso de CIV farmacológicos que promuevan la reducción de caries y la biomineralización.⁽⁴⁷⁾

Nuevas perspectivas de los cementos de ionómero de vidrio (FUTURO)

Hoy por hoy, el futuro de los cementos de ionómero de vidrio apunta a la utilización de tecnologías de vehículos de liberación controlada o mecanismos de auto-reparación que permitan mejorar la longevidad y propiedades físicas de estos materiales, tanto desde el punto de vista biológico, como mecánico. Así mismo, los avances contemplan cambios en la presentación comercial de los CIV y en su manipulación clínica, a fin de mejorar propiedades como la resistencia al desgaste y sobretodo la estética.^(48,49)

Cementos de ionómero como una alternativa a la amalgama

Los CIV han cobrado relevancia debido a su habilidad para auto adherirse al diente, por sus propiedades biomiméticas, de remineralización, poder anticariógeno y manipulación relativamente fácil. Entre las similitudes con la amalgama encontramos que ninguno requiere el uso de adhesivo; además el CIV al contener agua, puede ser colocado en la dentina húmeda.^(48,49)

Recientemente se lanzó un CIV de alta viscosidad, condensable y no pegajoso, el cual no requería de acondicionamiento de la cavidad, lo que permitía que fuera colocado directamente en esta, como sucede con las amalgamas. Esto representa los intentos de producir un CIV de alta viscosidad encapsulado como una alternativa frente a las amalgamas para cierto tipo de cavidades dentales.^(50,51)

Avances en el sistema de relleno vítreo

Los rellenos actualmente presentes en los materiales de ionómero de vidrio consisten en partículas de vidrio trituradas. La composición es a base de sílice, alúmina, calcio, estroncio y óxido de zinc. El relleno varía en tamaño dependiendo del fabricante. Se han descrito sistemas de vidrio pre-reaccionados para los CIV, aunque estas partículas generalmente son usadas en sistemas de resina o adhesivos, las fórmulas de ionómero de vidrio podrían beneficiarse de esta tecnología, ya

que permite que una cierta parte de la matriz final consiga la máxima resistencia en un entorno controlado y reproducible ^(52,53,54,55,56).

Tecnología de nano partículas

El uso de nanopartículas mas pequeñas se basa en la premisa de que esto mejora propiedades como el brillo o la resistencia al desgaste. Sin embargo, el agregar nano partículas o nano clústeres a los CIV encapsulados se dificulta mantener una consistencia que permita su uso y al mismo tiempo contar con un contenido de relleno adecuado. La evolución en los sistemas de relleno vista en los materiales de resina podría aplicarse en los CIV y de esta manera conferirle mejores propiedades estéticas, semejando a las resinas ^(57,58).

Partículas esféricas

La incorporación de partículas esféricas permite alterar la relación de volumen del relleno. La adición de partículas de sílice esféricas en los CIV modificados con resina ha demostrado una reducción de la brecha marginal al tiempo que mejora la resistencia compresiva, pensil y flexural ^(59,60).

Refuerzo con fibra de vidrio

Se ha empleado fibra de vidrio reactiva en CIV experimentales para crear ionómeros de vidrio reforzados con fibra (FRGIC), las cuales han demostrado incrementar la resistencia flexural y mejorar la resistencia a la fractura debido a la energía adicional que demanda "halar" las fibras fuera de la superficie fracturada ⁽⁶¹⁾.

Fibras de $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaF}_2\text{-Na}_3\text{AlF}_6$ (430 μm de longitud) han demostrado un incremento significativo en la resistencia a la fractura, a la vez que proveen un considerable aumento en la tasa total de liberación de estrés. Sin embargo, las propiedades estéticas de los FRGIC se ve comprometida, esto en conjunto con la exposición de las fibras debido al desgaste hace su comercialización inviable ⁽⁶²⁾.

Incorporación de portadores poliméricos como relleno

Las partículas poliméricas estan cargadas con moléculas o compuestos activos, diseñados para liberarse o influir en el ambiente circundante de la interfaz de restauración / superficie del diente. Las posibilidades de este tipo de relleno son infinitas cuando se aplican a sistemas CIV, ya que proporcionan nuevos sistemas para liberar a futuro compuestos que no están implicados activamente en la reacción de fraguado de los CIV. Se ha propuesto cargar estas partículas con cloruro de zinc y incorporarlas en adhesivos para inhibir la degradación del colágeno por metaloproteinasas de matriz ⁽⁶³⁾.

Adición de vehículos de liberación controlada al CIV

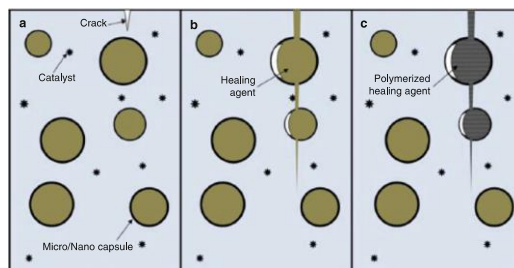
Hay tecnologías que podrían facilitar la liberación controlada de ingredientes activos desde la matriz del CIV. Por ejemplo, se han propuesto partículas microencapsuladas envueltas en membranas semipermeables que se liberen para facilitar la mineralización de los dientes ⁽⁶⁴⁾.

Tecnología de auto-reparacion

Un nuevo tema de investigación que podría aplicarse al futuro de los CIV, implica el estudio de estructuras de "auto-reparacion" polimérica. Esta nueva tecnología permite la reparación automática de defectos tales como grietas, fracturas y otras áreas dañadas, resultado de procesos de fatiga química, térmica o mecánica. Se ha propuesto la incorporación de micro o nano-cápsulas que liberen "agentes de reparación" específicos de la arquitectura del polímero después de la

propagación de una grieta (Figura 3).^(65,66)

FIGURA 3. Agentes de reparación. Tomada de Glass-ionomer in dentistry, 2016



Estas cápsulas estarían en la red polimérica en tamaños que varían de 3 a 800 μm , y podrían contener un sólido, un líquido o un gas que sea material "núcleo", rodeados por una cápsula o material de la envoltura.^(65,66)

Las redes de polímeros interpenetrantes que incorporan polímeros lineales, ejemplo, poli (metacrilato fenil glicidil éter) han mostrado difusión de la fase polimérica lineal en la interfaz de la grieta como una forma de proceso de auto-reparación. Las imágenes SEM de áreas dañadas demuestran claramente que se puede lograr la cicatrización de micro-fisuras en el orden de 20 μm , a partir de la interdifusión y enredamiento de la cadena móvil.⁽⁶⁷⁾

Reducción de Porosidad

Aunque los efectos de los vacíos creados por la incorporación de aire durante la mezcla no se entienden exactamente, se supone que éstos tienen un efecto negativo en la resistencia de los CIV. Un método propuesto para reducir este fenómeno es que ambas partes del ionómero de vidrio sean pastas que puedan mezclarse a mano con una espátula. Sin embargo, esta presentación no es económica y ha caído en desuso, para ser reemplazada por materiales encapsulados.⁽⁶⁸⁾

Mejoras en la Resistencia a la Fractura

La resistencia a la fractura dependen de muchas variables. Se ha demostrado que la modificación de los componentes poliméricos, como CIV que contienen aminoácidos son viables para mejorar dicha propiedad en el cemento final.⁽⁶⁹⁾

Otros nuevos sistemas poliméricos tales como polímeros de poli (ácido acrílico) en forma de estrella de 6 brazos han mostrado también aumentos significativos en tenacidad a la fractura comparada con el CIV modificados con resinas comerciales, similares en valor al material compuesto.⁽⁷⁰⁾

Mejoras en la adhesión a dentina y esmalte

El mecanismo de unión de los CIV de nueva generación ha demostrado la formación de 'tags' de resina. Los estudios que investigan las diferencias entre la dentina acondicionada con solución de ácido fosfórico o ácido poliacrílico ha demostrado que ambos protocolos crean una superficie que permite la formación de dichos tags.^(71,72,73)

Mejoras estéticas

La estética de los CIV es inferior a la de los materiales de resina. Para el futuro de los CIV, las propiedades estéticas son una característica importante ya que los pacientes de la "era post-amalgama" exigen que sus dientes se restauren con materiales más estéticos. La translucencia

inicial y las propiedades ópticas de los CIV modificados con resina son ahora similares a los materiales de resina compuesta. Las propiedades ópticas, como la translucidez y los valores de opacidad, junto con una aproximación más estrecha del color de los tonos a los tonos VitaTM pueden mejorarse para seguir a las resinas compuestas. Los CIV convencionales carecen todavía de propiedades de translucidez de los compuestos modernos, aunque se están introduciendo mejoras ⁽⁷⁴⁾.

Mejoras en Bioremineralización / Biopromoción

Los futuros CIV podrían diseñarse para liberar altos niveles de calcio, fosfato y otras especies iónicas consideradas beneficiosas para ciertas condiciones de las cavidades. Esta liberación podría originarse a partir de (a) sistemas de vidrio involucrados en la reacción de fraguado principal, (b) sistemas de vidrio no involucrados en la reacción de fraguado o (c) otros aditivos (por ejemplo, fosfato de calcio amorfo). ⁽⁷⁵⁾

También se ha añadido fosfato de calcio a dos CIV de baja viscosidad en forma de fosfato de calcio nano-amorfo y ACP-CPP. Aunque los beneficios de estos aditivos aún no han sido probados clínicamente, muestra intentos de utilizar la matriz CIV como un vehículo para suministrar agentes específicos al diente. ⁽⁷⁵⁾

También se han propuesto nanopartículas de nano-hidroxiapatita como aditivos para promover la bioremineralización en CIV y se ha encontrado que aumentan las propiedades del CIV ⁽⁷⁵⁾.

CONCLUSIONES

El desarrollo a futuro de los CIV probablemente aporte mejoras en la resistencia a la fractura y el desgaste, así como también en las propiedades estéticas. Estas mejoras permitirán que el material aumente su longevidad en situaciones de carga, permitiendo así que el material se convierta en una alternativa viable a otras restauraciones. Otras de las nuevas características hacia la cual se enfocarán los estudios de desarrollo de este material dental, será la optimización de las propiedades biomiméticas, biomineralizantes o antimicrobianas para proporcionar CIV de nueva generación.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*, 1998; 19(6): 479-483.
2. Walls AW. Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review. *J Dent*, 1986;14:231-246.
3. Nicholson JW. Adhesion of glass-ionomer cements to teeth: A review. *Int J Adhes*, 2016.
4. Ferracane JL. Resin composite-State of the art. *Dent Mater*, 2011;27:29-38.
5. Wilson AD. The chemistry of dental cements. *Chem Soc Rev*. 1978;7:265-96.
6. Wilson AD. A hard decade's work: steps in the invention of the glass-ionomer cement. *J Dent Res*. 1996;75: 1723-7.
7. Paffenbarger GC, Swaney AC, Schoonover IC, Dickson G. American dental association specification No. 9 for dental silicate cement: First revision. Effective July 1. 1950. *JADA*, 1950; 40:186-193.
8. Paffenbarger GC, Schoonover IC, Souder W. Dental silicate cements: Physical and chemical properties and a specification. *JADA*, 1928; 25:32-87.
9. Wilson AD, Kent BE, Batchelor RF. Dental silicate cements: IV. Phosphoric acid modifiers. *J Dent Res*, 1968; 47(2):233-243.
10. Wilson AD. Dental silicate cements: VII. Alternative liquid cement formers. *J Dent Res*, 1968; 47(6):1133-1136.
11. Kent BE, Lewis BG, Wilson AD. Dental silicate cements: XVI. Crazing, cement properties, and liquid composition. *J Dent Res*, 1971; 50(2):400-404.
12. Wilson AD, Kent BE, Batchelor RF, Scott BG, Lewis BG. Dental silicate cements: XII. The role of water. *J Dent Res*, 1970; 49(2):307-314.

13. Wilson AD, Kent BE. Dental silicate cements: IX. Descomposition of the poder. J Dent Res, 1970; 49(1):7-13.
14. Kent BE, Wilson AD. Dental silicate cements: XV. Effect of particle size of the powder. J Dent Res, 1971; 50(6):1616-1620.
15. Wilson AD, Kent BE. Dental silicate cements: V. Electrical Conductivity. J Dent Res, 1968; 47(3):463-470.
16. Wilson AD, Barchelor RF. Dental silicate cements: III. Environment and durability. J Dent Res, 1968; 47(1):115-120.
17. Wilson AD, Mesley RJ. Dental silicate cements: VI. Infrared studies. J Dent Res, 1968; 47(4):644-652
18. Wilson AD, Kent BE. Dental Silicate Cements: X. The Precipitation Reaction. Journal Of Dental Research [serial on the Internet]. (1970, Jan); 49(1): 21-26.
19. Wilson AD, Barchelor RF. Dental silicate cements. II. Preparation and durability. J Dent Res, 1967; 46(6):1425-1432.
20. Kent BE, Wilson AD. Dental silicate cements: VIII. Acid-Base aspects. J Dent Res, 1969; 48(3):412-418
21. Kent BE, Lewis BG, Wilson AD. Dental silicate cements: XIII. Crazing and dulling of the Surface. J Dent Res, 1971; 50(2):393-399.
22. Kent BE, Fletcher KE, Wilson AD. Dental silicate cements: XI. Electron probe studies. J Dent Res, 1970; 49(1):86-92.
23. Wilson A, Kent B, Batchelor R, Scott B, Lewis B. Dental silicate cements. XII. The role of water. Journal Of Dental Research [serial on the Internet]. (1970, Mar); 49(2): 307-314
24. Manly RS, Baker CF, Miller PN, Welch FE. The effect of composition of liquid and poder on the physical properties of silicate cements. J Dent Res, 1951; 30(1):145-156.
25. Kent B, Lewis B, Wilson A. Dental Silicate Cements: XIII. Crazing and Dulling of the Surface. Journal Of Dental Research [serial on the Internet]. (1971, Mar); 50(2): 393-399.
26. Pulver JC, Rossington DR. Solubility of a silicate cement. J Dent Res, 1970; 49(6):1530-1536.
27. Bertenshaw BW, Combe EC. Studies on polycarboxylates and related cements. I. Analysis of cement liquids. J Dent, 1972; 1(1):13-16.
28. Mclean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulation and properties. Aust Dent J, 1977;22(1):31-36.
29. Smith DC. Composition and characteristics of glass ionomer cements, JADA, 1990;120:20-22.
30. Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 1. Long term hardness and compressive streghth. J Dent, 1975;4:162-166.
31. Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 2. Effect of the powder: liquid ratio on the physical properties. J Dent. 1976;4:287-290.
32. Crisp S, Ferner AJ, Lewis BG, Wilson AD. Properties of improvement glass-ionomer cement formulations. J Dent 1975;3:125-130.
33. Xu X, Burgess JO. Compressive strength, Fluoride reléase and recharge of fluoride realeasing materials, Biomaterials, 2003;2451-61.
34. Tay WM, Branden M. Fluoride ion diffusion from polyalkenoate (glass-ionomer) cements, Biomaterials, 1988;9:454-456.
35. Walls AW, Mccabe JF, Murray JJ. Factors influencing the bond strength between glass polyalkenoate (ionomer) cements and dentine. J Oral Rehabil, 1988; 15:537-547.
36. Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 5. The effect of the tartaric acid concentration in the liquid component. J Dent. 1979;4:304-312.
37. Wilson AD. Glass-ionomer cement-Origins, development and future. Clin Mater, 1991;7:275-282
38. Prosser HJ, Powis DR, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 7. The physical properties of current materials. J Dent, 1984;12(3):231-240.
39. Burrow MF, Tyas MJ. Clinical evaluation of a resinmodified glass-ionomer adhesive system. Oper Dent. 1998;23:290-3.
40. Ganesh M, Tandon S. Clinical evaluation of FUJI VII sealant material. J Clin Pediatr Dent. 2006;31:52-7.
41. Chen XX, Liu XQ. Clinical comparison of Fuji VII and a resin sealant in children at high and low risk of caries. Dent Mater J. 2013;32:512-8.

42. Cook WD. Degradative analysis of glass ionomer polyelectrolyte cements. *J Biomed Mater Res.* 1983;17:1015–27.
43. Frankenberger R, Sindel J, Kramer N. Viscous glassionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence Int.* 1997; 28:667–76.
44. Watson TF, Atmeh AR, Sajini S, Cook RJ, Festy F. Present and future of glass-ionomers and calcium-silicate cements as bioactive materials in dentistry; biophotonics- based interfacial analyses in health and disease. *Dent Mater.* 2014;30:50–61.
45. Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N. Fluoride release and mechanical properties after 1-year storage of recent restorative glass ionomer cements. *Clin Oral Investig.* 2014;18:1053–60.
46. Kim YG, Hirano S. Setting shrinkage and hygroscopic expansion of resin-modified glass ionomer in experimental cylindrical cavities. *Dent Mater J.* 1999;18:63–75.
47. Seemann R, Flury S, Pfefferkorn F, Lussi A, Noack MJ. Restorative dentistry and restorative materials over the next 20 years: a Delphi survey. *Dent Mater.* 2014;30(4):442–8.
48. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater.* 2005;21: 864–81.)
49. Benelli EM, Serra MC, Rodrigues Jr AL, Cury JA. In situ anticariogenic potential of glass ionomer cement. *Caries Res.* 1993;27:280–4.
50. Giray F, Peker S, Durmus B, Kargül B. Microleakage of new glass ionomer restorative materials in permanent teeth. *Eur J Paediatr Dent.* 2014;15:122–6.
51. Huo X, Torres V, Elsner O, Pfefferkorn F. Texture analysis of glass ionomers. IADR 89th General Session San Diego, USA, 2011.
52. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?—Properties, limitations and future trends. *Materials.* 2009;3:76–96.
53. Moshaverinia A, Roohpour N, Chee WW, Schricker SR. A review of powder modifications in conventional glass-ionomer dental cements. *J Mater Chem.* 2011;21:1319–28.
54. Kamijo K, Mukai Y, Tominaga T, Iwaya I, Fujino F, Hirata Y, Teranaka T. Fluoride release and recharge characteristics of denture base resins containing surface pre-reacted glass-ionomer filler. *Dent Mater J.* 2009;28:227–33.
55. Han L, Okiji T. Evaluation of the ions release/incorporation of the prototype S-Prg filler-containing endodontic sealer. *Dent Mater J.* 2011.
56. Shimazu K, Ogata K, Karibe H. Caries-preventive effect of fissure sealant containing surface reaction-type pre-reacted glass ionomer filler and bonded by self-etching primer. *J Clin Pediatr Dent.* 2012;36: 343–7.
57. Bala O, Arisu HD, Yikilgan I, Arslan S, Gullu A. Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *Eur J Dent.* 2012;6:79–86.
58. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dent Mater.* 2011;27:29–38
59. Irie M, Nagaoka N, Tamada Y, Maruo Y, Nishigawa G, Minagi S, Finger WJ. Effect of spherical silica additions on marginal gaps and compressive strength of experimental glass-ionomer cements. *Am J Dent.* 2011;24:310–4.
60. Hatanaka K, Irie M, Tjandrawinata R, Suzuki K. Effect of spherical silica filler addition on immediate interfacial Gap-formation in class V cavity and mechanical properties of resin-modified glass-ionomer cement. *Dent Mater J.* 2006;25:415–22.
61. Lohbauer U, Walker J, Nikolaenko S, Werner J, Clare A, Petschelt A, Greil P. Reactive fibre reinforced glass ionomer cements. *Biomaterials.* 2003;24:2901–7.
62. Lohbauer U, Frankenberger R, Clare A, Petschelt A, Greil P. Toughening of dental glass ionomer cements with reactive glass fibres. *Biomaterials.* 2004;25:5217–25.
63. Osorio R, Osorio E, Medina-Castillo AL, Toledano M. Polymer nanocarriers for dentin adhesion. *J Dent Res.* 2014;93(12):1258–63
64. Latta M, Gross SM, Mchale WA. Microencapsulated compositions and methods for tissue mineralization. United States Patent Application 8889161. 2014.
65. Wu DY, Meure S, Solomon D. Self-healing polymeric materials: a review of recent

- developments. *Prog Polym Sci.* 2008;33:479–522.
66. Samadzadeh M, Boura SH, Peikari M, Kasiriha S, Ashrafi A. A review on self-healing coatings based on micro/nanocapsules. *Prog Org Coat.* 2010;68:159–64.
 67. Peterson AM, Kotthapalli H, Rahmathullah MAM, Palmese GR. Investigation of interpenetrating poly-mer networks for self-healing applications. *Compos Sci Technol.* 2012;72:330–6.
 68. Boehm AJR, Peuker M, Walter A, Broyles BR, Oxman JD, Dubbe JW, Hartung MG, Guggenmos S. Mixer for mixing a dental composition. United States Patent Application 20110189059. 2011.
 69. Culbertson BM. Glass-ionomer dental restoratives. *Prog Polym Sci.* 2001;26:577–604.
 70. Zhao J, Weng Y, Xie D. In vitro wear and fracture toughness of an experimental light-cured glass-ionomer cement. *Dent Mater.* 2009;25:526–34.
 71. Hamama HH, Burrow MF, Yiu C. Effect of dentine conditioning on adhesion of resin-modified glass ionomer adhesives. *Aust Dent J.* 2014;59:193–200.
 72. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Ozge Bicer C. Influence of different conditioning methods on the shear bond strength of novel light-curing nano-ionomer restorative to enamel and dentin. *Lasers Med Sci.* 2010;25:861–6.
 73. El-Askary FS, Nassif MS. The effect of the pre-conditioning step on the shear bond strength of nano-filled resin-modified glass-ionomer to dentin. *Eur J Dent.* 2011;5:150–6.
 74. Ogledzki M, Perry RD, Kugel G. Translucency of resin modified glass ionomer restoratives. AADR annual meeting, Tampa; 21–24 Mar 2012.
 75. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta Biomater.* 2008;4:432–40.