



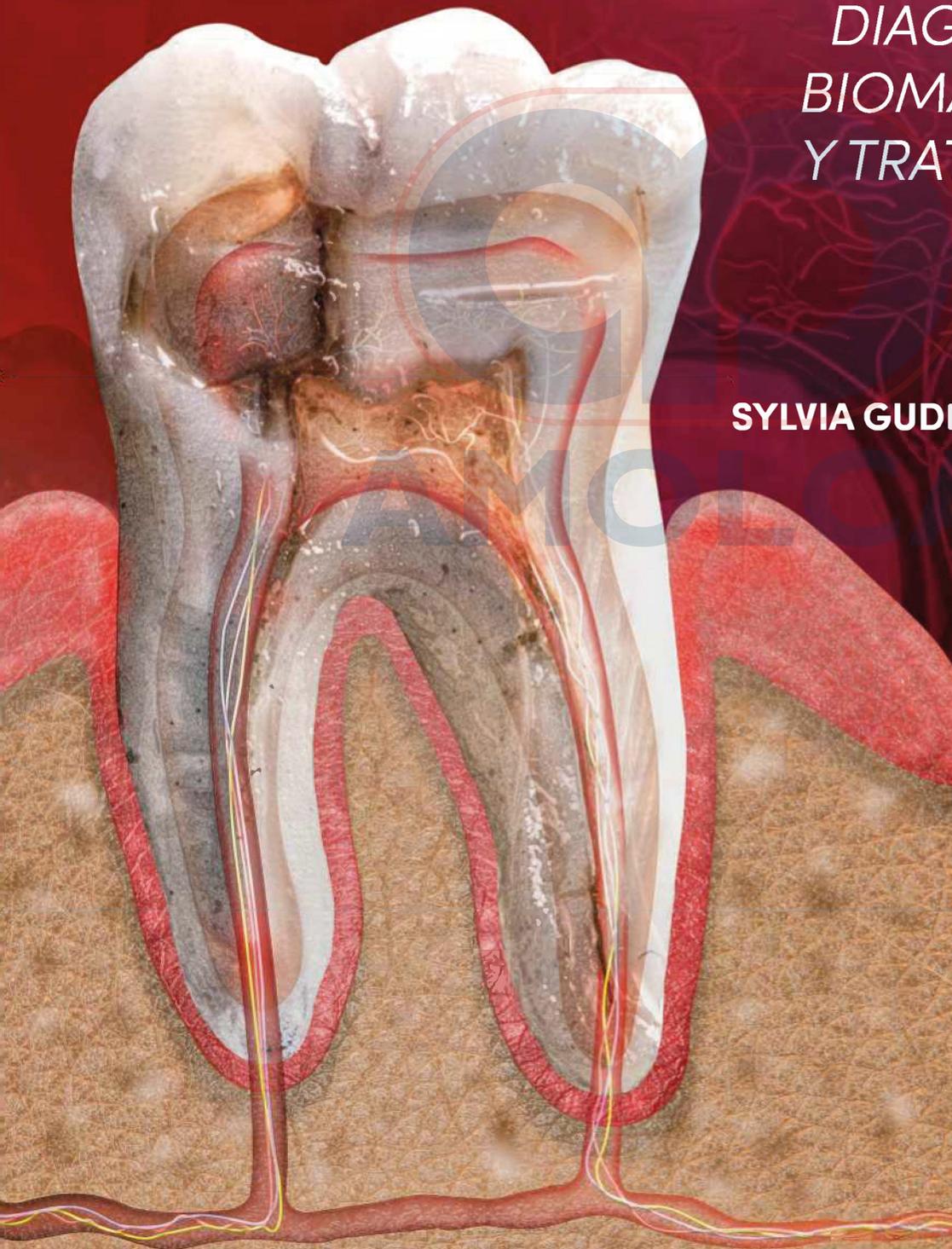
Biblioteca  
digital

Incluye **e-Book**

# ABORDAJE CLÍNICO INTEGRAL DE *MÍNIMA INTERVENCIÓN* DE LA LESIÓN DE CARIES DENTAL

*DIAGNÓSTICO,  
BIOMATERIALES  
Y TRATAMIENTO*

SYLVIA GUDIÑO-FERNÁNDEZ



  
**AMOLCA**

**ABORDAJE CLÍNICO INTEGRAL  
DE MÍNIMA INTERVENCIÓN  
DE LA LESIÓN DE CARIES DENTAL:  
*DIAGNÓSTICO, BIOMATERIALES Y TRATAMIENTO***

**SYLVIA GUDIÑO-FERNÁNDEZ**

**2023**



# ÍNDICE DE CONTENIDO

1. Odontología de mínima intervención, con énfasis en el riesgo de caries dental . . . . .	001
<i>Sylvia Gudiño-Fernández</i>	
2. Introducción a la cariología y a los abordajes clínicos mínimamente invasivos . . . . .	017
<i>Sylvia Gudiño-Fernández</i>	
3. El biofluido salival y la enfermedad caries dental. . . . .	043
<i>Ana María Acevedo y Sylvia Gudiño-Fernández</i>	
4. Microbiología de la biopelícula dental y su relación con el proceso carioso. . . . .	061
<i>Sylvia Gudiño-Fernández y Norman Rojas Campos</i>	
5. La progresión de la lesión cariosa y su microbiopatología. . . . .	075
<i>Roberto Valencia Hitte y Roberto Espinosa Fernández</i>	
6. Diagnóstico clínico de las lesiones de caries dental: detección, valoración y clasificación. . . . .	093
<i>Sylvia Gudiño-Fernández y Katherine Molina Chaves</i>	
7. Diagnóstico radiográfico complementario de las lesiones de caries y su clasificación . . . . .	119
<i>Sylvia Gudiño-Fernández y Cristina Berrocal Salazar</i>	
8. Programa educativo para la salud bucal en el consultorio dental y en el hogar . . . . .	143
<i>Sylvia Gudiño-Fernández</i>	
9. La higiene bucal y el control mecánico del biofilm dental . . . . .	157
<i>Sylvia Gudiño-Fernández</i>	
10. Agentes para el control químico del biofilm dental . . . . .	175
<i>Sylvia Gudiño-Fernández</i>	
11. Hacia el futuro: cómo mantener los dientes libres de caries dental (protocolo CAMBRA pediátrico) . . . . .	185
<i>Francisco Ramos-Gómez</i>	
12. La dieta y su impacto en la caries dental . . . . .	193
<i>Carlos A. Feldens, Paulo F. Kramer y Harry Rivera Oballe</i>	
13. La fluoroterapia y la mínima intervención en caries . . . . .	201
<i>Jaime Aparecido Cury, Astrid Carolina Valdivia-Tapia, Alejandra Brenes-Alvarado, Antônio Pedro Ricomini-Filho y Cinthia Pereira Machado Tabchoury</i>	
14. Selladores preventivos y terapéuticos: una actualización basada en la evidencia . . . . .	213
<i>Sylvia Gudiño-Fernández y Sol Fernández-Gudiño</i>	
15. Terapias remineralizantes para las lesiones cariosas . . . . .	237
<i>José Ángel Sifuentes</i>	
16. Tratamiento restaurador atraumático (TRA): una alternativa preventiva, terapéutica y restauradora. . . . .	247
<i>Eraldo A. Pesaressi Torres y Daniela P. Raggio, con la colaboración de Jo E. Frencken</i>	
17. Nuevos materiales bioactivos. . . . .	255
<i>Luis Raziel Martagón Cabrera, Roberto Valencia Hitte, Roberto Espinosa Fernández, Carlos Alberto de Souza Costa y Josimeri Hebling</i>	
18. Remoción quimicomecánica de las lesiones cariosas . . . . .	275
<i>Eraldo A. Pesaressi Torres y Fernando Varea Torresi</i>	
19. Resinas infiltrantes . . . . .	281
<i>Luis Raziel Martagón Cabrera, Roberto Espinosa Fernández y Roberto Valencia Hitte</i>	
20. Hipomineralización molar: descripción clínica, propiedades estructurales, etiología y tratamiento . . . . .	295
<i>Vidal A. Pérez Valdés y Joseph Ulate Jiménez</i>	
21. Desgastes dentales en niños y adolescentes por causas no bacterianas, con énfasis en la erosión . . . . .	305
<i>Sylvia Gudiño-Fernández</i>	

Luis Raziel MARTAGÓN CABRERA, Roberto VALENCIA HITTE, Roberto ESPINOSA FERNÁNDEZ, Carlos Alberto DE SOUZA COSTA y Josimeri HEBLING

Uno de los desafíos más retadores a los que se enfrenta la operatoria dental contemporánea es lograr que, en los escenarios clínicos en los que se abordan las secuelas de una lesión cariosa mediante la colocación de una restauración, esta sea capaz de inducir un proceso de remineralización de la dentina cariada hipomineralizada y, por lo tanto, de proteger y preservar la vitalidad pulpar.

En la práctica clínica tradicional no resultaba infrecuente que el abordaje de la lesión de caries profunda resultara en una exposición pulpar, con el consiguiente tratamiento de la cámara pulpar y/o el conducto radicular. Debemos recordar que durante más de cien años los odontólogos nos dedicamos sistemáticamente a remover los tejidos duros del diente, es decir, a invadirlos de manera innecesaria. Donde antes invadíamos prácticamente sin restricciones, hoy hacemos mínima invasión y, donde antes hacíamos mínima invasión, hoy realizamos mínima intervención.<sup>1</sup> En las últimas décadas se ha abogado reiteradamente por la trascendental importancia de promover la mayor cantidad de estrategias conservadoras destinadas a evitar la exposición pulpar por un proceso carioso (véase el Capítulo 2). De hecho, los recientes informes de consenso afirman que la eliminación completa o no selectiva de caries ahora se considera sobretratamiento.<sup>2</sup> En estas circunstancias, la conservación de la mayor cantidad de estructura dental natural es fundamental y ha motivado, desde hace algunos años, el desarrollo de los llamados materiales dentales bioactivos.

En la actualidad, las compañías que fabrican materiales dentales han cambiado las estrategias de su producción y han pasado de fabricar biomateriales pasivos (sin una reacción positiva o negativa en el organismo humano) a producir materiales con una bioactividad constante y una reacción positiva, muy deseable y esperada, que provocan la estimulación celular y/o la actividad antimicrobiana.<sup>3</sup> En términos generales, la bioactividad denota que existe un efecto biológico, o que es biológicamente activo, característica que se refiere al potencial de inducir una adhesión mineral específica e intencionada al sustrato de dentina.<sup>4</sup>

Un *material bioactivo* se define como «un material que tiene el efecto o que induce una respuesta de los tejidos vivos, organismos o células, como la formación de hidroxiapatita». En términos de la odontología restauradora, el material bioactivo se puede comprender como «aquél que forma una capa superficial

de un material similar a la apatita en presencia de una solución de fosfato inorgánico».<sup>5</sup> Por lo tanto, la remineralización de la dentina desmineralizada es el proceso de restauración de minerales a través de la formación de materia mineral inorgánica.<sup>6</sup>

## 17.1. Evolución de los materiales bioactivos

Gracias a la importante evolución que han experimentado los materiales bioactivos en su composición durante los últimos años, estos se han utilizado en diversos campos, tanto de la medicina como de la odontología, en áreas como<sup>7</sup> la regeneración ósea, el recubrimiento de implantes, la actividad bactericida y bacteriostática en procesos de caries dental, las bases de cavidades, la sensibilidad dental, la remineralización de esmalte y dentina, los adhesivos dentales, la reparación de perforaciones endodónticas, el recubrimiento pulpar, la desinfección del conducto radicular y los selladores endodónticos.

Desde la década de 1920, se han reportado propiedades osteogénicas en defectos óseos mediante el uso de fosfato cálcico o *fosfato tricálcico* (FTC), uno de los primeros biomateriales utilizados en el campo de la medicina. En la misma década, el hidróxido de calcio se utilizó como agente bioactivo para promover la formación de un puente dentinario sobre el tejido pulpar expuesto. Desde entonces, el hidróxido de calcio se utilizó como el patrón de referencia para el recubrimiento pulpar.<sup>8,9</sup> Actualmente, el hidróxido de calcio (polvo, pasta o cementos de fraguado duro) no puede ser considerado como un agente bioactivo, ya que su aplicación sobre las exposiciones pulpares provoca la muerte celular inmediata, seguida de necrosis por coagulación local<sup>10</sup> donde, posteriormente, los iones de calcio de los vasos sanguíneos de la pulpa alcanzan la capa necrótica para reemplazarla parcialmente por una calcificación distrófica. La fibronectina depositada por debajo de la calcificación distrófica permite la unión y la diferenciación de las células madre mesenquimales (CMM) en células similares a odontoblastos, que sintetizan y depositan una matriz de dentina rica en colágeno que se mineraliza aún más (Figura 17.1). Parece razonable considerar que, en lugar de bioactivar las células de la pulpa, los productos de hidróxido de calcio de alta concentración que se usan con frecuencia como agentes de protección generan más bien la necrosis de las células de la pulpa expuestas a ellos. Por lo tanto, el potencial de regeneración inherente del tejido pulpar sano subyacente, rico en CMM, es el principal respon-

sable de la formación de la barrera mineralizada en el sitio de exposición pulpar (Figura 17.2 A y B). Se observa una respuesta pulpar similar cuando se aplican diferentes materiales dentales alcalinos, como el agregado de trióxido mineral (MTA, por las siglas en inglés de *mineral trioxide aggregates*) y el Biodentine sobre heridas pulpares.<sup>10,11</sup> Partiendo del hecho de que la barrera mineralizada está formada por calcificación distrófica y dentina tubular, esta estructura no debe denominarse «puente dentinario».

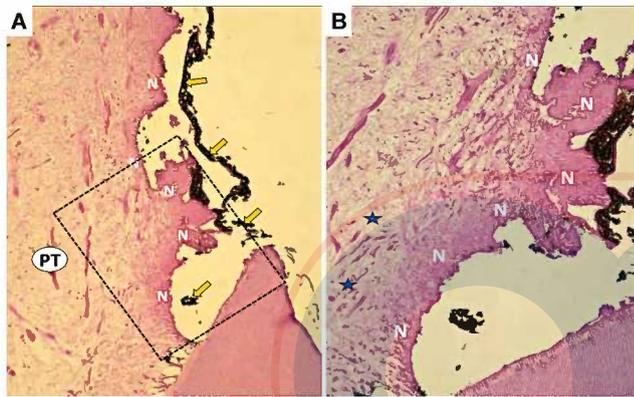
La primera generación de biomateriales tuvo como característica que estos eran bioinertes, es decir, que no generaban ninguna respuesta del tejido donde se utilizaban, o muy poca,

y se limitaban a simular las características mecánicas del tejido circundante (lo que no era poco).<sup>12</sup>

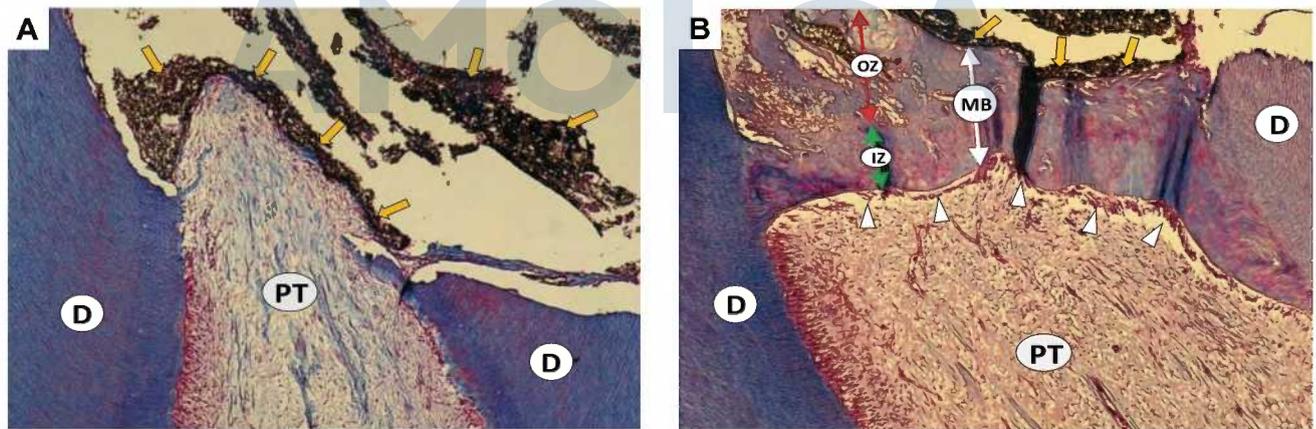
Buscando mejorar las propiedades del cemento de polialqueonato de zinc, a finales de la década de los 60 Wilson y Kent introdujeron el ionómero de vidrio,<sup>13</sup> con importantes propiedades anticariogénicas gracias a la liberación de fluoruro, la adhesión directa a la estructura dental, el bajo coeficiente de expansión térmica similar a la estructura dental y la baja citotoxicidad, con características «activas» y biomiméticas.<sup>14</sup> Desde entonces, se han introducido varias modificaciones para mejorar sus propiedades mecánicas y, para las restauraciones posteriores, se introdujeron los ionómeros de vidrio modificados con resina, con una resistencia mecánica superior. Además, las nuevas generaciones de ionómeros de vidrio mantienen las características deseables de los convencionales como la liberación de flúor, el intercambio iónico, la adhesión al esmalte y dentina y la baja filtración.<sup>15</sup>

La segunda generación de materiales bioactivos buscaba generar una acción específica y controlada en un entorno biológico.<sup>12</sup>

La tercera generación comenzó en la década de 1990 y se centró en los procesos de regeneración de los tejidos, incluida la adhesión celular, la proliferación y la diferenciación a través de la activación de genes específicos. En la Universidad de Melbourne, Australia, se desarrolló un compuesto por la mezcla de fosfopéptidos de la caseína (FPC) en una solución de fosfato y sales de calcio (FPC-FCA), que es capaz de formar un cristal amorfo de fosfato de calcio (FCA) con propiedades anticariogénicas al adherirse al biofilm y liberar iones en condiciones ácidas.<sup>16</sup> A mediados de 1990<sup>17</sup> se desarrolló el agregado de trióxido mineral (MTA), un cemento bioactivo de reparación endodóntica y obturación radicular con propiedades físicas favorables.



**Figura 17.1.** (A) Diente humano extraído 7 días después de cubrir el tejido pulpar (TP) con hidróxido de calcio (flechas amarillas). Obsérvese la capa definida de necrosis superficial (N) adyacente al agente de recubrimiento. H/E, 96x. (B) Mayor aumento del área resaltada en la Figura A. Obsérvese que varias células pulpares murieron debido al intenso efecto tóxico del agente de protección. El tejido pulpar conjuntivo subyacente a la capa necrótica (N) muestra una inflamación leve (estrellas). H/E, 160x.



**Figura 17.2.** (A) Diente humano extraído inmediatamente después de cubrir el tejido pulpar (TP) con hidróxido de calcio (flechas amarillas). Téngase en cuenta que el tejido conectivo mantiene sus estructuras morfológicas. Tricrómico de Masson, 32x (D, dentina). (B) Diente humano extraído 60 días después de cubrir el TP con hidróxido de calcio (flechas amarillas). Se observa una barrera mineralizada gruesa definida (MB) entre el agente de recubrimiento (flechas amarillas) y el TP restante. La barrera mineralizada se caracteriza por una zona exterior (OZ) y una zona interior (IZ). La OZ representa la calcificación distrófica de la necrosis de coagulación causada por el agente de protección. La IZ representa la matriz de dentina tubular depositada por las células diferenciadas similares a odontoblastos (flechas de punta blanca), que se organizan en una monocapa debajo de la barrera mineralizada. Tricrómico de Masson, 32x (D, dentina).

En 2008 Septodont desarrolló un material basado en la purificación de silicato de calcio (Biodentine™) con mejores tiempo de fraguado, propiedades mecánicas y de manejo. En 2010, la compañía Bisco lanzó el silicato de calcio modificado con resina, conocido por su nombre comercial TheraCal LC®.<sup>7</sup>

## 17.2. Mecanismos de acción de los materiales bioactivos

La cavidad bucal es un entorno dinámico y complejo en el que los materiales de restauración y los tejidos dentales están expuestos a una amplia gama de variaciones en términos de pH, temperatura, microorganismos y nutrientes. Los tejidos dentales están en constante intercambio iónico de flúor, calcio y fosfato con el medio ambiente circundante, lo que genera un equilibrio dinámico, gracias al papel regulador de la saliva. Los materiales bioactivos dentro de la odontología pueden clasificarse en función de su interacción con los tejidos dentales.<sup>16</sup>

El rendimiento de los materiales bioactivos se atribuye en gran medida a su capacidad para producir espontáneamente una capa de apatita cuando entra en contacto con fluidos fisiológicos que contienen fosfato. La formación de apatita se promueve mediante una interacción del  $\text{Ca}^{+2}$  liberado del material con los fosfatos y se considera la base de varios biomateriales inorgánicos, como la vitrocerámica.<sup>18</sup> En la terapia pulpar vital, cuando estos materiales entran en contacto directo con el tejido pulpar, inducen cambios citológicos y funcionales dentro de las células pulpares que dan como resultado la formación de dentina reparadora en la superficie de la pulpa dental expuesta. Estos ayudan a la proliferación, migración y diferenciación de células similares a los odontoblastos, que producen una matriz de colágeno. Esta matriz no mineralizada se mineraliza inicialmente por la osteodentina y, después, con la formación de dentina terciaria.<sup>19</sup>

Los materiales bioactivos necesitan tres propiedades fundamentales para ejercer una correcta función (Tabla 11.1):<sup>20</sup>

**Tabla 17.1. Propiedades ideales de los materiales bioactivos.**

Propiedad	Características
Alcalinidad	Todo material alcalino debe ser lo suficientemente longevo para generar un ambiente que aleje las bacterias. Además, crea un muy buen medio para la formación de tejido calcificado.
Sellado	Interno y/o externo: cuando hay exposición pulpar, perforación de la raíz, para cerrar un ápice o en cavidades profundas.
Humedad	Estos materiales buscan un medio húmedo del sustrato con el que están en contacto o en la misma composición del producto. Esta capacidad los convierte en materiales inteligentes, ya que reaccionan a cambios en el ambiente para producir beneficios en las propiedades tanto dentro del material mismo, como en el complejo material-sustrato dental.

Fuente: Cedillo et al.<sup>20</sup>

## 17.3. Clasificación de los materiales bioactivos

Entre las diversas propuestas para clasificar los materiales bioactivos en odontología, destaca la que distingue 5 grandes categorías, basadas en la interacción con los tejidos dentales,<sup>16</sup> las cuales se describen en la Tabla 17.2 y se desarrollan en las secciones subsiguientes.

**Tabla 17.2. Clasificación de los materiales bioactivos según el tipo de material.**

Numeración	Tipo de material
1.	Preventivo
2.	Remineralizante
3.	Desensibilizante
4.	Antibacteriano
5.	Restaurativo

Fuente: Cedillo et al.<sup>20</sup>

### 17.3.1. Materiales preventivos

El más destacado es el flúor, por su efecto en el intercambio de los cristales de hidroxiapatita por cristales de fluorapatita. Durante el proceso de ataque de la caries, cuando sucede la degradación del esmalte y este se expone a un  $\text{pH} \leq 5,5$ , este se disolverá y generará en el biofilm dental un incremento de la concentración de fosfato de calcio y otros iones. Por otra parte, pequeñas cantidades de flúor pueden tener un gran efecto en la solubilidad del esmalte, ya que la hidroxiapatita expuesta a concentraciones bajas de flúor (1 ppm) forma una capa de fluorapatita sobre los cristales de hidroxiapatita. Esta delgada capa de fluorapatita actúa como si todo fuera fluorapatita y, de esa manera, marca el ritmo de la degradación de los cristales del esmalte<sup>21</sup> (este tema se amplía en la Sección 17.4 y en el Capítulo 13).

### 17.3.2. Materiales remineralizantes

La remineralización se define como la ganancia de material calcificado en la estructura dental, que reemplaza el material perdido previamente por desmineralización y se genera por los ácidos y el descenso del pH del metabolismo bacteriano, que producen la salida de iones del tejido dental.<sup>22</sup>

Los materiales bioactivos tienen un papel fundamental en los procesos de remineralización gracias al intercambio iónico, que causa la sobresaturación de minerales en los fluidos que conduce a la precipitación iónica en los tejidos desmineralizados y a la formación de fosfato de calcio amorfo (FCA) con el crecimiento de cristales de hidroxiapatita, además de emular la histomorfología del sustrato dental.<sup>23,24</sup> En la dentina, la formación de una capa de apatita promueve el aumento de la matriz mineral y disminuye significativamente los valores de la rugosidad del tejido. El depósito mineral en los túbulos dentinarios, con su obliteración por la precipitación de apatita, aumenta el porcentaje de oclusión tubular, reduce la permeabilidad de la dentina, genera una barrera contra la microfiltración bacteriana y, por lo tanto, previene la inflamación pulpar.<sup>25</sup>

### 17.3.3. Materiales desensibilizantes

Los materiales bioactivos también actúan como agentes para el tratamiento de la hipersensibilidad dental causada por la apertura de los túbulos dentinarios. El mecanismo por el que se lleva a cabo esta propiedad es la reacción del vidrio bioactivo con la saliva para formar cristales de hidroxycarbonato de apatita dentro de las fibras de colágeno, que son equivalentes a la fase mineral de los tejidos duros humanos.<sup>7</sup> Debido a su comportamiento fisicoquímico, estos depósitos ocluyen los túbulos dentinarios y los convierten en materiales útiles en los procesos de remineralización y también en los de desensibilización dental, porque provocan un aumento de calcio y fosfato en la superficie del esmalte dental.<sup>26</sup>

### 17.3.4. Materiales antibacterianos

La alcalinidad generada por los componentes de estos materiales (con un pH entre 8 y 9) favorece la inhibición de la actividad bacteriana y reduce la formación de lesiones de caries secundarias gracias a los iones que se unen a las proteínas de los microorganismos, lo cual genera cambios estructurales en las bacterias al inducir su lisis celular.<sup>27</sup> La incorporación de monómeros de metacrilóxido decilpiridinio (MDPB) crea un efecto antibacteriano duradero y no compromete sus propiedades mecánicas, como resistencia y biocompatibilidad. Estos monómeros dependen del amonio cuaternario para mostrar actividades antibacterianas. El monómero MDPB puede copolimerizarse y unirse covalentemente en la matriz de resina, con lo cual se convierte en un agente con actividad antibacteriana contra *S. mutans*, *Lactobacillus casei* y *Actinomyces naeslundii*, además de ser capaz de erradicar las bacterias residuales del interior de los túbulos dentinarios de las cavidades dentales ya preparadas.<sup>28</sup>

### 17.3.5. Materiales restaurativos

La incorporación de agentes bioactivos a los materiales restaurativos induce la mineralización de la malla de colágeno y la inhibición de las metaloproteinasas, que claramente desempeña un papel terapéutico protector de las restauraciones dentales.<sup>27</sup> La hidrólisis de la interacción adhesiva entre el tejido dental y el agente adhesivo del material de restauración es un factor predominante en la longevidad de las restauraciones. Con la exposición de la malla de colágeno durante la desmineralización, se favorece la formación de una capa híbrida y aumenta la fuerza de unión entre el sustrato dental y el material restaurador; sin embargo, la degradación de la unión adhesiva se ve comprometida cuando se activan las enzimas proteolíticas denominadas *metaloproteinasas*.<sup>29</sup> El proceso de remineralización puede inducir la reducción de la degradación enzimática generada por las metaloproteinasas, para lo cual los vidrios bioactivos tienen el potencial de liberar silicio y flúor, que generan un cambio estructural capaz de inhibir la acción de las metaloproteinasas y preservan la integridad de la capa híbrida al tener una acción quelante con el calcio y con el zinc.<sup>30</sup>

## 17.4. Materiales bioactivos en la odontología preventiva

### 17.4.1. Fluoruros

El flúor es un elemento químico electronegativo de la fami-

lia de los halógenos, que también incluye el cloro, el bromo y el yodo. El flúor es sumamente reactivo y tiene una gran afinidad con el calcio y el fósforo. No se encuentra libre en el medio ambiente, sino combinado en forma de compuestos inorgánicos y orgánicos llamados *fluoruros*. Los organismos vivos están expuestos a los fluoruros inorgánicos a través de los alimentos y del agua y los más importantes son el fluoruro de hidrógeno (HF), el fluoruro de calcio (CaF<sub>2</sub>), el fluoruro de sodio (NaF), el hexafluoruro de azufre (SF<sub>6</sub>) y los silicofluoruros. Estos representan entre el 0,06 y el 0,09 % de la corteza terrestre y ocupan el lugar número 13 en frecuencia entre todos los elementos. Existen fuentes adicionales de fluoruro en el ambiente que pueden surgir de manera natural o como resultado de procesos industriales. Mientras que la exposición ambiental al fluoruro es una fuente inadvertida, pero relevante, el grado de exposición del individuo es relativamente bajo, comparada con una exposición por suplementación intencional.<sup>31</sup>

La cantidad de flúor ingerido procedente de las bebidas y de los alimentos depende, en gran medida, de la concentración del flúor en el agua, del tamaño corporal y de la edad del individuo, así como también de los hábitos dietéticos personales. El consumo total de fluidos (leche, bebidas carbonatadas, sopas, etc.), que es muy bajo en flúor, puede representar, según la edad, entre un tercio y la mitad del líquido diario total en un niño, mientras que el consumo en adultos puede incrementarse hasta en varios litros de agua diariamente por las diversas actividades ocupacionales.<sup>32</sup>

### 17.4.2. Remineralización de las lesiones cariosas con elementos a base de flúor

Aun cuando es un tejido que no tiene un reemplazo biológico celular, el esmalte humano está continuamente activo mediante el intercambio de iones de calcio y fosfato a nivel ultraestructural y molecular con el medio ambiente circundante. Diversos factores pueden influir en los mecanismos de crecimiento de los cristales, entre ellos<sup>31</sup> los que se mencionan en la Tabla 17.3.

La desmineralización es la destrucción del esmalte. Se da principalmente por un entorno ácido, aunque este no es el único proceso por el que ocurre una lesión cariosa. No obstante, existen mecanismos de resistencia y de reparación que pueden detener o revertir el grabado o el daño superficial. Esta teoría es consistente con los hallazgos clínicos que determinan que ciertas lesiones en el esmalte no solo se detienen, sino que hasta pueden llegar a revertirse.<sup>33</sup> Las manchas blancas, hoy conocidas como *lesiones iniciales*, representan la evidencia macroscópica temprana de una lesión de caries y se caracterizan por presentar un incremento en la porosidad en los espacios intercristalinos, tanto en volumen como en número.

La degradación del esmalte durante el proceso de ataque de la caries dental es un mecanismo complejo. Cuando el esmalte se expone a un pH ≤ 5,5, este se disolverá de acuerdo con la siguiente ecuación:



Esa reacción ocurre porque la concentración de fosfato de calcio y de otros iones en la solución se verá incrementada en

**Tabla 17.3. Factores que determinan los mecanismos de crecimiento de los cristales de esmalte.**

Número	Subclasificación	Características
1.	Grupos aniónicos	Concentran iones $Ca^{+2}$ en la matriz orgánica y producen sobresaturación para nucleación de minerales.
2.	Proteínas solubles	Inhiben la deposición de minerales y, por lo tanto, funcionan como mecanismo de control.
3.	Matriz proteica	Favorece un crecimiento isomorfo particular o tiene la capacidad de inhibir el crecimiento de ciertas fases cristalinas, pero favorece el crecimiento de algunos cristales en particular.
4.	Matriz soluble de la proteína	Puede ser cubierta por minerales y situarse en el cristal.
5.	Matriz insoluble	Forma una estructura (esqueleto) que se cubre de una capa más reactiva de matriz soluble, que es la responsable del crecimiento del cristal.

Fuente: Espinosa et al.<sup>31</sup>

el biofilm dental. Cuando el biofilm deja de producir ácidos ( $H^+$ ), el pH sube y la cantidad de mineral disuelto en la solución puede disminuir. A partir de la degradación del esmalte, se han establecido dos modelos basados en la morfología del cristal. El modelo se desarrolla después de que los cristales del esmalte se disuelven, formando un hoyo a lo largo del eje que conduce a la formación de una especie de concha hueca que, de continuar el proceso, con el tiempo se fragmenta. Estos modelos establecen que los cristales de hidroxiapatita tienen dos lugares diferentes donde ocurre la degradación: el prisma y la sustancia interprismática. Los ácidos atacan primariamente el centro de los prismas, mientras que el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) ataca la periferia.

Por otra parte, pequeñas cantidades de flúor pueden tener un gran efecto en la solubilidad del esmalte, ya que la hidroxiapatita expuesta a concentraciones bajas de flúor (1 ppm) forma una capa de fluorapatita sobre los cristales de hidroxiapatita. Esta capa delgada de fluorapatita actúa como si todo fuera fluorapatita y, de esa manera, marca el ritmo de la degradación.<sup>21</sup> El proceso de remineralización consiste en la deposición de iones de calcio y fosfato, así como otros iones, en áreas previamente desmineralizadas, ya sea por un proceso cariioso o por alguna otra causa. La posibilidad de que una mancha blanca se remineralice depende de diversos factores como su localización, la duración del periodo de tiempo que le toma a la lesión tornarse visible, la edad del paciente y los cambios dentro de la cavidad bucal que afectan las condiciones cariogénicas de la superficie dental. Cabe señalar que las manchas blancas localizadas en las superficies lisas se remineralizan bajo condiciones naturales más fácilmente que las lesiones localizadas en las fosetas y fisuras.

La saliva se considera una solución natural remineralizante. La mayoría de las lesiones se encuentran cubiertas por biofilm, con concentraciones disponibles de calcio y fosfato en el fluido o matriz intercelular de esta, lo cual permite una excelente difusión iónica y favorece el proceso de remineralización.<sup>34,35</sup> Debido a que los carbohidratos fermentables no se encuentran en contacto con las estructuras dentales de manera continua, la formación de ácidos en la interacción superficial biofilm-diente, o su presencia dentro de la lesión, no es continuo.

El pH del microambiente de una lesión de caries no es constante y, por lo tanto, cuando el pH baja, los minerales se disuelven y, cuando este se eleva de nuevo, algunos de los

minerales se precipitan y este fenómeno es parte de la desmineralización. El tipo de nucleación en diferentes puntos durante el alza del pH hasta llegar a la neutralidad depende de las proporciones de los iones inorgánicos presentes y está fuertemente influenciado por la presencia de los elementos iónicos. Por ejemplo, una pequeña cantidad de flúor fomentará estructuras de cristales de apatita como hidroxiapatita y fluorapatita.<sup>36</sup> Por lo tanto, la degradación del esmalte por la caries puede verse como un fenómeno cíclico, que consiste en fases de desmineralización y de nucleación determinadas por los cambios en el pH y por la concentración de iones en el biofilm y en la lesión.<sup>37</sup>

Tan antigua como el ser humano, la caries dental es una de las enfermedades cuyos índices la ubican entre las de más alta frecuencia, al punto de haberse constituido en el más grave y constante problema para los programas de salud bucal en todo el mundo. Su manejo racional se basa esencialmente en el diagnóstico, proceso que requiere de una escrupulosa ejecución para alcanzar dos objetivos: identificar la enfermedad y reconocer sus agentes etiológicos, a fin de contrarrestar eficazmente las secuelas derivadas de la enfermedad (véanse los Capítulos 1, 6 y 7). La prevención debe ser una parte integral e inseparable de la práctica odontológica diaria y debe aplicarse a todos los pacientes.

La caries dental se caracteriza por la desintegración progresiva de los tejidos mineralizados. Como resultado se produce la pérdida de la porción mineral y la disgregación de la parte orgánica.<sup>38</sup> Las lesiones cariosas varían de aspecto según su nivel de avance. En los primeros estadios del desarrollo, antes de que la lesión cariiosa sea visible clínicamente, se producen cambios ultraestructurales y microscópicos y, por lo tanto, no es posible detectarlos. Esta etapa se denomina *lesión cariiosa subclínica*. Cuando ya la lesión cariiosa se hace evidente, se denomina *etapa visible* y se observa como una mancha blanca opaca en el esmalte, producto de una serie de procesos y de etapas precursoras que resulta en una pérdida neta de mineral. Estas lesiones son remineralizables mediante la aplicación de barnices fluorados y con el apoyo del paciente con un aseo excelente de su boca para evitar así el avance de las lesiones cariosas que, de otra manera, conduciría a la presencia de una cavitación.

Los barnices de fluoruro se han utilizado para la prevención de la caries dental por más de 4 décadas. El ingrediente activo de la mayoría de los barnices es el fluoruro de sodio al 5 %



**Figura 17.3.** Procedimiento clínico para el desarrollo del estudio: sección de segmentos de esmalte esterilizados, inducción de la lesión cariosa, cementación de los segmentos en molares y premolares de los voluntarios.

(NaF), con 22 600 ppm de ion fluoruro. Esta concentración es sustancialmente mayor que la de otros agentes de fluoruro de uso profesional. Para inhibir la desmineralización y promover la remineralización, se deben mantener constantes los niveles de liberación de flúor por períodos prolongados.<sup>39</sup>

Con el objetivo de comprender mejor este concepto, Espinosa et al.<sup>23</sup> realizaron un estudio *in vivo*, es decir, en el medio ambiente oral, y compararon el resultado de remineralizar utilizando productos de fluoruro de sodio y fluorofosfato acidulado al 2 % (equivalente a 1,23 % de ion flúor), contrastándolos con el uso de barnices fluorados a base de hidroxipatita, flúor y xilitol, en concentraciones de 1450 ppm de fluoruro de sodio y con los que contienen Recaldent /FPC-FCA en concentraciones de 900 ppm F. Los resultados mostraron mejores resultados en términos de mayor calidad y concentración de la remineralización con el último grupo.

Una investigación enfocada en el proceso de remineralización de una lesión cariosa incipiente utilizó una sola aplicación de barniz de fluoruro de sodio al 5 % (22 600 ppm) y fosfato tricálcico (FTC) (3M™ Clinpro™ White Varnish) y reportó que la estructura de los prismas no se rehace en las formas originales. La cantidad de mineral en el área alterada está aumentada por el crecimiento de los cristales o por su precipitación en los poros. El principal factor que favorece el proceso de remineralización es la saliva, que es una solu-

ción natural remineralizante por sus características físicas y su composición química. Saturada de calcio y fosfato, la saliva proporciona a la cavidad bucal un sistema de defensa que permite que el diente resista los embates acidogénicos, lo que favorece la reparación de la estructura dental dañada. Asimismo, sin la saliva no podría darse el fenómeno de remineralización, puesto que sus proteínas son básicas para la aglutinación de los cristales de calcio y fósforo en la superficie del esmalte (véase el Capítulo 3). El proceso contrario ocurre cuando una superficie, inicialmente diagnosticada como cariada, se encuentra en una cita odontológica posterior sólida y firme. Hoy en día se acepta que puede haber cambios en el esmalte de las lesiones cariosas iniciales, por lo que una mancha blanca puede revertirse<sup>40</sup> (Figuras 17.3-17.7).

Valencia demostró que, en contacto con los barnices fluorados, la remineralización de las lesiones cariosas incipientes logra la total remineralización en un plazo de 72 horas<sup>40</sup> (Figuras 17.8-17.12).

En un estudio realizado por Valencia<sup>41</sup> (2013) se observó el comportamiento de los cristales del esmalte en tamaño y composición después de haber sido desmineralizados con ácido clorhídrico y expuestos a 3 diferentes medios:

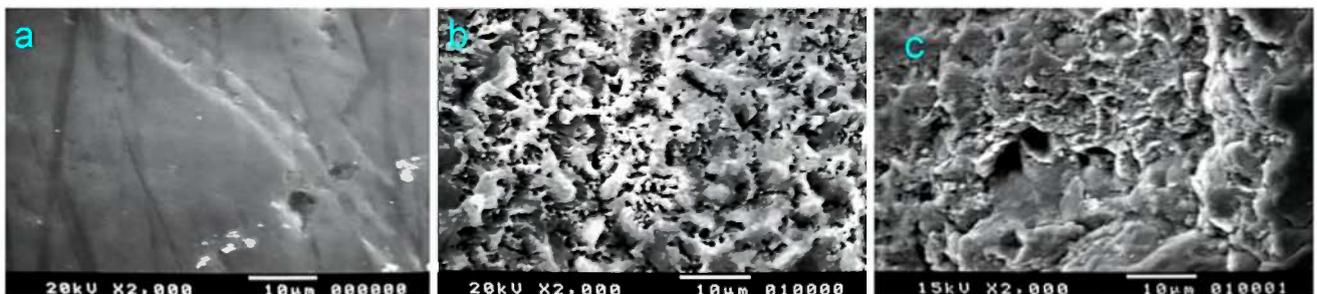
*Grupo 1.* Sometido a la humectación con saliva de la cavidad oral.

*Grupo 2.* Se le aplicó una sola capa de MI Paste® Recaldent /FPC-FCA + 900 ppm.

*Grupo 3.* Una sola aplicación de barniz fluoruro de sodio al 5 % y fosfato tricálcico (3M™ Clinpro™ White Varnish).

Después de analizar las imágenes en el microscopio electrónico de barrido (MEB) (200 000×), todos los grupos lograron la remineralización y hubo sellado de la superficie del esmalte a las 72 horas. En cuanto al tamaño de los cristales del esmalte en nanomicros (nm), así como a su distribución, el promedio del tamaño de los cristales en el Grupo 1 (medio oral) inicia con cristales que van de 20-30 nm a las 24 horas hasta el doble de su tamaño a las 72 horas. En el Grupo 2 (FPC-FCA + 900 ppm), a las 24 horas los cristales alcanzan un tamaño que fluctúa entre 40 y 50 nm hasta llegar incluso a los 80 nm a las 72 horas. El Grupo 3 (barniz de fluoruro de sodio al 5 %, fosfato tricálcico), ya desde las 24 horas tiene cristales de 80 nm, que llegan a 140 nm a las 72 horas<sup>41</sup> (Figuras 17.13-17.15).

Además del análisis físico del tamaño de los cristales, se realizó un análisis de espectroscopia KEVEX (dispersión de longi-



**Figura 17.4.** Fotografías con el MEB. (A) Grupo 1. Control negativo, superficie de esmalte sin tratamiento. (B) Grupo 2. Control positivo, superficie de degradación del esmalte, mayor que la de una lesión real. (C) Imagen de la superficie del esmalte con una lesión cariosa generada naturalmente en el medio bucal. Obsérvese que la lesión cariosa inducida (B) es de mayor intensidad que la real.

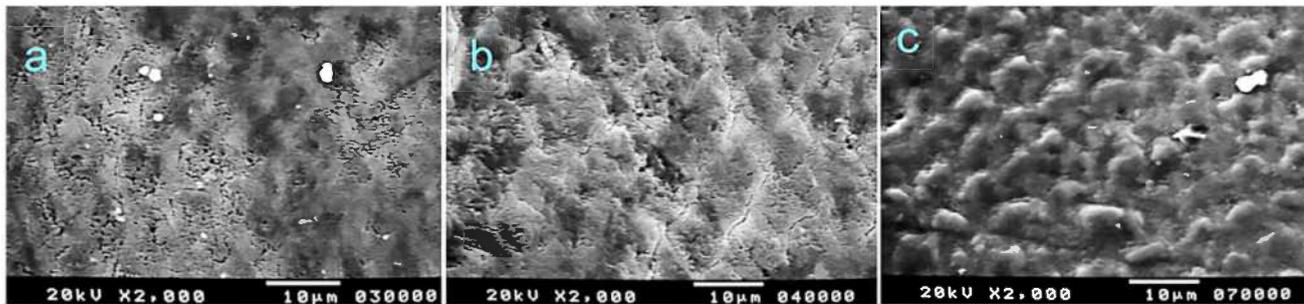


Figura 17.5. Grupo 3. Remineralización de la lesión cariosa por el medio oral y lavado normal de dientes. (A) 24 horas. (B) 48 horas. (C) 72 horas.

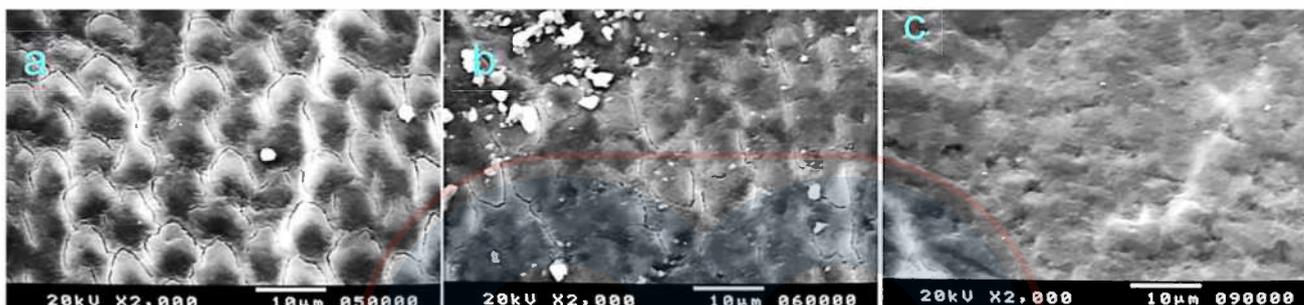


Figura 17.6. Grupo 4. Remineralización de la lesión cariosa por la aplicación de fluorfosfato acidulado al 1,23 %. (A) 24 horas. (B) 48 horas. (C) 72 horas.

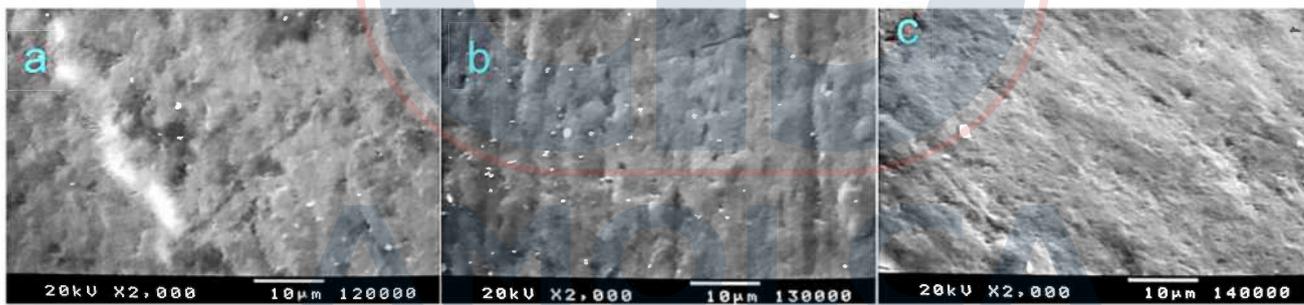


Figura 17.7. Grupo 8. Remineralización de la lesión cariosa por la aplicación de Recaldent/FPC-FCA 900 ppm F. (A) 24 horas. (B) 48 horas. (C) 72 horas.

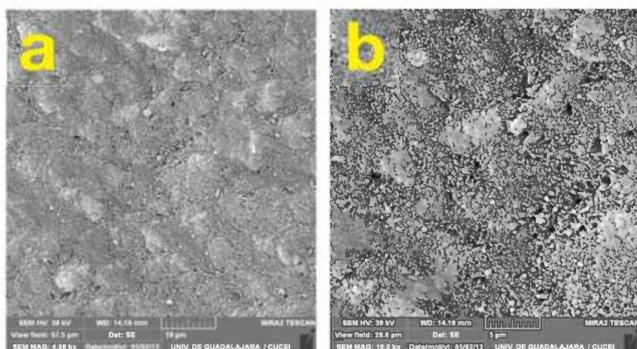


Figura 17.8. Microfotografías con el microscopio electrónico de barrido de emisión de campo (MEB-EC). Superficie vestibular de esmalte humano remineralizado a las 72 horas. (A) 5000x. Reconfiguración de la superficie del esmalte cariado por remineralización de la superficie adamantina que forma los prismas en una condición muy similar a la normal. (B) 10 000x. Se aprecia la morfología natural del esmalte. Con mayor detalle, se observan claramente los límites del tejido más denso, correspondiente al prisma, y el perímetro más poroso, correspondiente a la sustancia interprismática.

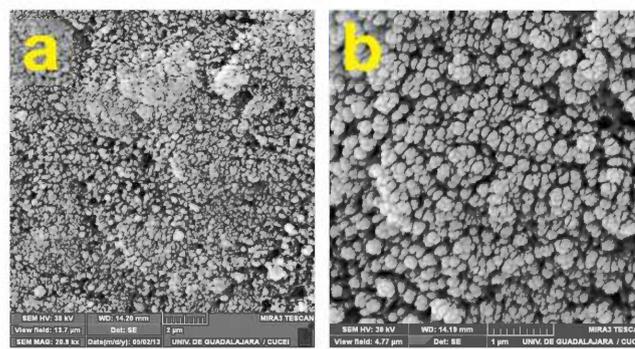
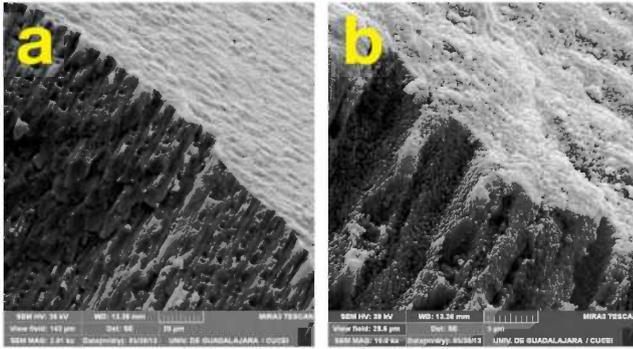
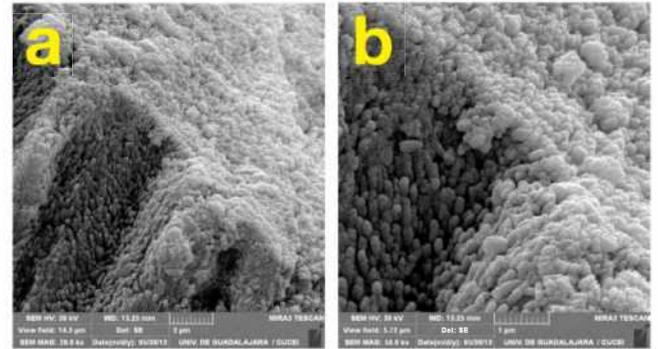


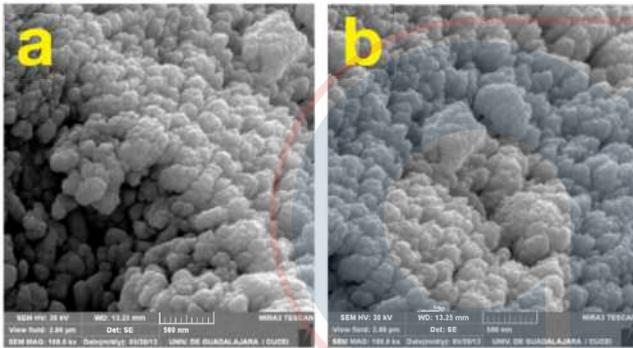
Figura 17.9. Microfotografías con MEB-EC. Acercamiento de las figuras anteriores. Resultado de la remineralización después de 72 horas. (A) 21 000x. Se observa la delimitación morfológica de la formación del prisma y el perímetro, menos denso, correspondiente a la sustancia interprismática. (B) 100 000x. Aglutinación de los clusters o racimos de calcio, fosfato y flúor que forman, en conjunto, los cristales que darán como resultado el prisma.



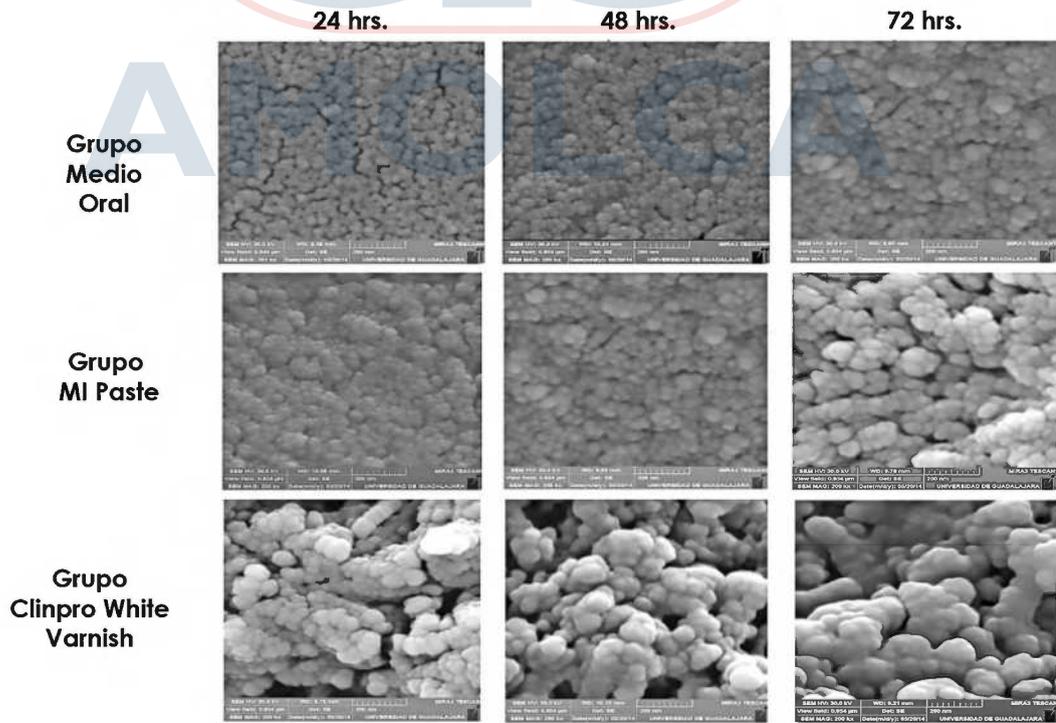
**Figura 17.10.** Microfotografías con MEB-EC. Corte lateral del esmalte remineralizado después de 72 horas en boca. (A) 2000x. Se observa la superficie del esmalte bien constituida y, en el corte lateral, las estructuras internas en proceso de mineralización reconforman los elementos del esmalte. (B) 10 000x. Se aprecia la morfología de los prismas y la sustancia interprismática totalmente reconstruida, la aglutinación de los clusters producto de la remineralización se unen en racimos, formando cada cristal del prisma.



**Figura 17.11.** Microfotografías con MEB-EC. Acercamientos de las figuras anteriores. (A) 20 000x. Acercamiento de la superficie vestibular y corte sagital del esmalte remineralizado. (B) 50 000x. En esta magnificación se observan las capas de aglutinaciones de cristales que conforman la remineralización del esmalte, con aposición desde el fondo de la zona afectada por la lesión cariosa hasta la superficie.



**Figura 17.12.** Microfotografías con MEB-EC. Acercamiento de las imágenes anteriores. Superficie de esmalte y corte lateral remineralizado. (A) 100 000x. Se aprecia la remineralización de la superficie y el interior del esmalte formados por los mismos cristales. (B) 100 000x. Acercamiento de los clusters de calcio y fosfato, unidos en racimos para conformar cada cristal del prisma.



**Figura 17.13.** Imágenes comparativas con MEB y un aumento de 200 000x. Se pueden observar las variaciones en el tamaño de los cristales del esmalte, después del proceso de remineralización en los 3 grupos a las 24, 48 y 72 horas. Fuente: Valencia et al.<sup>41</sup>

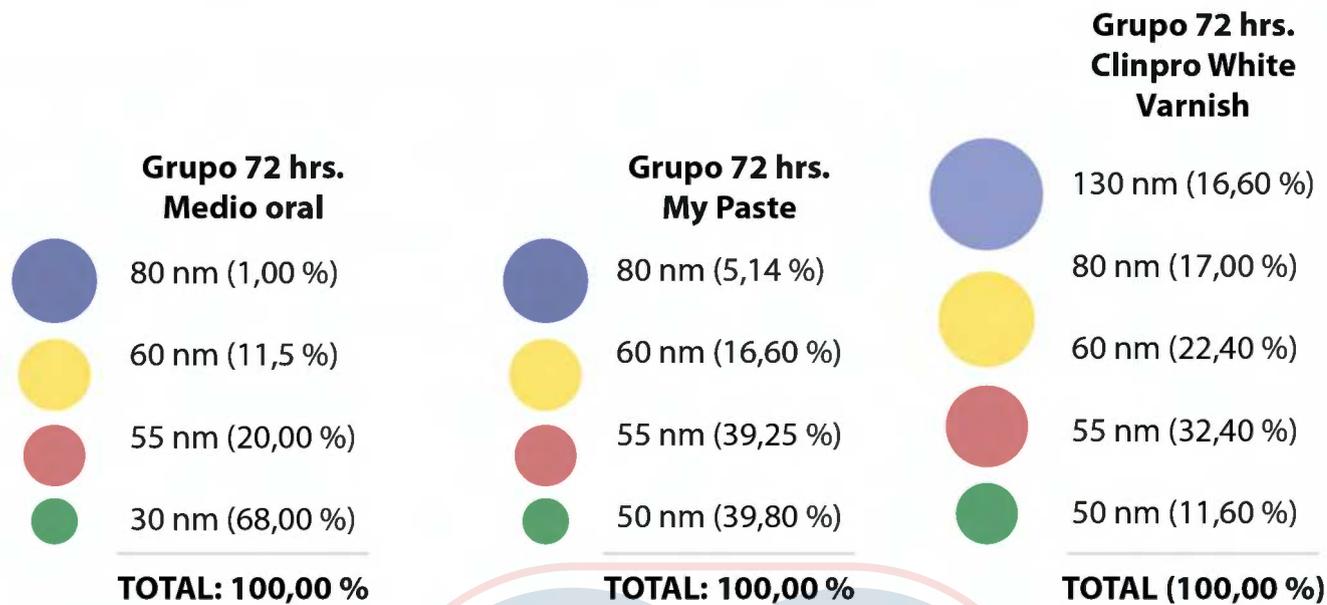


Figura 17.14. Tamaño comparativo de los cristales para cada grupo, medido en nanomicros, así como el porcentaje de cada uno, con imágenes de MEB (200 000x) a las 72 horas. Fuente: Valencia et al.<sup>41</sup>

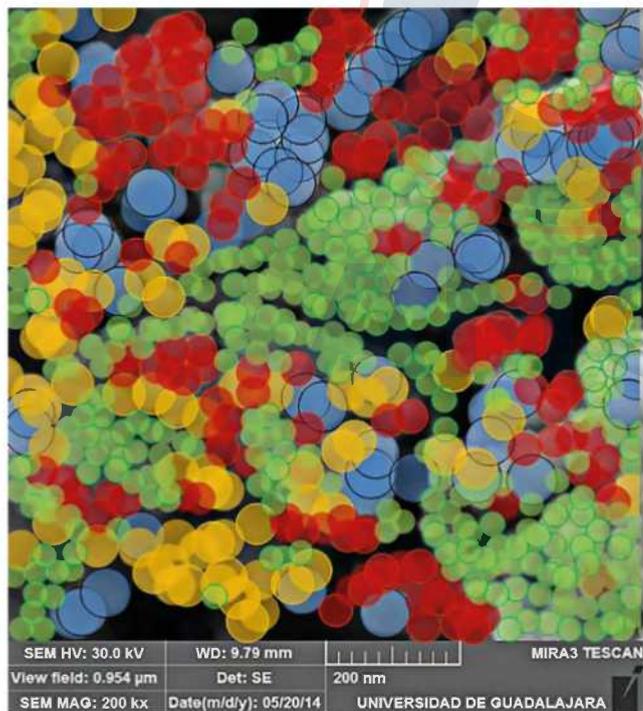


Figura 17.15. Mediciones de los cristales del esmalte tratadas con barniz fluoruro de sodio al 5 % y fosfato tricálcico (3M™ Clinpro™ White Varnish), con imágenes del MEB (200 000x) a las 24 horas de aplicación. Fuente: Valencia et al.<sup>41</sup>

Tabla 17.4. Alcances de los elementos fluorados en relación con el proceso de remineralización del esmalte dental.

Acción	Descripción
Reversión de la lesión	Revierten la lesión cariosa y remineralizan el tejido afectado.
Velocidad de remineralización	Aceleran la acción de la remineralización.
Sellado de la superficie	Restablecen y sellan la superficie.
Tamaño del cristal	Incrementan el tamaño del cristal, haciéndolos más estables y con una estructura más resistente a los ácidos orgánicos de las bacterias.
Elementos calcio y fosfato	El número de elementos fosfato y calcio aumentan en peso.

Fuente: Valencia et al.<sup>41</sup>

tud de onda y dispersión de energía de rayos X) para determinar el número de elementos fosfatos y calcio en peso, desde el inicio hasta las 72 horas, y se concluyó que la aplicación de elementos fluorados en la morfología de la superficie del esmalte tiene resultados positivos en una serie de aspectos (Tabla 17.4).

## 17.5. Materiales bioactivos en odontología restauradora

Los consensos actuales acerca de los procedimientos clínicos más pertinentes para tratar las lesiones cariosas profundas sugieren que la remoción sistemática de la dentina cariada blanda hasta alcanzar dentina dura es un procedimiento muy agresivo y, en muchos casos, puede reconocerse como sobretratamiento.<sup>24,42</sup> La eliminación selectiva del tejido cariado implica que se requiere aplicar un biomaterial sobre una base de dentina firme o blanda (acorde con la profundidad de la lesión) solo en la pared pulpar de la cavidad, mientras que la dentina cariada periférica debe quedar en dentina dura en la misma visita, para colocar después una restauración definitiva. Gracias al sellado marginal, esta conducta clínica de remoción incompleta del tejido cariado controla la microfiltración, reduce los síntomas pulpares posoperatorios, muy importante en la odontología mínimamente invasiva, y disminuye el riesgo de una exposición pulpar innecesaria.<sup>42-45</sup>

Los requisitos ideales de un material bioactivo para su uso en odontología restauradora se describen en la Tabla 17.5.

Los materiales bioactivos ofrecen una gran variedad de opciones dentro de la odontología preventiva y restauradora.

**Tabla 17.5. Requisitos ideales de los materiales de uso en las ciencias odontológicas restauradoras.**

Número	Requisito	Fuente
1.	Biocompatible	Skallevoid et al. <sup>7</sup>
2.	Estéril	
3.	Insoluble o reabsorbible	
4.	Bactericida	
5.	Bacteriostático	
6.	Mantener la vitalidad pulpar	
7.	Estimular la formación de dentina reparadora	
8.	Tener propiedades adhesivas	
9.	Ser radiopaco	
10.	Resistente a la compresión y a la tracción	
11.	Interactuar con un ambiente húmedo	
12.	De fácil manipulación	
13.	Imitar los tejidos	
14.	Distribuir fácilmente las fuerzas masticatorias	
15.	Aproximarse a la dureza de los tejidos dentales	
16.	No generar reacciones alérgicas o citotóxicas	
17.	Generar una respuesta positiva en los tejidos	

### 17.5.1. Cementos de ionómero de vidrio (IV)

El primer cemento de ionómero de vidrio fue producido a finales de la década de 1960 por Alan Wilson y su grupo en un laboratorio de química en Londres, Inglaterra. Este material, denominado *cemento ASPA*, tenía características estéticas y de fraguado inapropiadas y en 1972 resultó evidente que la incorporación del isómero positivo del ácido tartárico podría mejorar las propiedades de su manipulación y tiempo de fraguado.<sup>26</sup> Wilson informó que es posible controlar la deposición de aluminio con el ácido tartárico y, por lo tanto, se produjo y se comercializó un material clínico eficaz, denominado *ASPA II* (aluminosilicato poliacrílico).<sup>46</sup>

Durante la última década, se ha acelerado el concepto de producir materiales «inteligentes» en odontología. El comportamiento inteligente de los cementos de ionómero de vidrio fue observado por primera vez por Davidson.<sup>47</sup> Una de las ventajas de los ionómeros de vidrio al comparárseles con otros materiales de restauración, es que los primeros se pueden colocar en las cavidades sin necesidad de utilizar agentes adhesivos y tienen una buena biocompatibilidad.<sup>48</sup> Con base en su naturaleza, los ionómeros pueden ser *convencionales* o *modificados con resinas*. La desventaja más importante del IV convencional es la falta de resistencia y tenacidad suficientes. Para mejorar las propiedades mecánicas de estos materiales, los IV modificados con resina contienen monómeros hidrófilos como HEMA.<sup>49</sup>

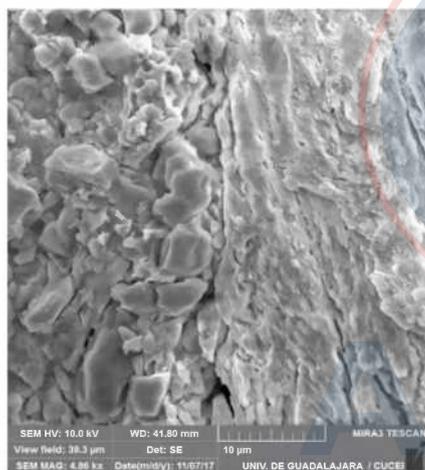
La reacción de fraguado consta de 4 etapas (Tabla 17.6).<sup>26</sup>

La adhesión de los ionómeros de vidrio a las superficies dentales representa una ventaja clínica importante. Estos cementos se preparan a partir del ácido poliacrílico, o polímeros relacionados, y se sabe que esta sustancia promueve la adhesión en forma química.<sup>50</sup> La resistencia a la tracción en los tejidos dentales es alta: en el esmalte varían entre 2,6 y 9,6 MPa y los valores en dentina varían entre 1,1 y 4,1 MPa. Las resistencias de unión son típicamente más altas en el esmalte que en la dentina, lo que sugiere que la unión tiene lugar en la fase mineral<sup>51</sup> (Figuras 17.16-17.18).

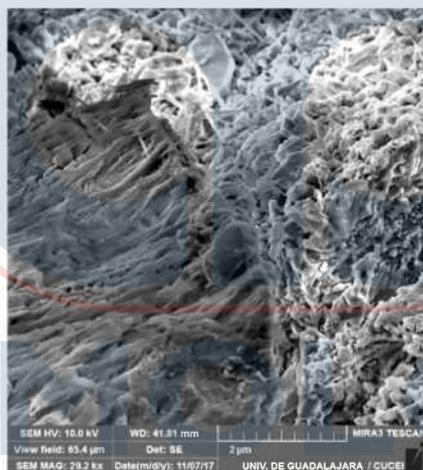
En la clínica, el acondicionamiento y la protección superficial del cemento de ionómero son pasos importantes para obtener sus mejores propiedades físicas. En lo referente al acondicionamiento, la superficie del diente se prepara para la unión por un proceso que implica tratar la superficie del diente recién cortada con una solución de ácido poliacrílico acuoso al 37 % durante 10-20 segundos, seguido de enjuague con agua.<sup>52</sup> Este proceso elimina la capa de barro dentinario y abre los túbulos dentinarios, también desmineraliza parcialmente la superficie del diente para permitir una unión química.<sup>53</sup> En lo que respecta a la protección superficial del ionómero de vidrio, el agua no unida se puede perder de la superficie del material recién colocado, lo que causa una apariencia opaca antiestética, a medida que se desarrollan grietas microscópicas en la superficie seca. Para evitarlo, es importante proteger el cemento con un barniz o vaselina. Hay dos tipos de barnices disponibles, a saber: soluciones simples de polímero en disolvente y monómeros de baja viscosidad, fotopolimerizables. Existe evidencia que indica que los barnices fotopolimerizables brindan una protección superior para prevenir el secado, porque la falta de solvente significa que la película formada no tiene porosidades a través de las cuales el agua aún puede escapar.<sup>54</sup>

**Tabla 17.6. Etapas de la reacción de fraguado de los ionómeros vítreos.**

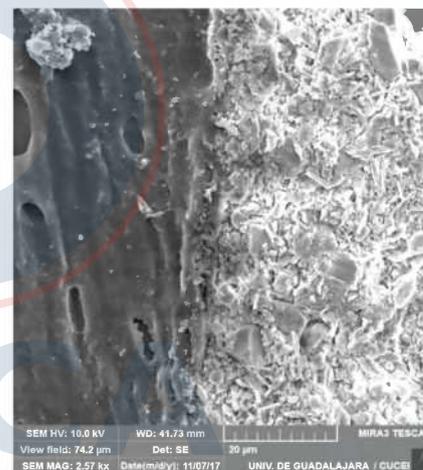
Número	Etapa	Descripción
1.	Descomposición del polvo	El ácido ataca las superficies de las partículas de vidrio, los cationes metálicos se liberan en la solución y se forma una capa de gel de silicato en la superficie de las partículas.
2.	Gelificación	Con un aumento en la concentración de cationes, el valor de pH de la fase acuosa aumenta, lo que resulta en una mayor ionización del ácido carboxílico. En un punto específico, la estructura del gel se forma a través de enlaces cruzados iónicos débiles y la formación de enlaces de hidrógeno. El proceso de gelificación del material es el resultado de un aumento en la ionización. Los grupos carboxilato de las cadenas de polímero se cargan, se repelen entre sí, se desenrollan y, probablemente, adquieren una configuración más lineal. La progresión de la reacción de los cationes metálicos con los grupos carboxilato resulta en un aumento de la viscosidad. Parece que la difusión de estos cationes ejerce el efecto principal sobre la reacción de gelificación del cemento.
3.	Endurecimiento	La formación de enlaces cruzados en las cadenas de polímero como resultado de la liberación de cationes metálicos conduce al endurecimiento del cemento. El material final consiste en partículas de vidrio sin reaccionar, rodeadas por la matriz de polímero que contiene reticulaciones.
4.	Maduración	La reacción continúa después del fraguado y aumenta la fuerza de unión (fuerzas intermoleculares). Aunque gran parte de esta se obtiene después de 24 h, el aumento en los valores de la fuerza de unión, junto con un aumento en el módulo de Young durante algunos meses, continúa como resultado de la difusión de cationes hacia lugares ácidos.

Fuente: Khoroushi et al.<sup>26</sup>

**Figura 17.16.** Microfotografía con MEB-EC a 4860x. Molar restaurado con ionómero de vidrio de alta carga para restauración, seccionado sagitalmente en sentido lingual a vestibular por el centro de la restauración, con el fin de analizar la adaptación marginal esmalte (derecha) y el cemento de ionómero de vidrio. Se observa claramente la excelente adaptación y fusión entre el material y el tejido dental.



**Figura 17.17.** Microfotografía con MEB-EC a 29200x. Acercamiento de la Figura 17.16 donde se observa el íntimo contacto de la adaptación marginal entre los cristales del esmalte y el cemento de ionómero. A la izquierda se observan los cristales del esmalte de un prisma y, a la derecha, el ionómero de vidrio.



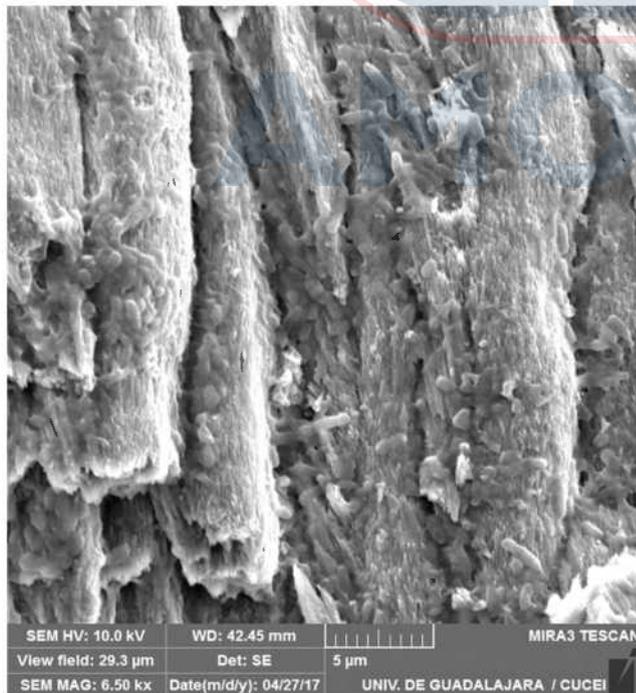
**Figura 17.18.** Microfotografía con MEB-EC a 2570x. Imagen del mismo corte donde se aprecia la adaptación marginal totalmente cerrada entre la superficie de la dentina (izquierda) y el cemento de ionómero de vidrio (derecha).

### 17.5.1.1. Efecto antibacteriano, propiedades cariostáticas e inhibición de la desmineralización de los ionómeros de vidrio

Por su biocompatibilidad y propiedades cariostáticas, los materiales que liberan flúor (incluidos los cementos de ionómero de vidrio convencionales y los reforzados con resina) se utilizan con frecuencia como bases cavitarias y también como cemento y material obturador de restauraciones (temporales) de dientes permanentes y/o deciduos, en especial aquellos con alto riesgo de caries.<sup>55</sup>

Se ha descubierto que los IV no tienen ningún efecto tóxico sobre los fibroblastos gingivales humanos.<sup>56</sup> Además, las superficies de esmalte y dentina adyacentes a las restauraciones de IV están protegidas del ataque ácido,<sup>57</sup> lo que indica que pueden inhibir la desmineralización inducida por el ácido. Además, la capa de dentina desmineralizada adyacente a las restauraciones de ionómero de vidrio se vuelve resistente a los ácidos, con un aumento en el contenido de minerales como el calcio, y es más dura.<sup>58</sup> Ello sugiere que los IV pueden promover la remineralización dental. Estas propiedades cariostáticas se deben al fluoruro liberado por el material, el cual puede incorporarse en la red cristalina de hidroxiapatita y formar fluorapatita, que tiene una baja solubilidad en ácido.<sup>59</sup>

También se ha demostrado que los IV tienen efectos antibacterianos que inhiben la producción de ácido del *S. mutans* y, posteriormente, disminuye la población bacteriana.<sup>60</sup> Al neutralizar las condiciones ácidas producidas por bacterias como los estreptococos orales,<sup>61,62</sup> se ha sugerido que existe un potencial amortiguador o *buffer* de los elementos liberados por los IV.

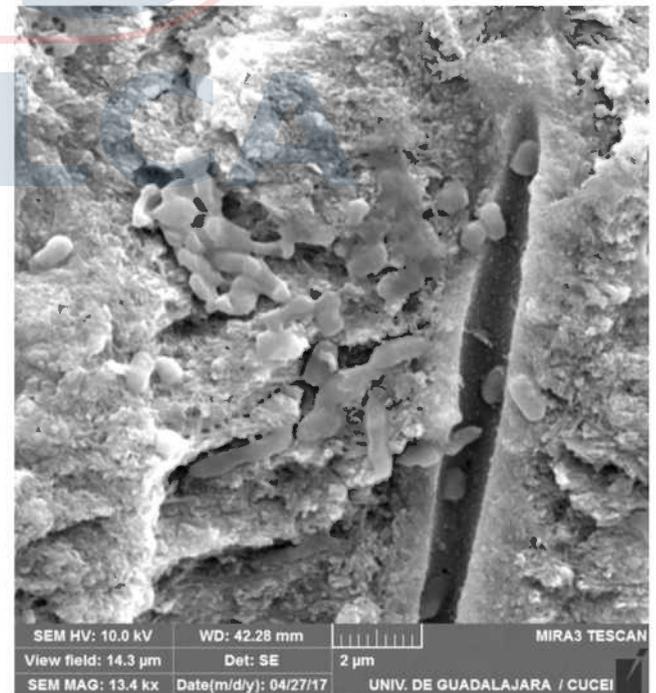


**Figura 17.19.** Microfotografía con MEB-EC a 6500×. Se observa una pared de esmalte, la cavidad «limpia o sin lesión cariosa» después de su eliminación mediante la preparación cavitaria. Obsérvense las colonias bacterianas adheridas al esmalte, que persisten aun cuando esta superficie está grabada y lavada.

Debemos saber que, siempre que en la clínica se remueve una lesión cariosa, tanto el esmalte como la dentina residual o aun los tejidos sanos muestran prolongaciones bacterianas que se mantienen en el interior de estos tejidos a nivel microscópico e histológico. La liberación de flúor del IV contribuye a que, cuando se utiliza como material restaurador, se establezca un entorno cariostático que disminuye la producción de ácidos y el crecimiento bacteriano por la inhibición de la desmineralización y la absorción de flúor<sup>62</sup> en los sitios circundantes (Figuras 17.19 y 17.20).

Una de las tendencias actuales en la odontología restauradora consiste en disminuir los tiempos clínicos de trabajo sin sacrificar la dureza, la resistencia a la flexión y la compresión del material, lo que ha conducido a que cada vez se utilicen más los IV en escenarios clínicos de mayor exigencia que los usos tradicionales, para la conformación de bases cavitarias o para la cementación de restauraciones. Esto ha llevado al desarrollo de ionómeros de vidrio convencionales de última generación, en presentación de polvo/líquido o en cápsulas predosificadas, que han mejorado su composición de relleno y pueden colocarse sin necesidad de acondicionamiento o protección superficial (Figura 17.21).<sup>63,64</sup>

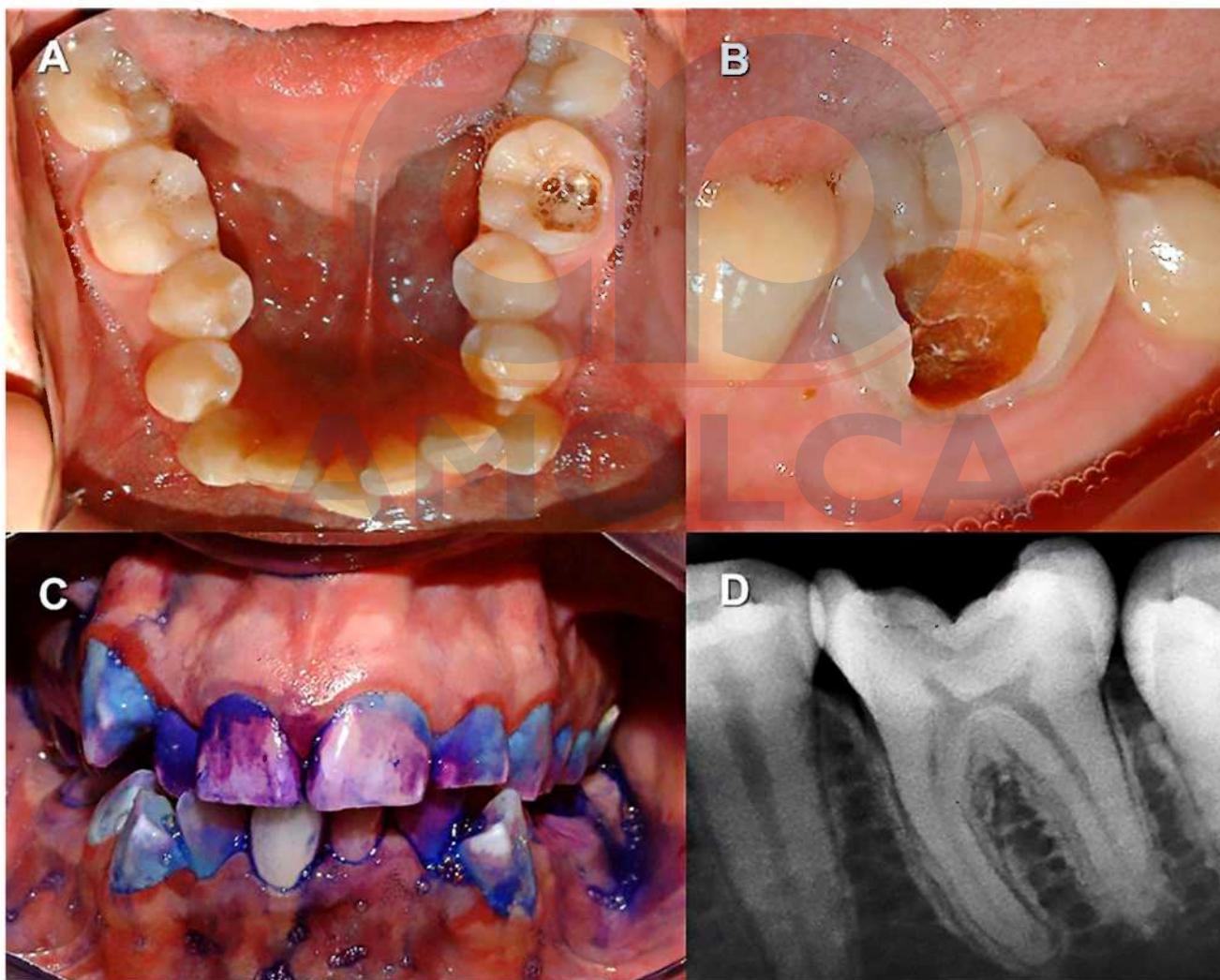
Las cavitaciones en la dentición permanente con dentina expuesta que tiene capacidad de remineralización son ejemplo de ello: las propiedades físicas mejoradas y la capacidad de ofrecer una respuesta biológica positiva ante condiciones ácidas producidas por un biofilm muy activo es una de las ventajas de utilizar este tipo de materiales como restauración dental permanente, cuando los procesos de remineralización son indispensables (Figura 17.22).



**Figura 17.20.** Microfotografía con MEB-EC a 13 400×. Corte sagital de un premolar que presentaba una lesión cariosa hasta la dentina, la zona de la imagen fue tomada 1 mm por debajo del piso «limpio» de la cavidad; sin embargo, la difusión bacteriana por la red de túbulos dentinarios se extiende dentro de los tejidos sanos.



**Figura 17.21.** Ionómero de vidrio convencional 3M™ Ketac™ Universal. (A) Presentación comercial en polvo/líquido. (B) Presentación comercial en cápsula predosificada 3M™ Ketac™ Universal Aplicap™.



**Figura 17.22.** (A) Vista oclusal inferior de un paciente con dentición permanente temprana y mal control del biofilm dental, con presencia de apiñamiento y una lesión cariosa extensa en el primer molar inferior izquierdo. (B) Lesión cariosa cavitada con dentina expuesta, visible en las superficies oclusal y vestibular, no mayor del 50 % de la superficie dental (compatible con código 5 del ICDAS). Por las características clínicas de color, textura y humedad de la lesión en dentina, puede ser remineralizable. (C) Tinción del biofilm con Tri Plaques ID™ que denota la presencia de una importante acumulación de biofilm maduro con alta carga ácida. (D) Radiografía dentoalveolar que muestra la extensión de la zona radiolúcida, correspondiente a la lesión cariosa del primer molar inferior izquierdo. Se puede distinguir un correcto trabeculado óseo y la ausencia de zonas radiolúcidas sugerentes de lesiones periapicales.

La remoción parcial del tejido cariado del sustrato periférico de una lesión cariosa con dentina expuesta puede favorecer el correcto sellado periférico de la restauración con ionómero de vidrio. Para este fin, el corte con instrumentos cortantes de mano (cucharillas con un adecuado filo) y con un instrumento rotatorio de baja velocidad (con fresa redonda de carburo Nro. 5 y 6) son estrategias indispensables para mantener tres de los principios básicos de la odontología de la mínima invasión:

1. No eliminar innecesariamente tejido dental sano o remineralizable.
2. Evitar la comunicación pulpar.
3. Evitar o posponer el inicio del ciclo restaurador repetitivo (Figura 17.23 A-C).

La posibilidad de utilizar materiales que permitan llevar a cabo los procedimientos clínicos con un número menor de pasos disminuye los tiempos de trabajo y, como consecuencia, se da un mejor manejo del paciente en el consultorio. El ionómero convencional 3M Ketac Universal puede colocarse sin necesidad de acondicionamiento previo con ácido poliacrílico, como es el caso en todos los ionómeros de vidrio y, además, una vez que termina la reacción de fraguado, es posible recortar y dar los ajustes finales sin necesidad de aplicar un protector de superficie como paso final (Figura 17.23 D-F).

Algunos estudios *in vitro* han mostrado adecuados valores de resistencia a la compresión y dureza de los ionómeros de vidrio convencionales de nueva generación, sin el uso de protector superficial.<sup>63,65</sup> El buen rendimiento clínico al desgaste y la integridad superficial de los ionómeros de vidrio de nueva generación es evidente cuando se siguen estrictamente las indicaciones del fabricante y, principalmente, cuando hay un mantenimiento periódico con la exposición a otros agentes remineralizantes bioactivos, como los barnices de fluoruro de sodio al 5 % (Figuras 17.24 y 17.25).



**Figura 17.23.** Seguimiento del caso ya presentado en la Figura 17.22. Restauración con ionómero de vidrio convencional de nueva generación 3M™ Ketac™ Universal, en una lesión cariosa en el primer molar permanente inferior derecho. (A) Aislamiento absoluto con dique de hule. (B) Con una cucharilla filosa y ligera presión, remoción total de la dentina cariada en las paredes periféricas de la cavidad. (C) Eliminación con fresa redonda de carburo con baja velocidad de la dentina de la pared cervical de la cavidad, con la precaución de evitar el sangrado ocasionado por el daño en el tejido gingival. (D) Colocación de material restaurador sin el paso clínico del acondicionamiento con ácido poliacrílico. (E) Recorte de los excedentes del material en la superficie vestibular con fresas multihojas y alta velocidad. (F) Condición final de la restauración con ionómero de vidrio convencional 3M™ Ketac™ Universal sin aplicación de un protector de superficie.

### 17.5.2. Alkasites

Dentro de esa necesidad de encontrar materiales bioactivos de restauración con mejores propiedades de resistencia a la flexión y al desgaste, en los últimos años se ha desarrollado un material que aumenta la liberación de iones favorables durante los ataques ácidos, para regular el valor de pH. Este material se denomina *alkasite*, cuyos nombres comerciales son Cention N® y Cention Forte® (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), el primero está disponible en presentación polvo/líquido y el segundo con cápsula predosificada (Figura 17.26).

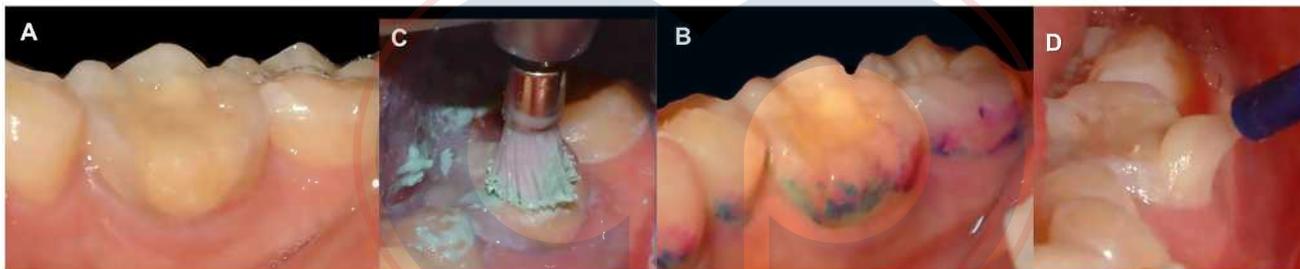
La liberación de iones hidroxilo de un material restaurador también puede ayudar a neutralizar el exceso de acidez que se produce durante los ataques ácidos de la flora cariogénica, lo que evita la desmineralización.<sup>66</sup> Un *alkasite* es un material a base de resina de curado dual: el polvo contiene varios rellenos de vidrio capaces de liberar iones alcalinos como fluoruro, calcio e hidroxilo, que pueden reaccionar con el agua y liberar calcio, para dar lugar a la neutralización del ácido y a la remineralización. El líquido consiste en dimetacrilatos e iniciadores y el polvo está compuesto por varios rellenos de vidrio, iniciadores y pigmentos.

Varios estudios clínicos han confirmado que, para mantener las restauraciones lo más longevas posible, un factor importante es una resistencia a la flexión superior o igual a 100 MPa. Aquí es donde el *alkasite* Cention N® se diferencia de los cementos de IV. Con valores superiores a 100 MPa, el Cention N® ofrece una muy buena resistencia a la flexión para las regiones que soportan tensión en la cavidad bucal, especialmente en la región posterior.<sup>67</sup> El *alkasite* contiene 78,4 % de relleno inorgánico y el vidrio alcalino representa el 24,6 % en el peso del material final. Esto libera niveles sustanciales de iones fluoruro comparables a los liberados por los cementos de IV tradicionales. Además de los fluoruros, el vidrio alcalino también libera iones de hidróxido y de calcio, que pueden ayudar a prevenir la desmineralización del sustrato dental. La liberación a largo plazo de iones calcio y fluoruro de los *alkasites* en condiciones ácidas es mayor, en comparación con el cemento de IV tradicional.<sup>68</sup> Hay varios factores que influyen en la cantidad y el patrón de liberación de iones fluoruro de un material de restauración, como son la temperatura, el pH, la técnica de mezcla del material, la relación polvo-líquido y los medios circundantes. El efecto anticariogénico de los materiales que liberan fluoruro depende de la cantidad y de la sostenibilidad de la liberación de iones fluoruro, especialmente a un pH por debajo del nivel crítico de 5,5.<sup>69</sup>

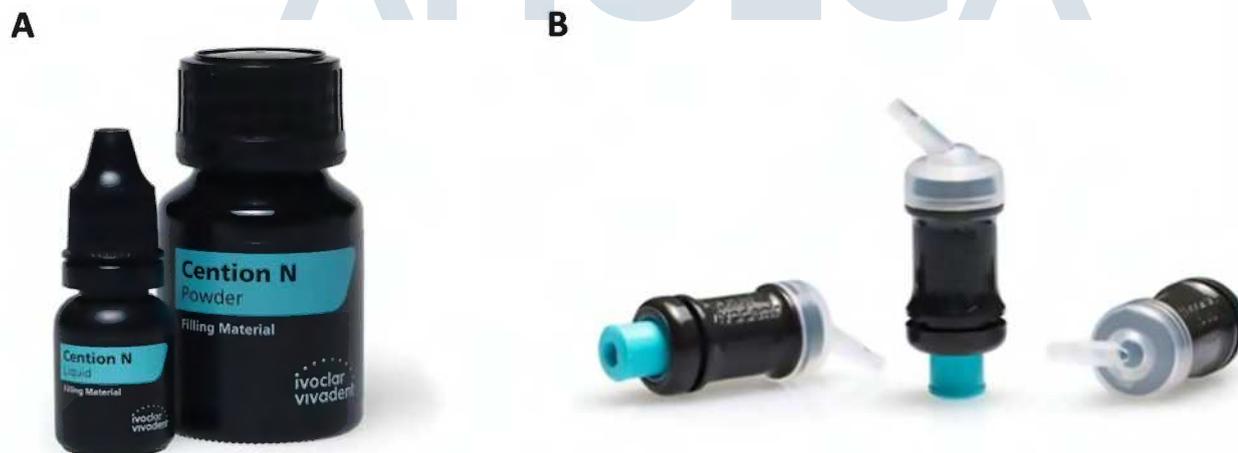
La reacción de curado dual permite que el *alkasite* se pueda utilizar como material de restauración que se aplica en una sola intención (también conocido como *bulk fill*). El fotocurado opcional se lleva a cabo con luz azul en un rango de longitud de onda de aproximadamente 400-500 nm, por lo que todas las lámparas de fotopolimerización estándar se pueden usar para endurecer el material. Este material puede unirse de dos formas a la superficie dental, a saber: mediante un protocolo adhesivo o sin la necesidad de un sistema adhesivo. Asimismo, su reacción de fraguado se puede dar por ambas reacciones: autocurado y fotopolimerización. Cuando el material restaurador se utiliza en el modo de autocurado, este se aplica en la cavidad, se condensa y se esculpe, dejándolo reposar después durante 4 minutos. Cuando se fotopolimeriza, la luz solo puede penetrar



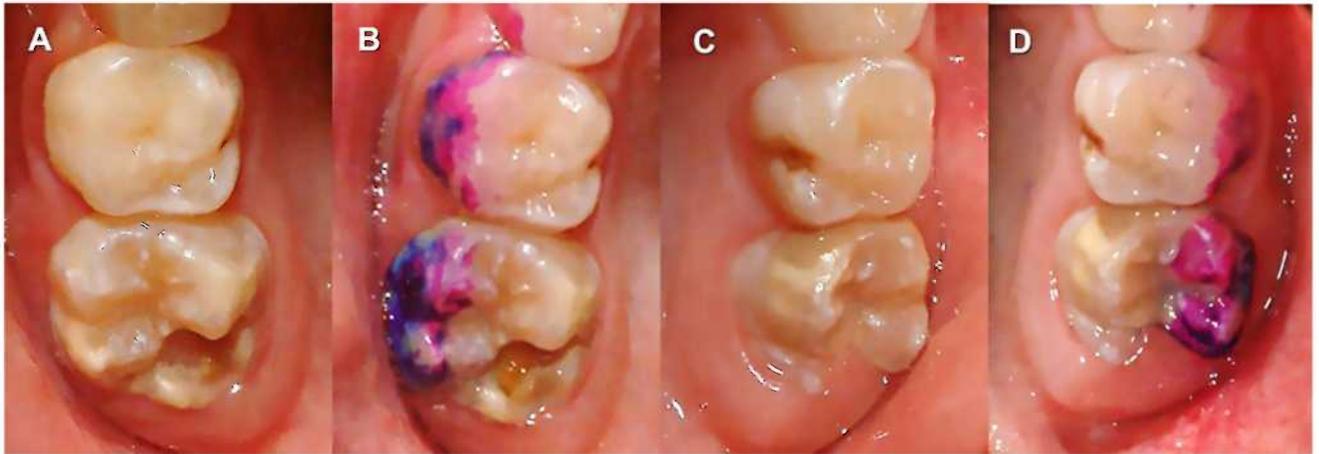
**Figura 17.24.** Seguimiento clínico y radiográfico del caso presentado en las Figuras 17.22 y 17.23, restauración directa con ionómero de vidrio convencional de nueva generación 3M™ Ketac™ Universal. (A) Condición clínica inicial (ICDAS 5). (B) Restauración inmediata con ionómero de vidrio sin acondicionamiento de la dentina con ácido poliacrílico y sin protección superficial. (C y D) Controles a los 6 y 12 meses, respectivamente. Se observa un correcto sellado periférico de la restauración y ligero desgaste superficial. (E y F) Controles a los 24 y 30 meses. Se observa un ligero desgaste superficial, sin comprometer el sellado de la restauración. (G) Radiografía dentoalveolar inicial, con zona radiolúcida correspondiente a una extensa lesión cariosa. (H) Radiografía final, con zona radiolúcida correspondiente a la restauración de ionómero de vidrio. (I) Control radiográfico a los 30 meses. La condición de las estructuras óseas periféricas del molar restaurado es adecuada, así como la ausencia de zonas radiolúcidas periapicales.



**Figura 17.25.** Fase de mantenimiento del ionómero de vidrio convencional de nueva generación 3M™ Ketac™ Universal mostrado en las Figuras 17.22-17.24. (A) Condición de la restauración 6 meses después de su colocación. (B) Tinción del biofilm con Tri Plaque ID™, donde se observa la tinción azul claro indicativa de la presencia de una biopelícula ácida con un valor estimado de 4,5 de pH. (C) Remoción del biofilm mediante barrido mecánico con cepillo y pasta profiláctica a baja velocidad. (D) Para su recarga, exposición del ionómero de vidrio a tecnologías remineralizantes con un barniz de fluoruro de sodio al 5 % con fosfato tricálcico (FTC) 3M™ Clinpro™ White Varnish.



**Figura 17.26.** Material de restauración Alkasite Cention® (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). (A) Presentación comercial en polvo/líquido de Cention N®. (B) Presentación comercial en cápsula predosificada de Cention Forte®.



**Figura 17.27.** Lesiones en molares superiores permanentes por defecto de hipomineralización molar incisivo (HM). (A) Vista oclusal inicial del defecto estructural previo a la tinción del biofilm. Se observa una cavitación que involucra las superficies oclusal y palatina del primer molar superior derecho. (B y D) Tinción con Tri Plaque ID™ en la cara vestibular de ambos molares superiores, derecho e izquierdo. Se observa en ambos una tinción rosa y morada; esta última revela que se trata de un biofilm maduro de 48 h de actividad. (C) Defectos estructurales del esmalte en el primer molar superior izquierdo, sin pérdida de sustancia dental, donde se distinguen claramente las opacidades amarillas y ligeramente marrones características de los defectos por hipomineralización.

adecuadamente en capas de hasta 4 mm de espesor. Por lo tanto, en las cavidades más profundas de 4 mm, se debe dejar el tiempo de fraguado químico normal de 4 minutos.<sup>70</sup>

Se han realizado varias investigaciones sobre el rendimiento del material, incluso estableciendo comparaciones entre sus variables de auto- y fotopolimerización. Un estudio *in vitro* evaluó la microfiltración en la unión alcasite-esmalte y alcasite-dentina y encontró menos microfiltración en la restauración alcasite-esmalte y mejores resultados cuando se utiliza con un protocolo adhesivo.<sup>68,71</sup> En lo que respecta a su capacidad de liberar iones fluoruro en medios ácidos y neutros, un estudio *in vitro* informó que el alcasite de autocurado mostró el mayor potencial de liberación de iones de fluoruro en un medio con pH ácido, mientras que el ionómero lo hace mejor en un medio neutro.<sup>67</sup> Se ha comparado la capacidad de liberación de iones fluoruro de este material con otros materiales bioactivos con esa misma finalidad, como los IV convencionales y los IV modificados con resina. Un estudio *in vitro* mostró que los alkasites liberan mayor cantidad de iones fluoruro en los primeros 30 minutos, en comparación con los ionómeros convencionales y los modificados con resina, cuando se exponen a un medio con un pH crítico de 5,5.<sup>72</sup>

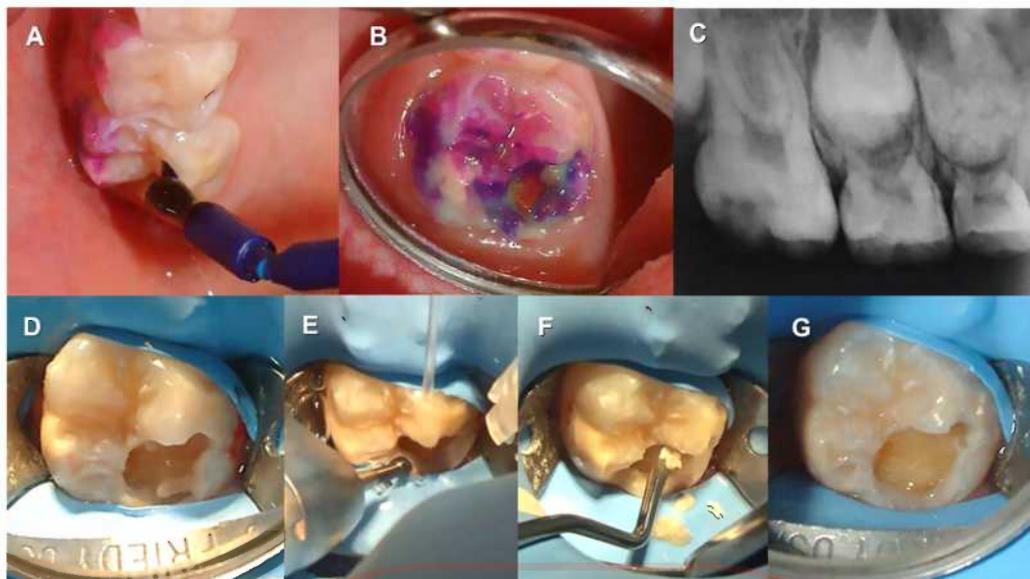
En relación con el protocolo clínico de aplicación, los alkasites tienen consideraciones específicas para su colocación en las cavidades generadas por lesiones cariosas o en defectos estructurales del esmalte como las hipomineralizaciones (véase el Capítulo 20). Considerando que, además de su adecuada resistencia, una de las principales ventajas de este material es ofrecer una protección localizada ante los descensos de pH del medio donde se coloca, esta puede ser una excelente opción en pacientes con defectos de esmalte como hipomineralizaciones, así como también en aquellos con un ineficiente control mecánico del biofilm dental (Figura 17.27).

La conformación de las cavidades requiere una preparación retentiva, similar a la que se usa con las obturaciones de amalgama, y los márgenes del esmalte no deben ser biselados. Si se considera utilizar un sistema adhesivo, la cavidad se prepara de

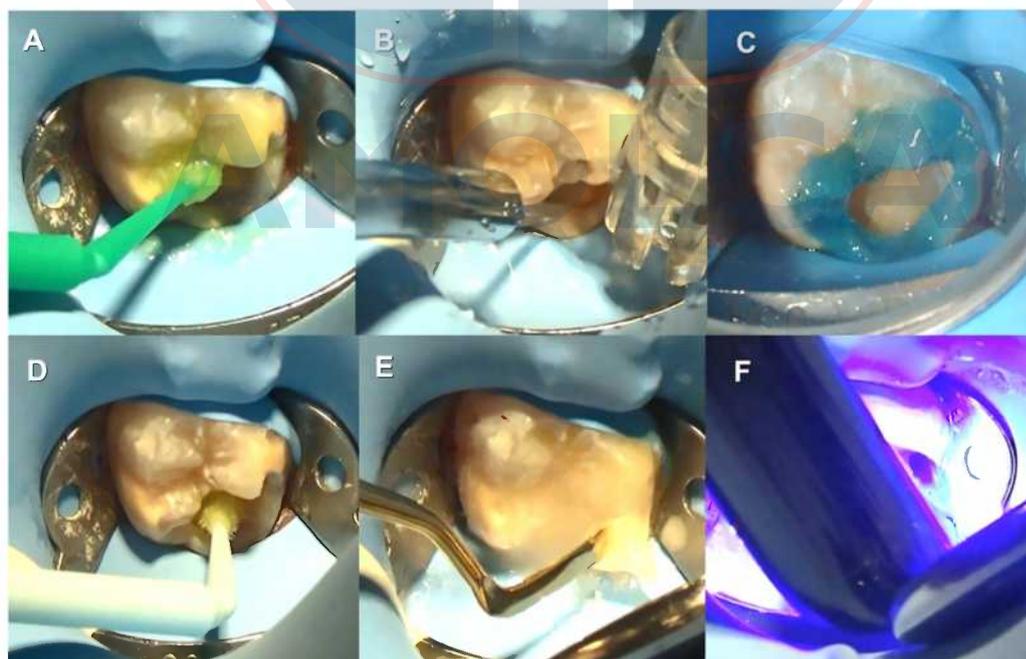
acuerdo con los principios modernos de la odontología mínimamente invasiva (véase el Capítulo 2), es decir, preservando la mayor cantidad posible de estructuras dentales naturales y siguiendo las instrucciones de uso del sistema adhesivo en cuanto al acondicionamiento y la aplicación<sup>70</sup> (Figura 17.28).

Debido a que este alcasite es autopolimerizable, la profundidad de curado es teóricamente ilimitada. Este es un material de llenado masivo, diseñado para aplicarse rápida y cómodamente en bloque. En este contexto, es importante que el material presente baja contracción por polimerización y baja fuerza de contracción. Los alkasites prácticamente no presentan contracción por polimerización y es un material restaurativo que incluye un relleno patentado que reduce el estrés por contracción al mínimo. Cuando se aplica en la cavidad, este se condensa, se esculpe y luego se deja en reposo aproximadamente durante 4 minutos. Cuando se fotopolimeriza, la luz solo puede penetrar adecuadamente capas de hasta 4 mm de espesor. Por lo tanto, en cavidades con una profundidad mayor a 4 mm se debe dejar el tiempo de fraguado químico normal de 4 minutos. Los defectos marginales no siempre conducen a caries secundarias marginales sino que el desarrollo de lesiones de caries depende más del riesgo individual específico<sup>70</sup> (Figura 17.29).

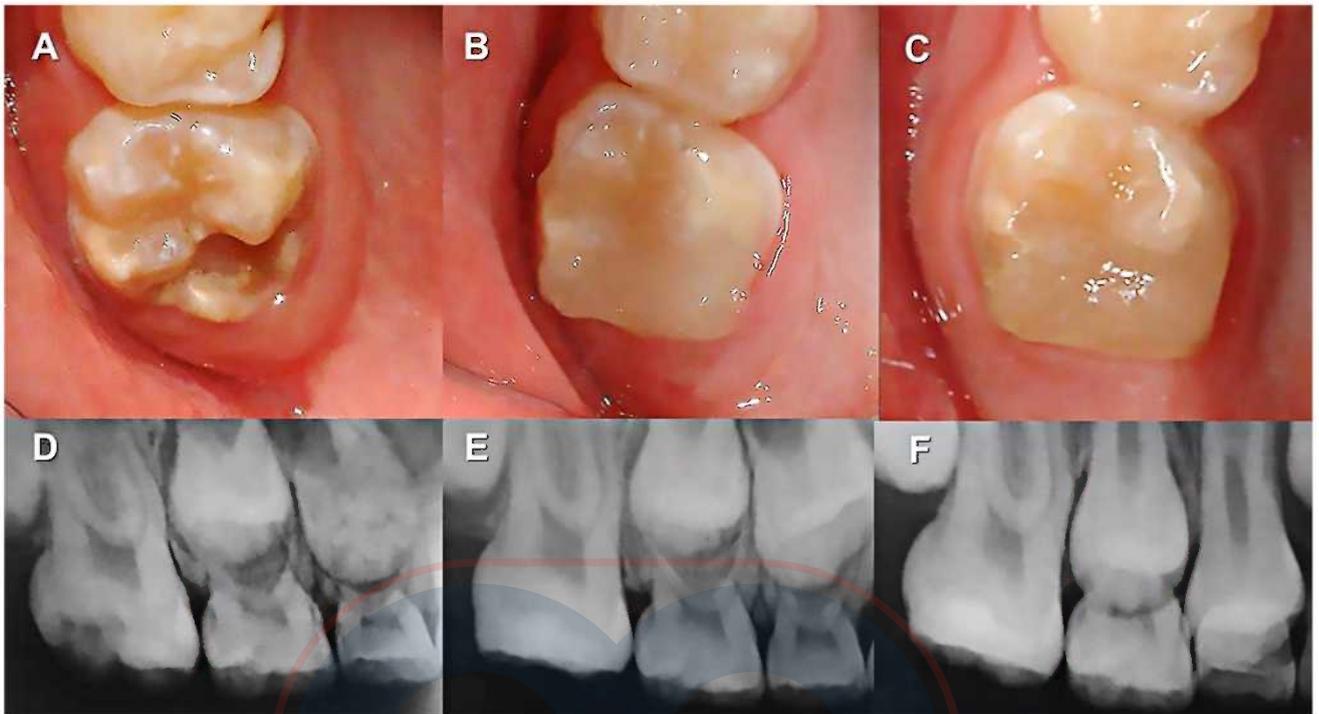
La longevidad de cualquier restauración que tenga propiedades bioactivas depende, en gran medida, del control local del biofilm, del control clínico por parte del profesional y de la exposición de agentes remineralizantes. La exposición a los microorganismos del medio bucal en los pacientes con un mal control mecánico del biofilm dental tiene como resultado el fracaso de las restauraciones dentales. Un estudio *in vitro* evaluó la fuerza de unión microtensil y los alcances del efecto antibacteriano de los alkasites. Los resultados mostraron que la fuerza de unión de estos materiales es adecuada y comparable con el de las resinas compuestas nanohíbridas y que, a pesar de que existe un efecto antibacteriano débil del alcasite en comparación con el efecto de la clorhexidina, este podría ser valioso para minimizar la recurrencia de caries en la unión diente-restauración<sup>73</sup> (Figuras 17.30 y 17.31).



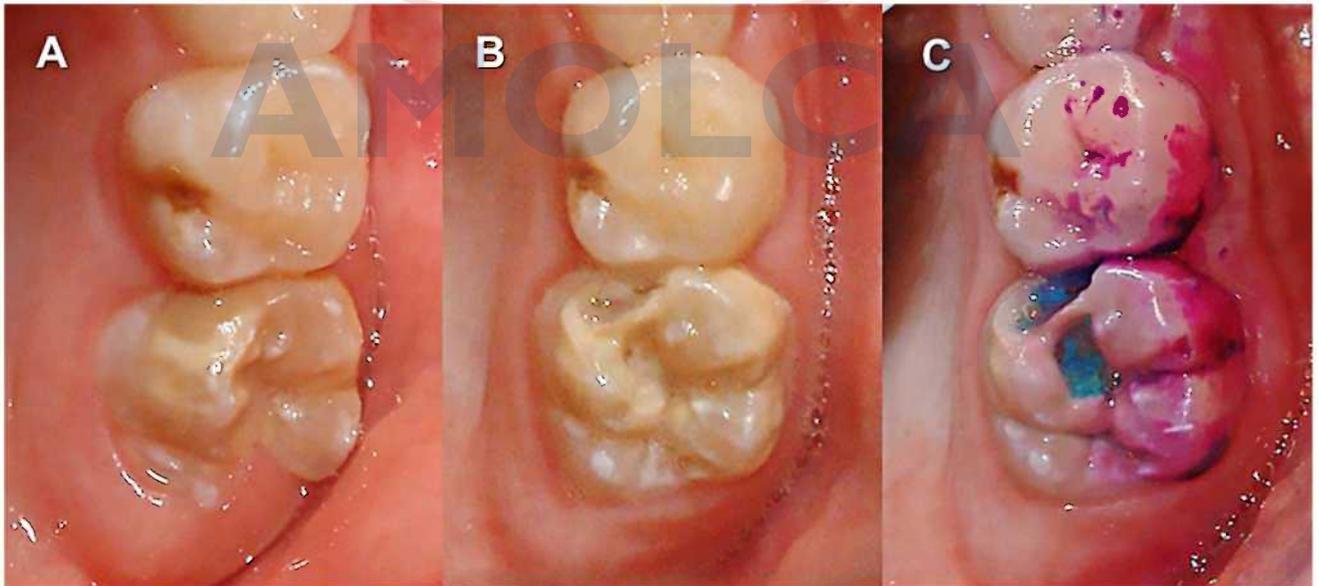
**Figura 17.28.** Protocolo de conformación cavitaria del primer molar permanente derecho afectado por defecto de hipomineralización con alkasite Cention N° (seguimiento del caso de la Figura 17.27). Aplicación de Tri Plaqué ID™ en la cara oclusal del primer molar hipomineralizado, para analizar la distribución y el color de la tinción del biofilm en la cavitación y en la zona de mayor riesgo del diente. Se pueden distinguir tres colores, que indican de forma sencilla y clara el grado de madurez del biofilm (el azul claro indica mayor riesgo). (C) Radiografía dentoalveolar del cuadrante superior derecho, con evidencia de una zona radiolúcida en la porción coronal del primer molar permanente, correspondiente a la pérdida de estructura dental por lesión de caries, con la fractura posruptiva de la zona hipomineralizada. Asimismo, se observa una zona radiopaca correspondiente a dentina de protección entre la cavitación y la cámara pulpar. (D, E y F) Aislamiento absoluto y remoción parcial del esmalte hipomineralizado cariado con una fresa redonda de carburo Nro. 6, con baja velocidad e irrigación, y uso de cucharilla filosa, lo que respeta la integridad de la dentina desmineralizada y elimina solamente el tejido dental blando en las paredes de la cavidad. (G) Preparación cavitaria con paredes periféricas con mejor consistencia y firmeza que permitirá sellar la preparación con el material de restauración bioactivo (alkasite).



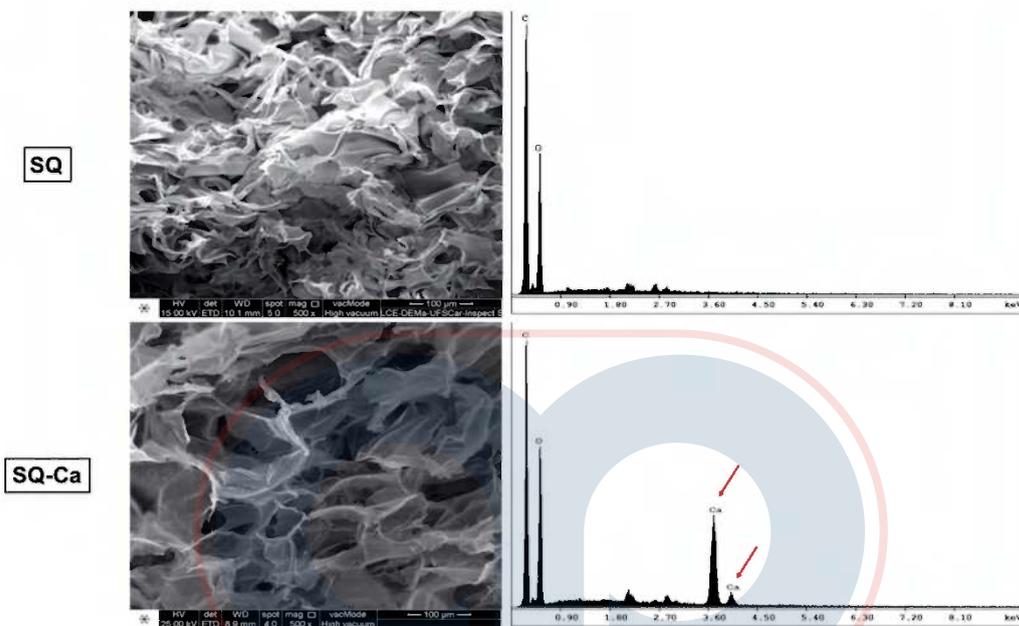
**Figura 17.29.** Protocolo restaurativo de primer molar permanente derecho afectado por defecto de hipomineralización con alkasite Cention N° (seguimiento del caso presentado en las Figuras 17.27 y 17.28). (A) Aplicación de gel de hipoclorito de sodio al 9% Proetch® (Viarden, México) por 15 s. (B) Lavado profuso y aspirado del gel de hipoclorito de sodio al 9% por 10 s. (C) Grabado selectivo con el objetivo de eliminar el barro dentinario y aumentar la energía superficial del esmalte, a fin de favorecer una correcta unión entre el alkasite y el sustrato dental. (D) Aplicación del adhesivo Universal Tetric® N-Bond Universal en superficies de esmalte y dentina durante 20 s. (E) Colocación del alkasite Cention N° en bloque, contorneando con una espátula para resina. (F) Fotopolimerización del material durante 20 s y, posteriormente, se deja reposar para concluir su reacción autopolimerizable durante 4 minutos, antes de retirar el aislamiento absoluto.



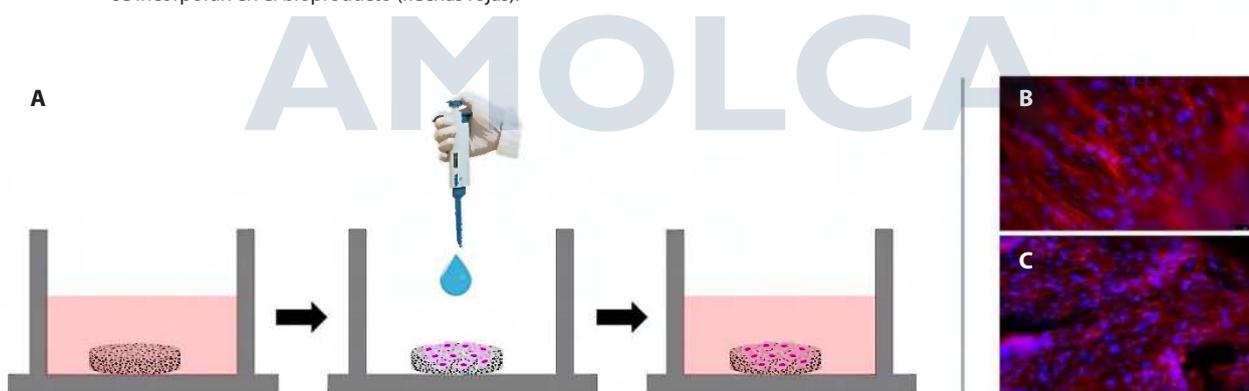
**Figura 17.30.** Seguimiento clínico y radiográfico de la restauración directa con alcasite Cention N° en un primer molar permanente hipomineralizado (caso presentado en las Figuras 17.27-17.29). (A) Condición inicial. Primer molar superior derecho con cavitación por el efecto de la ruptura poseruptiva de la hipomineralización y el posterior desarrollo de una lesión cariosa. (B) Restauración inmediata con alcasite Cention N°, donde se observa el correcto sellado y la reconstrucción total de la pared distal perdida. (C) Seguimiento a 24 meses, sin ningún tipo de control clínico desde la colocación inicial de la restauración. A pesar de la imposibilidad de realizar los controles durante varios meses, la restauración no presenta pérdida del material ni fractura y los márgenes se mantienen íntegros en la unión diente-restauración. (D) Radiografía inicial donde se distingue la extensión de la cavitación por defecto de hipomineralización. (E y F) Seguimiento radiográfico desde la colocación inicial (E) y observación 24 meses después sin control clínico (F), donde es evidente el mantenimiento de la restauración sin la presencia de zonas radiolúcidas sugerentes de caries secundaria.



**Figura 17.31.** Seguimiento clínico del primer molar permanente izquierdo (caso de la Figura 17.27 C y D). (A) Condición inicial. Opacidades demarcadas por defecto de hipomineralización y mantenimiento de la totalidad de la corona clínica. (B) Control a los 24 meses. Se observa una fractura en las superficies oclusal y mesial asociada con la debilidad del esmalte hipomineralizado en esa zona. (C) Evaluación de control local del biofilm con la tinción Tri Plaque ID™. Se observan zonas de muy alto riesgo por actividad ácida, principalmente en las zonas cavitadas.



**Figura 17.32.** (A) El andamio quitosano simple (SQ) preparado por liofilización de secado, exhibe una morfología heterogénea. SEM, 500x. (B) Después de agregar una baja concentración de fase mineral en el andamio (SQ-CA), se forman una serie de poros interconectados homogéneos. SEM, 500x. El análisis de espectroscopia de rayos X de energía dispersa (EDS) de los andamios que contienen fase mineral (lado derecho de la imagen SEM) muestra que los iones de calcio se incorporan en el bioproducto (flechas rojas).



**Figura 17.33.** (A) El andamio poroso se coloca en la parte inferior de un compartimento esterilizado con un medio de cultivo y las células de la pulpa obtenidas de dientes humanos se siembran en él. (B y C) Después de 14 días, se evaluaron las células de la pulpa cultivadas en los andamios con respecto a su metabolismo, aproximación, apego y su extensión al biomaterial. (B) Andamio quitosano simple. (C) Andamio quitosano enriquecido con una concentración muy baja de fase mineral. Los filamentos de actina de las células se tiñeron y se evaluaron bajo el microscopio de fluorescencia. El núcleo de las células se mancha en azul. Nótese que, en la Figura 17.31 C, un número más alto de celdas de pulpa se une al producto bioactivo, en comparación con la Figura 17.31 B.

## 17.6. Perspectivas futuras de los materiales bioactivos

Existen grandes retos para encontrar biomateriales naturales o sintéticos que interactúen con los tejidos vivos y/o los fluidos biológicos. Hoy en día, se han considerado como productos biocompatibles dentales los andamios porosos hechos de polímeros degradables y enriquecidos con moléculas bioestimuladoras y/o con concentraciones muy bajas de fase mineral (Figura 17.32).<sup>74-79</sup> Esto se debe a que, en lugar de dañar las células o causar necrosis pulpar, estos innovadores productos dentales estimulan la migración, la diferenciación y la proliferación celular (Figura 17.33). En consecuencia, estas células pulpares diferenciadas, similares a los odontoblastos, son capaces de sintetizar y de depositar matriz de dentina, así como de impulsar la regeneración del complejo pulpodental.

### Conclusiones

Los avances de los materiales bioactivos en la operatoria dental han generado nuevo conocimiento que afianza los conceptos que rigen la odontología mínimamente invasiva para

un mejor abordaje clínico de la caries dental. La posibilidad de analizar varios de los procedimientos y sus seguimientos clínicos con materiales bioactivos ante condiciones ambientales adversas, así como la observación detallada y con el apoyo tecnológico de la microscopía electrónica de barrido, nos ha permitido generar información y conocer mejor las respuestas biológicas, bioquímicas y microbiológicas de los materiales.

De esta manera, la bioactividad a través de futuros y novedosos materiales dentales continuará siendo, por mucho tiempo más, una herramienta útil y necesaria para continuar reforzando los principios de la filosofía de conservación al máximo de los tejidos dentales ante enfermedades como la caries dental, los defectos del esmalte y cualquier otra situación clínica que condicione la pérdida de estructura dental.

Aún existen muchas áreas por explorar en esta interacción entre los materiales bioestimulantes y los tejidos dentales con capacidad de emitir una respuesta biológica reparativa.

### Referencias bibliográficas

La lista de referencias puede consultarse en línea en [www.amolca.com](http://www.amolca.com)



AMOLCA