



Universidad Autónoma del Estado de México
Facultad de Odontología

Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología

“Dr. Keisaburo Miyata”

**“Comparación de liberación de fluoruro de diferentes cementos
para bandas ortodóncicas”**

Tesis

Que para obtener el grado de:

Maestro en Ciencias Odontológicas

Presenta:

E. OP. Adriana Fernández Bobadilla

Tutor académico

Dr. en O. Rogelio José Scougall Vilchis

Tutor adjunto

Dra. en O. Edith Lara Carrillo

Dr. en O. René García Contreras

Toluca, Estado de México, Mayo 2018



Agradecimientos

Mi más profundo agradecimiento al Dr. Scougall por compartirme su conocimiento, su pasión y ser un excelente guía en mi trayecto.

Gracias al Dr. René García Contreras por su apoyo incondicional y por estar siempre al pendiente de mi desempeño y dudas durante la elaboración del proyecto. Recalcando mi agradecimiento al proyecto PAPIIT: IA204516.

Sinceramente

Adriana Fernández Bobadilla.

Índice

	Número de página
Resumen	5
Introducción	6
1. Antecedentes	6
1.1 esmalte dental	6
1.2 Placa Dentobacteriana	13
1.3 Adherencia Bacteriana	14
1.4 Lesión de Mancha blanca	16
1.5 Desmineralización y Remineralización	17
1.6 Aparatología fija en Ortodoncia	20
1.7 Fluoruros en Odontología	21
1.8 Cementos Ortodóncicos	23
2. Planteamiento del Problema	25
3. Justificación	26
4. Hipótesis	27

5. Objetivos	28
6. Materiales y Métodos	29
6.1 Tipo de estudio	29
6.2 Población Universo	29
6.3 Muestreo	29
6.4 Criterios de selección	30
6.5 Variables	30
6.6 Procedimiento	33
6.7 Análisis estadístico	40
6.8 Consideraciones bioéticas	40
7. Resultados	41
8. Discusión	58
9. Conclusiones	63
10. Referencias Bibliográficas	64
11. Anexos	70

Resumen

Objetivo: Comparar el flúor liberado de diferentes cementos para bandas ortodóncicas y su capacidad de recarga. **Materiales y Métodos:** Cinco cementos indicados para bandas ortodóncicas fueron evaluados para analizar su liberación de fluoruro y capacidad de recarga los cuales considero un ionómeros de vidrio convencional G1:(GC Fuji Ortho Band Shofu) cemento de ionómeros de vidrio modificado con resina G2:(Optiband Ultra), ionómeros de vidrio reforzado con resina G3:(Multi-Cure Band), cemento de resina compuesta modificado con poliácido G4:(Transbond Plus LC Band) y ionómero de vidrio convencional G5:(Ketac Cem). Las lecturas de concentración de fluoruro se llevaron a cabo durante 30 días usando un electrodo selectivo de ion fluoruro (modelo 1011, Hanna Instruments, EE. UU.) y un potenciómetro (modelo 3222, Hanna Instruments). Se realizaron mediciones a partir de 24 horas, 48 horas, 5, 10 y 30 días. Después de este período, las muestras se recargaron con enjuague bucal con flúor (Colgate plax , 2500ppm). Se determinó la cantidad de fluoruro liberado durante 3 días. **Resultados:** en general, todos los materiales presentaron una mayor liberación de flúor en las primeras 24 horas; G1 (Shofu) mostró una mayor liberación de flúor en este período en comparación con los demás cementos. Por otro lado, G5 (Ketac Cem) presentó la liberación de flúor más constante hasta el décimo día. **Conclusión:** G1 (Shofu) liberó mayores concentraciones de fluoruro, aunque no se encontraron diferencias significativas. G1 (Shofu) y G4 (Trasbond) posterior a la recarga mostraron en las primeras 24 h una liberación de fluoruro mejorada y sostenida pero después de las 48 horas esta fue decreciente.

Introducción

1. Antecedentes

1.1 Esmalte Dental

El esmalte dental es también conocido como tejido adamantino, se origina del ectodermo durante la proliferación del tejido bucal; recubre la corona anatómica del diente protegiendo así el siguiente tejido llamado dentina. Es translúcido, de espesor variable, dependiendo de la superficie que cubre, no posee vitalidad, con la edad se desgasta y cambia la permeabilidad y la naturaleza de su capa superficial.¹

Es considerado el tejido más duro del organismo debido a que estructuralmente está constituido por millones de cristales que en conjunto forman los prismas, estos se encuentran altamente mineralizados y recorren en todo su espesor al esmalte dental desde la unión amelodentinaria a la superficie externa; generando así, un contacto íntimo con el medio bucal lo cual lo hace más susceptible a la adherencia microbiana.^{1,2}

El esmalte dental está constituido por una 96% de matriz inorgánica compuesta por sales minerales cálcicas que dan origen a un proceso de cristalización que transforma la masa mineral en cristales de hidroxiapatita (HA) $[Ca_{10}(PO_4)_5(OH)_2]$; también presenta flúor y carbonatos que desempeñan un papel antagónico.²

El 4% restante lo conforma la matriz orgánica de naturaleza proteica constituida por un complejo sistema de multiagregados polipeptídicos, tales como: amelogenina, ameloblastina, enalelina y tuftelina. Por su composición y características es semejante a otros tejidos mineralizados del cuerpo como el hueso, la dentina y el cemento periodontal.^{2,3}

El esmalte es un tejido único ya que cuenta con las siguientes características:

- Los cristales de HA son susceptibles a la acción de los ácidos.
- Los ameloblastos decrecen por apoptosis durante la erupción dental.
- Es incapaz de repararse, aunque existe el fenómeno de remineralización.
- El esmalte maduro no contiene células por eso se considera como sustancia extracelular altamente mineralizada.³

La superficie externa del esmalte está en relación directa con el medio bucal y se relaciona con la encía por medio de la unión dentogingival. El espesor del esmalte no suele ser constante y varía en las distintas piezas dentarias y aun en las distintas zonas de un mismo diente.³⁻⁴

En general, el espesor decrece desde el borde incisal o de las cúspides hacia la región cervical. El espesor máximo es aproximadamente de 2 a 3 mm, con una orientación de los prismas que depende de la zona del diente (Figura1).⁴

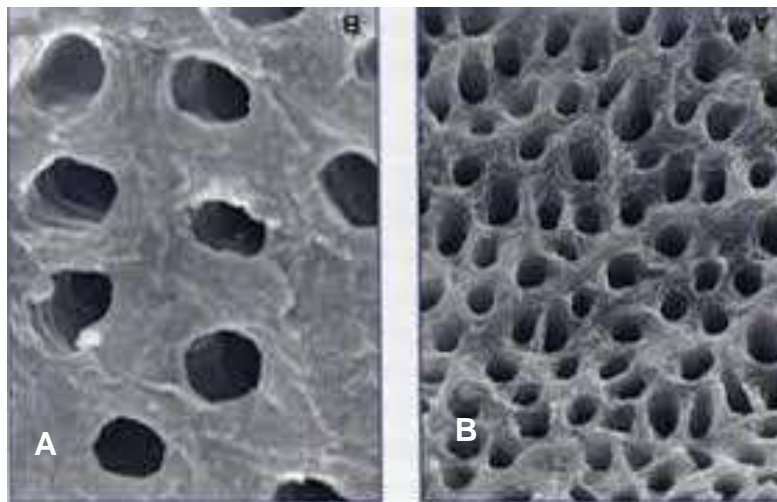


Figura 1. A) Esquema del espesor del esmalte dental. B) Disposición de los prismas. (Referencia: <http://www.tecnicaldental.net>).

1.1.1 Propiedades físicas

Dureza:

Es considerada como una propiedad fisiológica esencial del esmalte, resultado de la interacción de numerosas propiedades como resistencia, ductilidad, maleabilidad y resistencia a la abrasión y al corte; la cual está relacionada directamente con el grado de mineralización. Presenta una dureza en la superficie de 6GPa; mientras que en la unión esmalte-dentina 3GPa.⁴

Elasticidad:

Es muy escasa y depende de la cantidad de agua y de sustancia orgánica que posee la matriz orgánica; es un tejido frágil presentando la mayor elasticidad en el cuello del diente por tener mayor contenido de sustancia orgánica y menor en la superficie oclusal. En la periferia del esmalte presenta 115GPa, mientras que en la unión esmalte-dentina 70GPa.^{1,4}

Color y transparencia:

Es translúcido dependiendo de la estructura subyacente, en especial la dentina es la que determina el color, en zonas de mayor espesor el tono es grisáceo y en zonas delgadas es blanco amarillento. La transparencia se atribuye a variaciones en el grado de calcificación y homogeneidad del esmalte.³

Permeabilidad:

Es escasa y solo unos iones presentes en el medio permiten una ligera difusión en la superficie de 30µm.⁴

Radioopacidad:

Es muy alta por su alto grado de mineralización. Esta radioopacidad se ve más concentrada a nivel oclusal y zonas cervicales en comparación con la unión amelodentinaria que se presenta con menor densidad.^{1,3}

1.1.2. Propiedades químicas

Matriz orgánica

A diferencia de la matriz orgánica de otros tejidos calcificados, la matriz orgánica del esmalte dental está compuesta por proteínas no colágenas llamadas en conjunto proteínas del esmalte, las cuales son sintetizadas y secretadas por los ameloblastos.⁵

Además de las proteínas específicas, en la matriz del esmalte existen: proteínas solubles e insolubles, péptidos, así como glucosaminoglicanos, proteoglicanos y diversas clases de lípidos y enzimas.^{3,6}

Las proteínas del esmalte juegan un papel importante en distintos procesos tales como:

- La iniciación en el proceso de remineralización.
- Son reservorio de iones minerales, que se unen para formar cristales.
- Modulan la tasa de crecimiento de los cristales (tamaño y morfología).
- Ayudan a la correcta localización de los cristales, actuando como soporte físico.
- Crecimiento de los mismos.
- Proporcionan protección en la fase mineral de crecimiento de los cristales.⁶

Durante la mineralización de la corona ocurre un cambio significativo en el volumen del material orgánico.

Los ameloblastos producen una gran cantidad de matriz durante las fases tempranas del desarrollo del esmalte, y en el proceso de maduración, el volumen de material orgánico decrece mientras que el volumen de material inorgánico se incrementa.⁷

Entre las proteínas presentes en la matriz orgánica del esmalte destacan:

Amelogeninas:

Moléculas hidrofóbicas, fosforiladas y glicosiladas. Son las más abundantes (90% al comienzo de la amelogénesis) y disminuyen progresivamente a medida que aumenta la madurez del esmalte. Se localizan entre los cristales de las sales minerales, sin estar ligadas a ellos. Su función es importante para establecer y mantener el espaciado entre los prismas en las etapas iniciales del desarrollo del esmalte.

Enamelinas:

Moléculas hidrofílicas y glicosiladas; representan el 3% de la matriz orgánica. Las enamelinas se hallan estrechamente unidas a las superficies de los cristales de apatita y ocupan todo el espacio existente entre ellos. Tienen a su cargo la degradación de las amelogeninas en el esmalte en proceso de maduración.

Ameloblastinas o amelinas:

Proteínas sintetizadas por los ameloblastos desde las etapas secretoras iniciales hasta las etapas madurativas finales. Su función no se conoce bien y se piensa que guían el proceso de mineralización.

Tuftelina:

Proteínas ácidas ubicadas cerca de la conexión amelodentinaria. Participan en la nucleación de los cristales de hidroxiapatita. Las tuftelinas se sitúan en los penachos adamantinos y son la causa de su hipomineralización.

Parvalbúmina:

Se localiza en el polo distal del proceso de Tomes del ameloblasto secretor. Su función está asociada al transporte de calcio del medio intracelular al extracelular.⁵⁻⁸

Matriz inorgánica

Está constituida por sales caticas, al igual que en el hueso, en la dentina y en el cemento. El principal cristal del esmalte es el fosfato de calcio en forma de hidroxiapatita cristalina la cual se encuentra agrupados en forma de prismas (Figura 2). Sin embargo, los cristales del esmalte a diferencia de los de otros tejidos calcificados son extremadamente grandes.^{6,7}

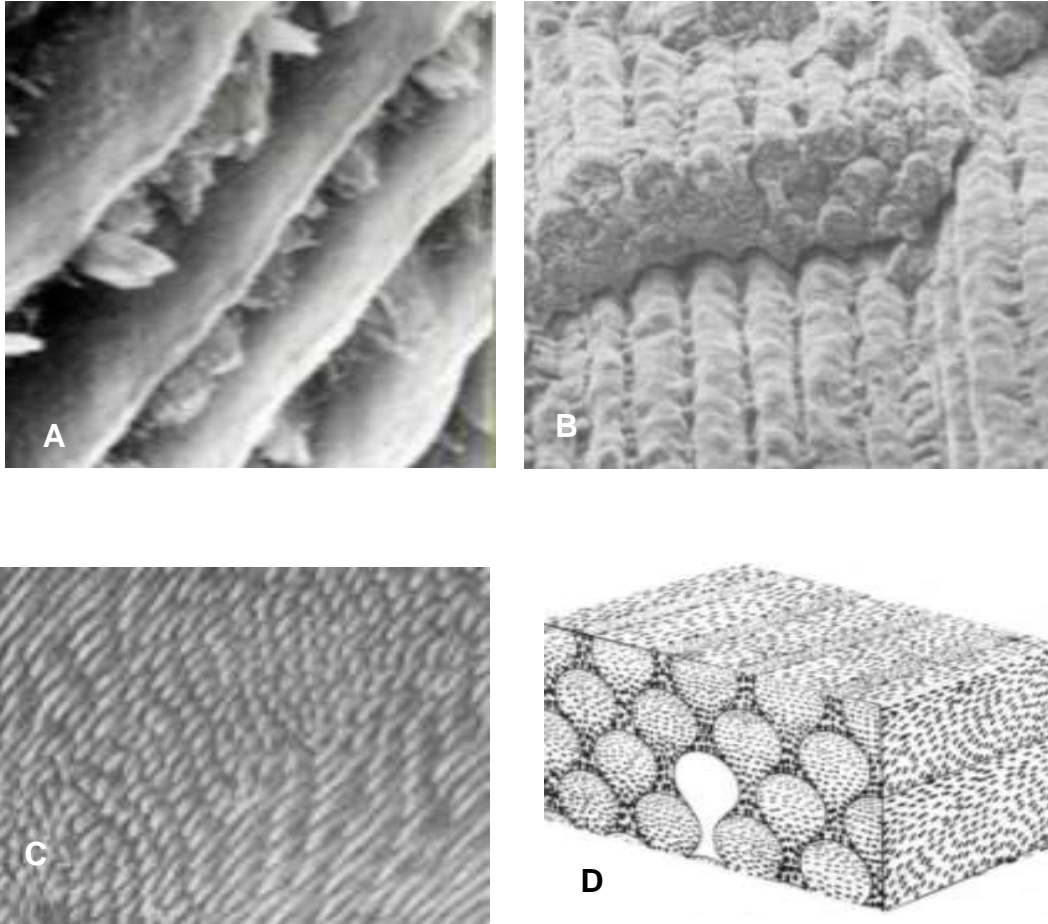


Figura 2. Diagrama prisma del esmalte A y B) corte longitudinal. C Y D) corte trasversal (Referencia: Dra. Marisol Núñez Baltazar; 2002)

Los grupos hidroxilos pueden ser reemplazados por iones flúor, formando fluorapatita. Esto es de gran importancia, dado que la fluorapatita es menos soluble a la acción de los ácidos que la hidroxiapatita.⁸

También presenta iones de fluoruro, silicio y zinc los cuales se encuentran con mayor concentración en la superficie; y iones de carbono, magnesio y sodio en áreas más profundas.^{3,4}

Entre los cristales existe una interface a causa de sus distintas angulaciones, esta interface actúa rodeando los cristales y uniéndolos entre sí; sirviendo como canal de entrada y salida de hidrogeniones (H^+) y de iones minerales (Ca^{++} , PO_4 , F) durante el proceso de desmineralización y remineralización.^{5,8}

Agua

Está presente en la periferia del cristal constituyendo la denominada esfera de hidratación (Figura 3). El porcentaje de agua disminuye progresivamente con la edad.^{1,5}

Cuando ocurre una serie de cambios por el desequilibrio en los componentes del esmalte dental dará como resultado el proceso dinámico de desmineralización y remineralización de los tejidos duros del diente. Este desequilibrio es causado por el metabolismo de los carbohidratos por parte de las bacterias de la placa dentobacteriana, que con el tiempo puede provocar una pérdida neta de minerales que podría culminar en la formación de una cavidad o destrucción del órgano dentario sino se interfiere a tiempo.⁸

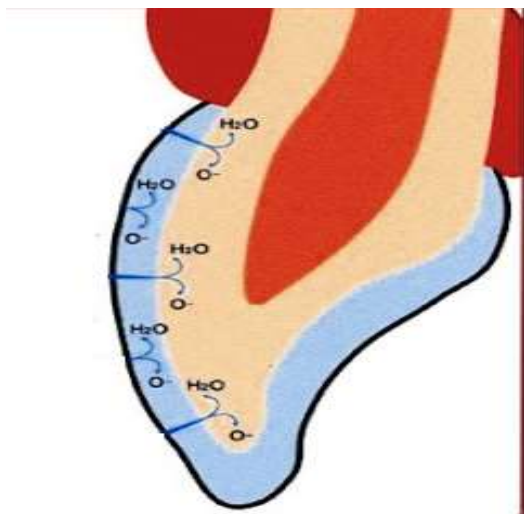


Figura 3. Disposición de la esfera de hidratación. (Referencia: Dr. Gili R. Samorodnitzky-Naveh y col. 2011).

1.2 Placa Dentobacteriana

Fue descrita por primera vez por Black⁸ en 1898 mencionando como una masa microbiana que recubría las lesiones cariosas; Marcsh y Martini⁹ en 2000 la definen como una comunidad microbiana compleja que se encuentra en la superficie de los dientes, embebida en una matriz de origen bacteriano y salival.

Timmerman y Cols.¹⁰ 2001 complementan dicha definición mencionando la presencia de especies bacterianas anaerobias específicas que inducen al desarrollo de la enfermedad periodontal. Es decir, la formación de dicha placa es el resultado de una serie de procesos complejos que involucran una variedad de bacterias y componentes presentes en la cavidad bucal. Estos procesos comprenden en primer lugar la formación de película adquirida adherida a la superficie dentaria con posterior colonización de microorganismos específicos que llevan la formación de la matriz de la placa dentobacteriana.

Según su localización la placa dental se clasifica en supragingival y subgingival la placa supragingival está presente en la superficie dental, está constituida por flora bacteriana sacarolítica Gram positivo la cual es un potente cariogénico. La placa subgingival está presente en el surco gingival o sacos periodontales, constituida por flora bacteriana proteolítica Gram negativo la cual se encuentran microorganismos periodontopatogénicos.^{11,12}

Saliva

Tenemos 1500ml/2hrs. Está compuesta de proteínas, glicoproteínas, inmunoglobulinas, iones de calcio y fosfato, flúor (1ppm ideal para evitar la desmineralización), presentando un pH neutro. El flúor presente en la saliva disminuye los poros del esmalte y mineraliza la estructura.¹³

1.3 Adherencia Bacteriana

La adherencia bacteriana depende de factores inespecíficos de índole fisicoquímicos y eléctricos. También, existen otros factores específicos de carácter adhesina-receptor, fimbrias, etc. De cualquier manera, para que se produzca la adherencia inicial es necesario que la bacteria se acerque a la superficie del material.¹⁴

El transporte de la bacteria se produce por tres mecanismos: difusión, dinámica del fluido y por actividad propia de la bacteria. Cuando la bacteria se acerca a la superficie aparece una atracción debido a las fuerzas de Van der Waals, que son debidas a un efecto dipolo entre átomos o moléculas.^{14,15}

A medida que se va acercando a la superficie, aparece una fuerza de repulsión debida a la carga negativa de la bacteria y del material que suelen ser del mismo signo. De la interacción de estas dos fuerzas es de lo que depende el mayor o menor acercamiento del microorganismo a la superficie del material denominado energía Gibbs.¹⁵

Cuando la bacteria llega a una distancia de 2nm podemos predecir que la adhesión será irreversible, sin embargo, a una distancia de 10nm la situación es crítica ya que la bacteria dependiendo de su tamaño y otros factores pueden adherirse reversible o irreversiblemente. A distancias mayores, la adhesión puede considerarse reversible. Posteriormente, se produce la fijación a la superficie del material o la superficie del diente según sea el caso. Cuando se fijan los microorganismos entran en íntimo contacto con la superficie sólida.¹⁶

La superficie inicia por el revestimiento de una película generada por componentes salivales que actúan como receptores específicos para los microorganismos. Estos al encontrarse a una distancia de 10nm generan una unión íntima al material o a la superficie dental por sus prolongaciones de fimbrias o pilies.¹⁷

La película generada presenta mayor afinidad con los materiales utilizados en comparación con la superficie dental y el análisis de la adherencia bacterianas sobre los materiales dentales es de vital importancia puesto que permanecen en íntimo contacto con la superficie dental (Figura 4).¹⁸

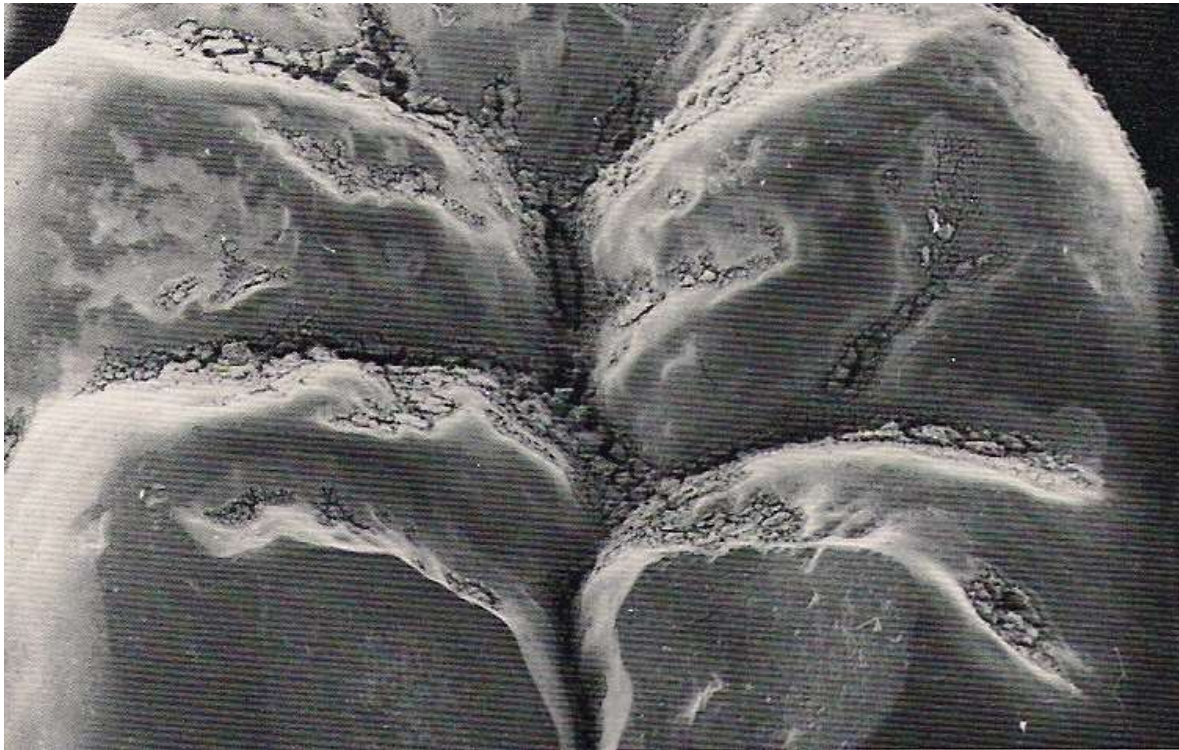


Figura 4. Placa sobre fisura en la cara oclusal de un molar (Referencia: Dr. Riethe 1990).

Existen elementos que nos ayudan a cuantificar la adherencia bacteriana, dentro de ellos tenemos a los marcadores radiactivos los cuales son moléculas a las que se añade o sustituye un átomo radiactivo que se fijan de forma específica a una célula o molécula. Cuando su átomo radiactivo se desintegra, emiten una radiación que puede seguirse mediante detectores externos.¹⁷

1.4 Lesión de Mancha blanca

La lesión inicial de caries denominada mancha blanca, puede producirse tanto a nivel de fosas y fisuras como de superficies lisas del esmalte o alrededor de aparatología fija. La primera manifestación que podemos observar en el esmalte es la desmineralización de sus componentes dando como resultado una pérdida de su translucidez, una superficie opaca, de aspecto tizoso y sin brillo.¹⁹

La ubicación de la lesión inicial de caries (mancha blanca) está determinada por la distribución de los depósitos microbianos sobre las superficies dentarias; generalmente, se ubica paralela al margen gingival en las caras vestibulares, en las zonas susceptibles asociadas con algún aparato y las paredes laterales a la fisura en las caras oclusales.²⁰

Es importante destacar que, en estadios iniciales, las lesiones activas de caries de esmalte están a nivel subclínico, es decir, las alteraciones son macroscópicamente invisibles. A medida que persiste el estímulo cariogénico, los cambios en el esmalte se hacen visibles después del secado, indicando que la porosidad de la superficie se ha incrementado en concordancia con el agrandamiento de los espacios intercristalinos.¹⁹⁻²⁰

Sin embargo, es importante recordar que cuando los espacios intercristalinos de la totalidad de la superficie del esmalte afectado, están agrandados (contribuyendo a un incremento global de la porosidad de la superficie del esmalte) se pueden ver los cambios macroscópicos en el esmalte sin desecar. Cuando esto se presenta, ya existe una extensa pérdida mineral debajo de la capa superficial generando la cavitación.¹⁹

El desarrollo de una lesión cariosa visible según la teoría acidogena se considera una consecuencia de la interacción en la fermentación de carbohidratos por las bacterias presentes en la placa dental que se adhieren a esmalte dental y conducen a la formación de diversos ácidos inorgánicos, causando una disminución en el pH

prolongado en la cavidad bucal. Dichos ácidos son los responsables de la disolución de los cristales de hidroxiapatita que constituye al 85% del componente del esmalte dental.¹⁹⁻²²

El pH crítico significa desmineralización. Para el esmalte el pH crítico es de aproximadamente 5.5 – 7.5 y para una superficie de raíz, la desmineralización puede empezar a un pH de 6.2. Comidas que necesitan una masticación activa aumentan la secreción de saliva y la capacidad buffer; disminuye su viscosidad favoreciendo un retorno a un pH normal. El término “Sugartime”, o “Tiempo de azúcar en la saliva a un nivel bajo (normalmente se usa 0.1% como blanco), varía entre comidas diferentes, pero también entre individuos, así como para los diferentes sitios de la boca.²¹

1.5 Desmineralización y Remineralización

En la etiología de caries, se conoce desde hace mucho tiempo la relación casi directa entre la composición de la superficie del esmalte y su susceptibilidad a caries, lo cual ha determinado la denominación clásica de ciertas áreas sin defectos notorios, como de inmunidad relativa.²²

Las variables que interesan al inicio de ataque carioso son, además de los surcos y fisuras, de naturaleza ecológica bacteriana, como en sectores de la corona donde se ubican los puntos o superficies de contacto. El esmalte sano es el resultado de un equilibrio relativamente estable o favorable, entre la estructura dentaria y su medio inmediatamente vecino. Si el equilibrio es alterado por la superposición de una ecología agresora, el resultado puede ser una disolución de estructura con eventual cavitación. Alternativamente, una situación en sentido contrario puede resultar en la precipitación de minerales en los sitios atacados previamente, proceso conocido como remineralización. La caries es básicamente el resultado final de una serie de oscilaciones en uno y otro sentido.²³

La desmineralización se define como la pérdida de tejido calcificado. Ésta ocurre cuando los iones calcio y fosfato se desprenden del esmalte. Su etiología depende

principalmente de la interacción que existe entre la adherencia bacteriana, dieta y huésped en un determinado tiempo, pero existen otros factores que pueden predisponer a un incremento del riesgo de descalcificación del esmalte. Entre estos factores encontramos una pobre higiene oral, restauraciones defectuosas, aparatos ortodóncicos desajustados y la composición ácida de la dieta; la cual va a repercutir en la dureza y resistencia del esmalte dental.²²

La desmineralización está condicionada por la velocidad de difusión de los ácidos (por el tamaño del poro y composición mineral, permeable) y la velocidad de disolución de los cristales de hidroxiapatita (características macro y micro estructura, composición mineral y química).^{22,23}

El comienzo de dicha desmineralización esta dado cuando el pH de la cavidad oral alcanza un valor critico de 5.5, lo cual ocurre una subsaturación de Ca^{+2} y PO_4^{-3} dando una pérdida de iones del esmalte dental con el medio ambiente, lo que puede dar lugar a lesiones cariosas, si este pH aumenta a través de la acción amortiguadora de la saliva ocurre la sobresaturación de Ca^{+2} y PO_4^{-3} generando así la incorporación de los iones al diente llamado remineralización.^{20, 21}

Si este pH se eleva los iones de calcio fosfato y fluoruro se depositan en el esmalte generando una remineralización. Aquí se captan los iones de flúor presentes en la saliva uniéndose a los cristales del esmalte generando fluorapatita que hace más fuerte y resistente el cristal. Para lograr una inhibición de la desmineralización es necesario 5 a 10 $\mu\text{g}/\text{mL}$ al día de NaF o 200-300 $\mu\text{g}/\text{ml}$ NaF al mes.²²

La remineralización es el proceso natural en la reparación de las lesiones cariosas, pero cuando el ataque bacteriano es alto o los componentes salivales se encuentran alterados, la remineralización es insuficiente para detener o revertir el proceso carioso.²³

Anteriormente, se ha mencionado en otros artículos que el flúor ayuda a la resistencia de ácidos que producen las bacterias, por ende, disminuye la desmineralización. Al

haber flúor en el proceso de desmineralización, así se baja concentración, la diferencia de saturación del ambiente con el diente, es que la del diente es muy baja, por ende, los cristales van hacia el diente, reemplazando los hidroxilos por los fluoruros, acelerando el proceso de remineralización (Figura 5).^{22,23}

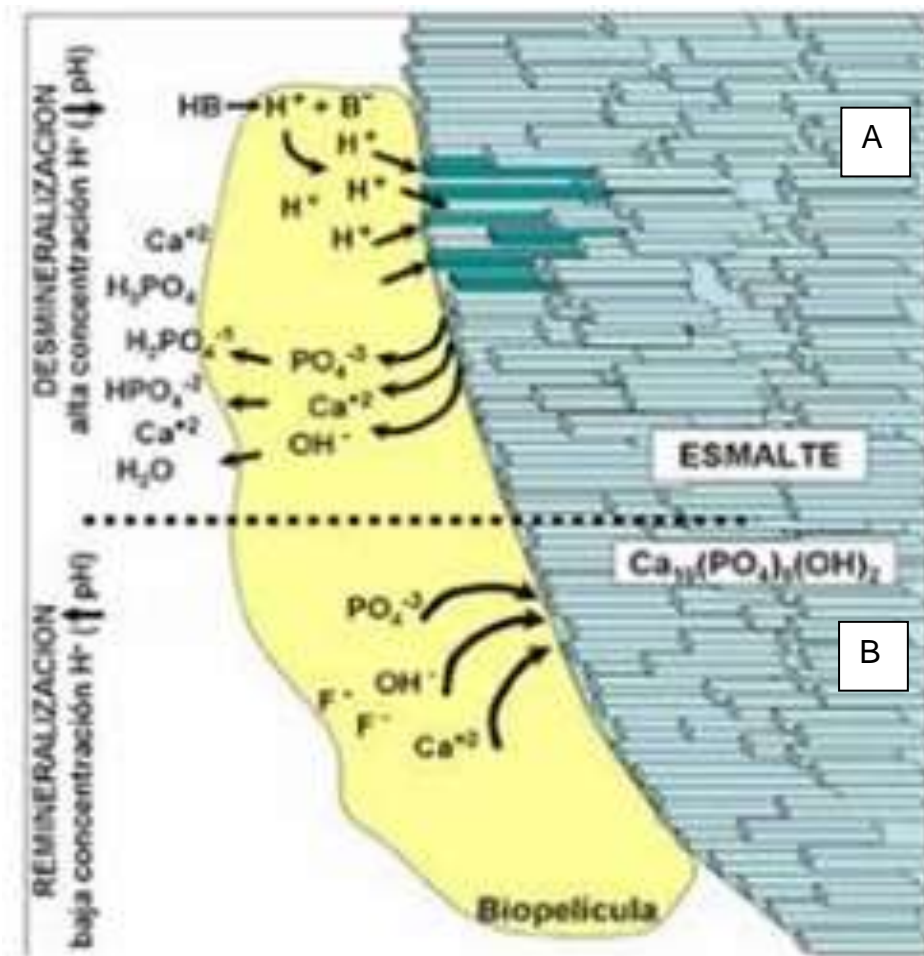


Figura 5. A) pérdida de iones de Ca y PO ante un Ph de 5.5. B) incorporación de los iones de Ca y PO al elevar Ph. (Referencia: <http://revista.rianae2015>).

1.6 Aparatología fija en Ortodoncia

En ortodoncia el tratamiento comprende del uso de aparatos para corregir la mal posición de los dientes. Para dichos tratamientos existen dos vertientes la colocación de aparatos fijos o aparatos removibles; en distintos estudios se ha demostrado que la calidad del resultado del tratamiento es mucho mejor con aparatos fijos. Por consiguiente, la mayoría de los ortodontistas prefieren tratar a sus pacientes con aparatos fijos.²⁴⁻²⁶

El éxito de un aparato ortodóncico fijo depende directamente de la adherencia de los brackets y bandas a los dientes; de manera que no se desprenda, afloje o desaloje durante el tratamiento. Los órganos más utilizados para la colocación de bandas son los molares ya que es donde se genera la fuerza con mayor estabilidad.²⁵

Dichos inconvenientes traen consigo la lesión incipiente de mancha blanca el cual es el efecto indeseable más frecuente y difícil de prevenir. Este fenómeno se presenta por la mayor cantidad de acumulo bacteriano cuando los aparatos se han colocado en la cavidad oral. Actualmente, la indeseable formación de lesiones incipientes de mancha blanca es una de las principales preocupaciones de los clínicos en la colocación de aparatología fija.^{24, 25}

Estudios han demostrado que el 60% de los pacientes sometidos a aparatología fija presentan la lesión de mancha blanca las primeras 4 semanas de su colocación, y más del 65% lo presenta alrededor de la banda colocada. Señalando una pérdida de mineral del 25% con una descalcificación del 75 μ m de profundidad. Además las medidas preventivas que se han realizado para evitar este inconveniente se enfocan principalmente en: enfatizar una buena técnica de higiene bucal, realizar revisiones periódicas (1 vez al mes), incorporar barnices de compuestos fluorados o cementos que contengan fluoruro para darle protección al esmalte dental.^{26,27}

1.7 Fluoruros en Odontología

La saliva es un fluido orgánico complejo producido por las glándulas salivales en la cavidad bucal, está compuesto por calcio, fosforo, flúor, proteínas, enzimas, inmunoglobulinas y glicoproteínas, entre otros elementos de gran importancia para evitar la formación de las caries.²⁶

El flúor está presente en muy bajas concentraciones en la saliva, pero desempeña un importante papel en la remineralización; este en contacto con los cristales de hidroxiapatita forman fluorapatita el cual es más resistente al ataque ácido de las bacterias. Pero cuando el ácido es mayor se genera pérdida de dichos cristales generando así la desmineralización dental.²⁷

El efecto principal del fluoruro se basa en la producción de cambios en la carga superficial del diente, que impide la formación de la película adquirida y, por lo tanto, la adherencia de los microorganismos al diente.²⁸

Los fluoruros disminuyen la solubilidad del esmalte a los ácidos por su presencia en el mismo o en la fase acuosa. Potencia la precipitación de Ca y PO₄ (presentes en saliva) en el esmalte, para reemplazar las sales solubles de manganeso y carbonato perdidas, como consecuencias de la desmineralización inducida por las bacterias de la placa, este proceso ocurre en la remineralización de lesiones incipientes de caries.²⁶

Es importante destacar, que sea cual fuere el modo de aplicación de fluoruros a emplear para individuos y poblaciones es preciso tener presente que los fluoruros pueden interferir en la enfermedad desde su inicio, y evitar la formación de lesiones clínicamente visibles o, en caso de lesiones iniciales, revertir el proceso carioso mediante la remineralización, así como reducir la velocidad de progresión de los síntomas (Figura 6).²⁷

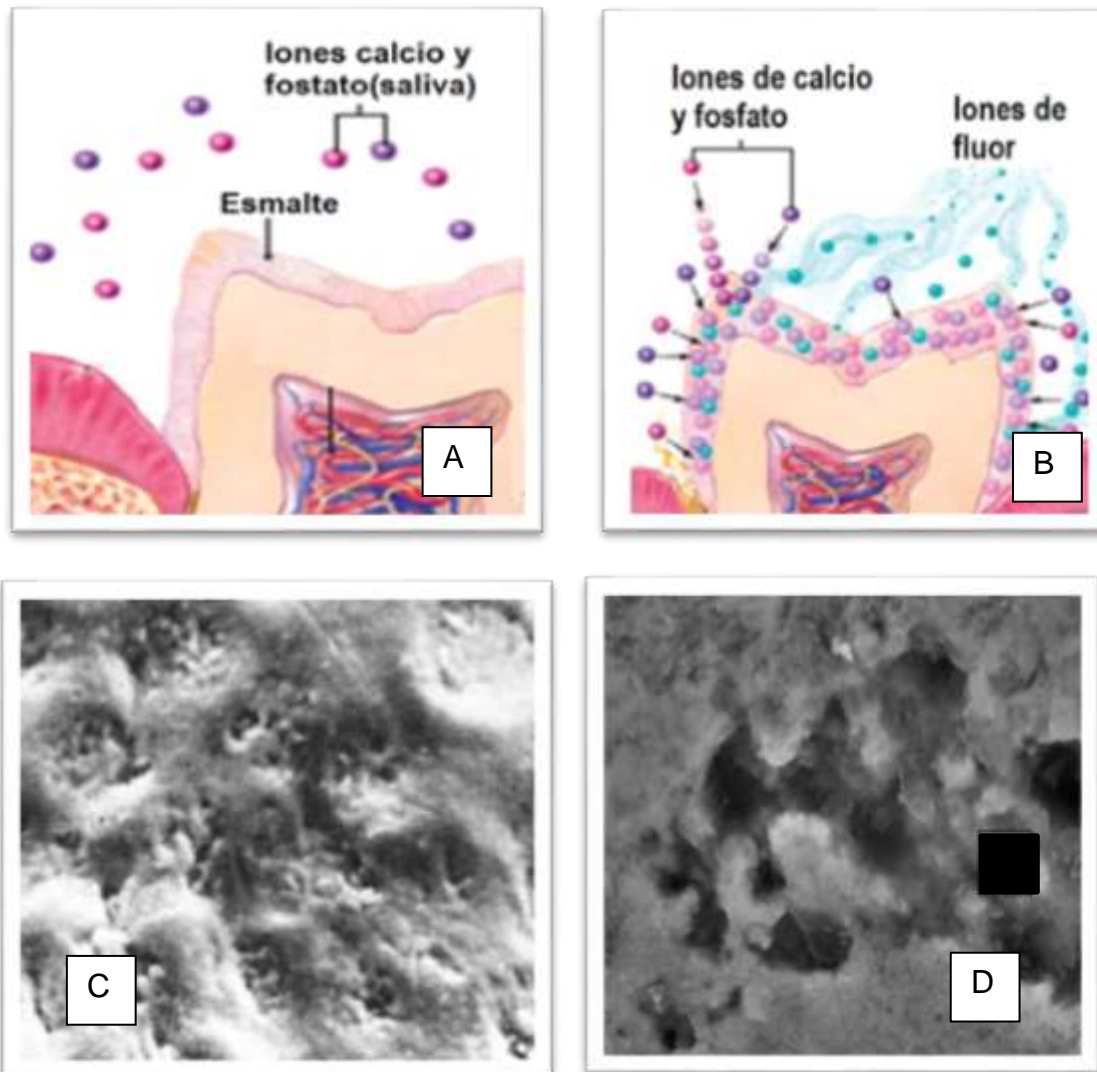


Figura 6. Esquema superficie dental A) Incorporación de iones de calcio y fosfato presentes en saliva. B) Adición de Iones de fluoruro en forma tópica. C) Microscopio de Barrido Electrónico superficie esmalte dental (4000X). D) Esmalte dental tratado con Flúor a 200ppm. (Referencia: Fernanda Villarreal Riaño 2013)

1.8 Cementos Ortodóncico

Los cementos han tenido diversos usos de acuerdo con la rama odontológica donde se desean aplicar. Un ejemplo claro es en ortodoncia; donde son empleados para la cementación de brackets, bandas y aparatología fija.²⁸

Los cementos ortodóncico deben de tener excelentes propiedades físicas tales como adhesión (cemento-esmalte), protección a los tejidos dentarios, resistencia a la compresión entre otros. Si no cumple con estas características existirá una modificación en el ambiente bucal por la alteración en el equilibrio del huésped provocando la proliferación de bacterias que son capaces de producir ácidos que desmineralizan la superficie del esmalte dental generando así la lesión de mancha blanca.^{30, 31}

Esta desmineralización se puede producir a partir de los primeros treinta días de la colocación de aparatología fija y se ha observado que la lesión de mancha blanca presenta una prevalencia de 12,6-50% en los pacientes tratados con ortodoncia; predominando las áreas que circunscriben los brackets y bandas ortodóncicas.^{29, 30}

En la mitad de la década de 1980, se observó el efecto cariostático que ocasionaban los iones de fluoruro sobre las lesiones en el esmalte dental; es por ello que el uso de materiales dentales que presentan liberación de fluoruro ha ido en aumento al paso de los años y se ha propuesto su utilización para minimizar las lesiones de mancha blanca generadas alrededor de las bandas ortodóncicas.²⁹⁻³¹

Dentro de estos materiales podemos encontrar ionómeros de vidrio, cementos de ionómeros de vidrio modificados con resina, poliácidos modificados, componeros, entre otros.³⁰

Debido a sus diferentes matrices y mecanismos de fijación de los productos, estos varían en su capacidad de liberación de fluoruro.³²

Las propiedades de liberación del fluoruro de los materiales dentales dependerán del entorno físico y químico que se encuentren, es decir, la solubilidad, porosidad, reacción química durante el fraguado, la saliva, su manipulación, almacenamiento del material, etc. Estudios recientes han observado que algunos ionómeros de vidrio presentan una liberación de fluoruro veinticuatro horas después de su colocación, pero con una disminución considerable a las siguientes 48 horas.³⁰⁻³³

Por ello se propuso adicionar partículas pre-reactivas a una matriz de resina la cual libera y se recarga de fluoruro constantemente presumiendo ser eficaz no sólo en prevenir las desmineralizaciones antes de su inicio, sino también, detener el progreso de las lesiones en sus fases más tempranas remineralizando la estructura dental dañada lo cual es esencial para la cementación de aparatología fija.³⁴

2. Planteamiento del Problema

La descalcificación del esmalte adyacente a la aparatología ortodóncica es un efecto adverso común en el tratamiento ortodóncico. Los pacientes tienen problemas para mantener una adecuada higiene oral por la aparatología ortodóncica fija cementada directamente a la superficie dental, esto genera una mayor acumulación de placa dentobacteriana y la respectiva producción de ácidos que desmineralizaran la superficie dental generando una difusión de iones de calcio y fosfato en el esmalte.^{19,20}

Existe una variedad de materiales dentales que pretenden proteger los órganos susceptibles a microorganismos con la finalidad de estimular la mineralización y remineralización adicionando fluoruro en sus componentes. Dichos materiales presentan el inconveniente que el tiempo de liberación del fluoruro se resumen a un periodo corto y su retención es deficiente. Por lo que se adicionaron partículas pre-activas de liberación prolongada de flúor que al tener contacto con iones fluorados estos se recargarán nuevamente para incrementar la remineralización de las superficies tratadas.²⁴

Existe poca información sobre las desventajas de dichos materiales; enfocándose solo a la liberación de fluoruro sin ser comparado con otros materiales mineralizaste que podrían ofrecer el mismo grado de remineralización. También es importante mencionar que los cementos tienen la capacidad de recargarse al estar en contacto con iones fluorados que eso trae beneficio para evitar la desmineralización dental; por lo anterior el presente estudio pretende responder a la siguiente pregunta ¿Cuál es la liberación de fluoruro de distintos cementos utilizados para la colocación de bandas ortodóncicas?

3. Justificación

La cualidad fundamental en los tratamientos ortodóncico se basa principalmente en la adhesión en la aparatología fija, para evitar efectos secundarios tales como lesión en tejidos adyacentes, lesión de mancha blanca y caries dental.

Las bandas siguen siendo la opción más popular en los tratamientos fijos en ortodoncia, estas se colocan principalmente en molares permanentes o segundos molares temporales dependiendo el tratamiento a realizar; para dicha colocación es necesario agentes cementantes para generar una unión esmalte-banda.²⁵

Los agentes cementantes más utilizado son el fosfato de zinc, resinas, componderos y ionómeros de vidrio. Estos tienen propiedades adhesivas, biocompatibilidad con el esmalte y resistencia a la compresión, pero presentan el inconveniente de generar descalcificación alrededor de la banda. Es por ello que surgieron nuevos materiales con capacidad de liberación de fluoruro y recarga del mismo para evitar así la desmineralización y caries dental; pero se necesitan estudiar más a fondo ya que existe poca información sobre su efectividad y costo-beneficio.²⁷

Es importante destacar que los tratamientos ortodóncico son a largo plazo y por ende es necesario poner énfasis en la protección de los tejidos subyacentes sobre todo en los molares donde recae el peso del aparato ortodóncico.

4. Hipótesis

HT: La liberación de fluoruro muestra diferencias estadísticamente significativas entre los distintos tipos de materiales para la cementación de bandas ortodóncica.

HN: La liberación de fluoruro no muestra diferencias estadísticamente significativas entre los distintos tipos de materiales para la cementación de bandas ortodóncica.

HA: La liberación de fluoruro varía en los distintos tipos de materiales para la cementación de bandas ortodóncicas en comparación con el tiempo.

5. Objetivos

5.1 Objetivo general.

Cuantificar la liberación de fluoruro de 4 materiales utilizados para la cementación de bandas ortodóncicas.

5.2 Objetivos específicos.

- Comparar la liberación de fluoruro de 4 materiales utilizados para la cementación de bandas ortodóncicas.
- Cuantificar la recarga de fluoruro de 4 materiales utilizados para la cementación de bandas ortodóncicas.
- Identificar el cemento para bandas ortodóncicas con mayor liberación y recarga de fluoruro con respecto al tiempo.

6. Materiales y Métodos

6.1 Tipo de estudio

- Experimental y prospectivo.

6.2 Población Universo

Se conformo por cinco cementos indicados para colocación de bandas ortodóncicas que presenten capacidad de liberación de fluoruro.

6.3 Muestreo

El tamaño de la muestra fue de un total de 50 bloques de materiales para cementación de bandas ortodóncicas de 4x4x1mm. Fueron divididos en 5 grupos (n=10/grupo) quedando de la siguiente manera:

- **G1:** GC Fuji Ortho Band (GC Corporation, Tokyo, Japan).
- **G2:** Optiband Ultra (Ormco, Glendora, CA, USA).
- **G3:** Multi-Cure Band (3M Unitek, Monrovia, CA, USA).
- **G4:** Transbond Plus LC Band (3M Unitek, Monrovia, CA, USA).
- **G5:** Ketac Cem (3M ESPE, GmbH, Seefeld Oberbay, Germany).

6.4 Criterios de selección

- *Criterios de inclusión*
 - Materiales indicados para cementación de bandas ortodóncicas con liberación de fluoruro.
 - Que la fecha de caducidad de cada uno de los cementos estuviera vigente
- *Criterios de exclusión*
 - Materiales para cementación de bandas que no contengan liberación de fluoruro.
- *Criterios de eliminación*
 - Materiales que se lesionaron o fracturaron durante el procedimiento.

6.5 Variables

- *Variables dependientes:*
 - Liberación de fluoruro
 - Recarga de fluoruro
- *Variables independientes*

Material dental para cementación de bandas ortodóncicas:

- G1: GC Fuji Ortho Band (GC Corporation, Tokyo, Japan).
- G2: Optiband Ultra (Ormco, Glendora, CA, USA).
- G3: Multi-Cure Band (3M Unitek, Monrovia, CA, USA).
- G4: Ketac Cem (3M ESPE, GmbH, Seefeld Oberbay, Germany).
- G5: transbond (3M Unitek, Monrovia, CA, USA).

Tabla 1. Definición conceptual y operacional de variables dependientes

Variables dependientes

Variable	Definición Conceptual	Definición operacional	Tipo	Escala de Medición
Liberación de fluoruro	Capacidad de un material dental de liberación. ²⁶	Capacidad del cemento para liberar iones de fluoruro. Espectrofotómetro	Cuantitativa Continua	De razón
Recarga de fluoruro	Capacidad de un material dental de recargarse de iones de fluoruro. ²⁶	Capacidad del cemento para recargarse iones de fluoruro que se encuentran en el medio bucal. Espectrofotómetro	Cuantitativa Continua	De razón

Tabla 2. Definición conceptual y operacional de variables independientes

Variables independientes				
Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo	Escala de Medición
Materiales dentales Cementos para bandas ortodóncicas	Agente cementante de uso ortodóncico que nos permite fijar las bandas a los molares durante el tratamiento ortodóncico. ²⁷	Material con propiedades liberadoras de fluoruro. <ul style="list-style-type: none"> • G1: GC Fuji Ortho Band • G2: Optiband Ultra • G3: Multi-Cure Band • G4: Transbond Plus LC Band • G5: Ketac Cem 	Cualitativo	Nominal

6.6 Procedimiento

La preparación de los bloques de cementos para bandas ortodóncicas se llevó a cabo mediante la utilización de un molde de teflón de 4x4x1mm, se preparó el cemento según las indicaciones del fabricante de cada cemento a tratar y se aplicó en el molde de teflón acto seguido se fotocuró con una lámpara fotocurable (Ortholux, 3M Unitek, Monrovia, CA, EUA) la técnica se muestra en la Figura 7.



Figura 7.- Ay B) Técnica de espátulado, B) moldes utilizados para la realización de la muestra.

Los bloques fueron sacados del molde y se clasificaron en 5 grupos (n=10/grupo) en base al material utilizado (Figura 8).

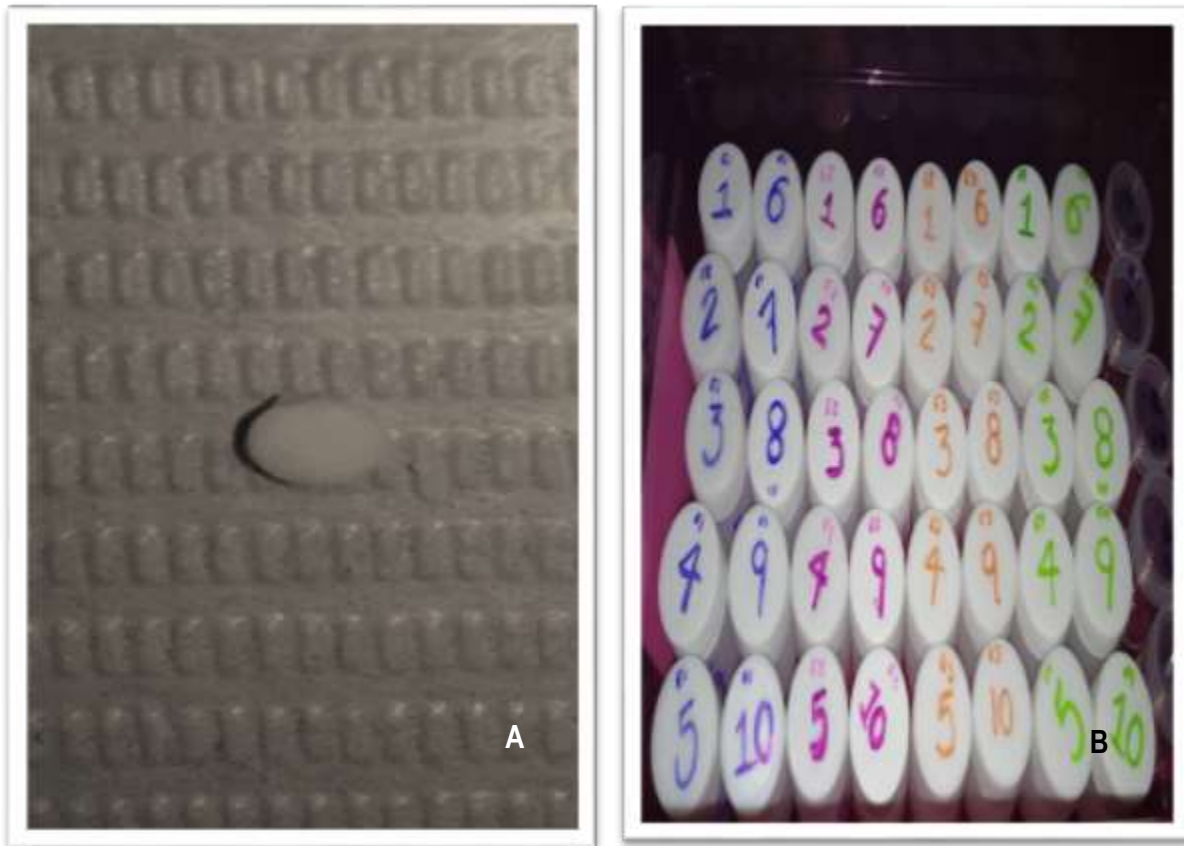


Figura 8. A) Muestra de ionómeros de vidrio Ketac Cem 3M Espe, B) frascos utilizados para el almacenamiento de la muestras en forma individual registrado por número y color.

Posteriormente fueron limpiados ultrasónicamente durante un minuto y secados con aire comprimido durante 30 segundos para eliminar impurezas. Se colocaron individualmente en un recipiente de plástico sellado herméticamente el cual contiene 5ml de agua desionizada a una temperatura de 37°C.²⁸

Después de 24 horas se procedió a retirar cada muestra de su recipiente en forma individual y fue lavada con un 1ml de agua desionizada a presión.

Posteriormente se colocó en un nuevo recipiente con 5ml de agua desionizada. Este procedimiento se repitió a las 24hrs, 48hr, 5,10,30 días siguientes (Fig. 9).³⁵



Figura 9.- A) Muestra colocada en recipiente identificado B) frascos con muestra en su interior C) colocación de 5ml de agua desionizada y D) verificación de la muestra sumergida.

La concentración de fluoruro liberada en el agua desionizada (5ml de agua desionizada del almacenamiento más 1ml agua desionizada con la que se lavó la muestra = 6ml de agua desionizada) fue mezclada mediante 6ml (proporción 1:1) de solución TISAB II (tampón de ajuste de fuerza iónica total, Orion Research Inc., Beverly, MA, EE.UU) y medida mediante un electrodo selectivo de iones de fluoruro de sodio (modelo 1001, Hanna Instruments EE.UU) y un potenciómetro (modelo 3222 Hanna Instruments EE.UU) (Figura 10). Las lecturas se realizaron bajo agitación magnética durante tres minutos con el electródo sumergido en la solución mezclada y registrada en partes por millón (ppm).

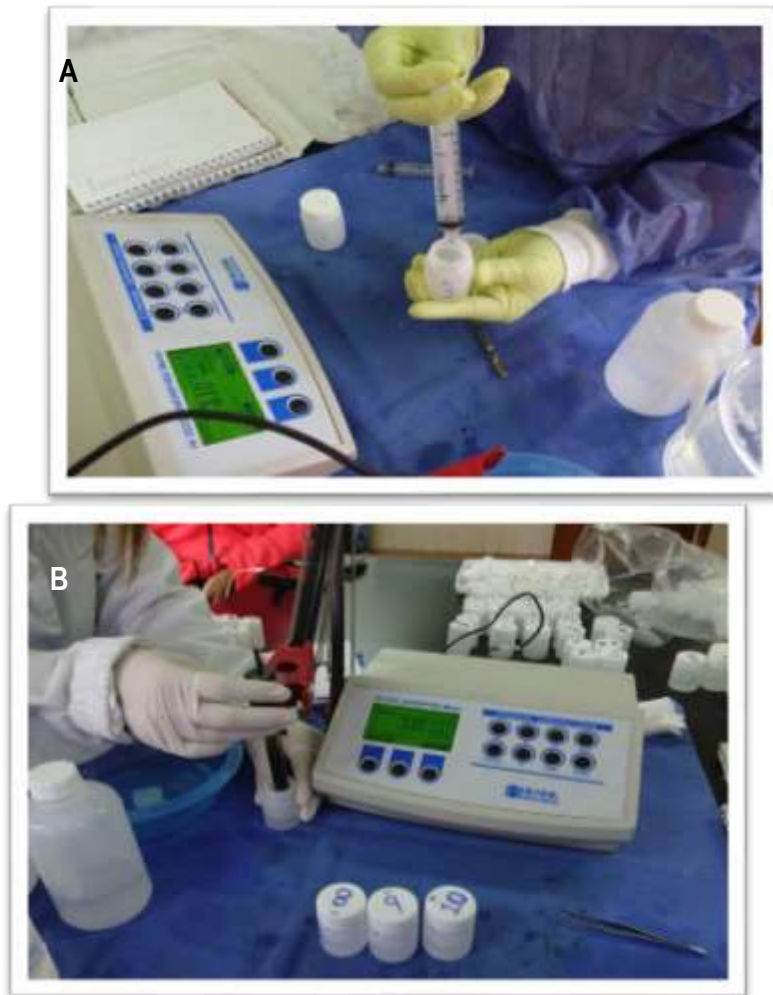


Figura 10.- A) colocación se solución TISAB II y B) Medición de fluoruro liberado.

Calibración del potenciómetro

Se realizó mediante una solución de fluoruro en concentraciones de 1, 10, 100 y 1000ppm (figura 11). La solución TISAB II se utilizó para tener una curva de calibración con soluciones de fluoruro y se colocaron en un recipiente plástico etiquetado para estandarizar las lecturas.



Figura 11. Soluciones de fluoruro utilizadas a concentraciones de 1, 10, 100 y 100 ppm.

Después de los 30 días transcurridos las muestras fueron colocadas junto con pasta profiláctica bucal (Colgate 200ppm) durante un minuto para la realización de la recarga. Posteriormente fueron enjuagadas con agua desionizada durante un minuto y colocadas en un nuevo recipiente plástico que contenía 5 ml de agua desionizada a una temperatura de 37°C. (Figura 12 y 13).

Se midió la concentración de fluoruro a las 24 y 48hrs siguientes mediante los pasos antes descritos.³⁶ Todos los datos fueron recolectados y registrados en las tablas (anexo 1).

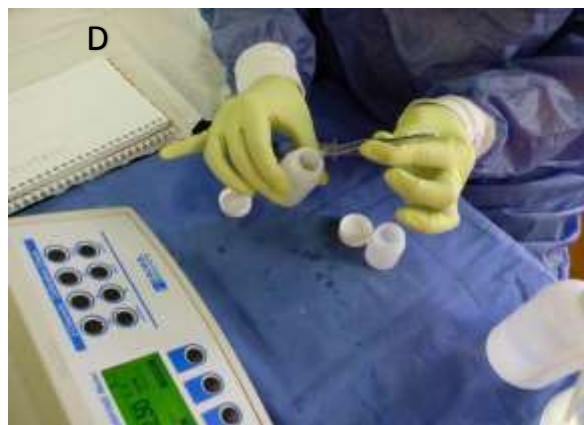
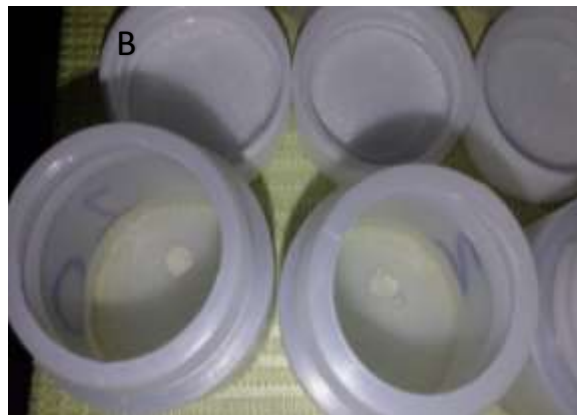
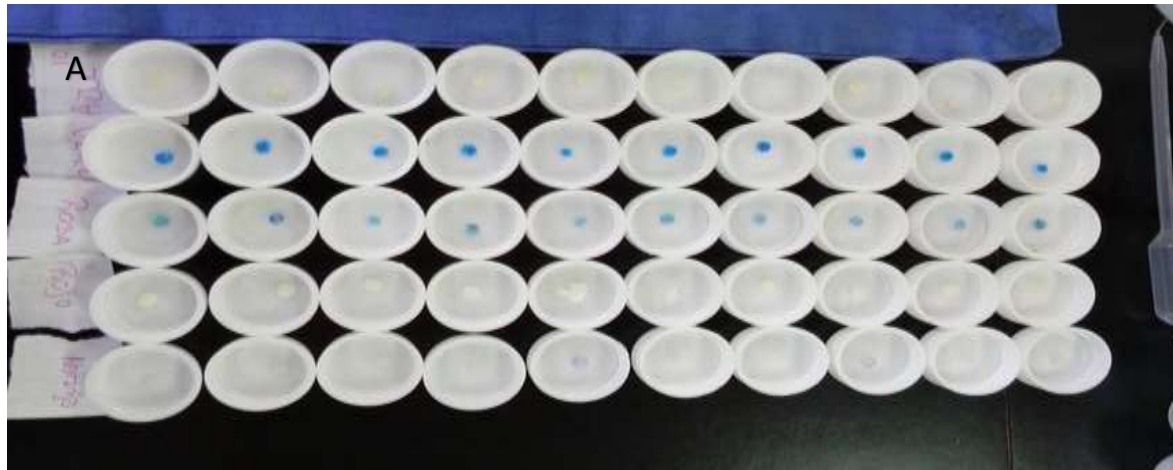


Figura12: A) muestras recargadas con fluoruro, B)colocación de las muestras en nuevo recipiente, C)agua desionizada y D y E) manipulación y lavado de la muestra.



Figura 13. A) potenciómetro calibrado, B) medición de la muestra, C) fluoruro liberado en partes por millón y D) colocación de la muestra en un nuevo recipiente colocando 5ml de agua desionizada.

6.7 Análisis estadístico

Los datos se analizaron mediante la prueba Kruskal Wallis para observar las diferencias entre los cementos. Se utilizó la prueba Mauchly para determinar la homogeneidad entre los grupos y con análisis de varianza ANOVA bifactorial para determinar la relación tiempo-cemento utilizando la versión 21 del programa estadístico SPSS Statistics (IBM, EE. UU.).

6.8 Consideraciones bioéticas

En reglamento de la ley general de salud en materia de investigación en el capítulo I artículo 17 se clasifican los riesgos de investigación, en donde el presente trabajo entra en la clasificación de “**investigación sin riesgo**” ya que no se utilizó métodos que requieran la intervención de seres humanos. Además, en el artículo 23 señala que no es necesario realizar consentimiento informado por el mismo motivo.³⁷

También es necesario recalcar que en declaración de Helsinki no se viola ningún apartado ya que la investigación es “*in vitro*” y no se utilizaron seres vivos en su elaboración.³⁸

7. Resultados

7.1 Acuse de envío para su publicación.



THE UNIVERSITY OF THE WEST INDIES
MONA, JAMAICA, WEST INDIES

WEST INDIAN MEDICAL JOURNAL

Faculty of Medical Sciences, The University of the West Indies, Mona, Kingston 7, Jamaica, West Indies
Telephone: +1 (876) 927-1214 • Fax: +1 (876) 927-1846 Email: wimj@uwimona.edu.jm
Website: www.mona.uwi.edu/fms/wimj

Dr R Scougall-Vilchis

March 22 2018

Dental and Advanced Research Center “Dr. Keisaburo Miyata” Faculty of Dentistry
Autonomous University State of Mexico (UAEMex) Toluca Mexico

Dear Dr Scougall-Vilchis, Your manuscript number **2017-232** entitled:

“Comparison of Medical Student Performance: The Effect of Rotations at Different Sites”

has been accepted for publication in the West Indian Medical Journal. If you wish to have reprints of your paper, please give us a written order immediately, on receipt of this letter. Fifty (50) is the minimum number of reprints that can be bought. The cost of 50 black and white reprints of 1–4 pages is US\$120.00 (most articles are between 1–4 pages). Articles exceeding four pages will cost US\$150.00. Colour reprints cost US\$150.00 for one to four pages while five page and above cost US\$180.00 If figures or photographs are included in your paper, please specify whether colour or black and white publication is required. There will be a charge of US\$50.00 for each colour figure or photograph. Black and white images attract no charge.

You may opt to fast-track your manuscript by publishing it in our open access journal, WIMJ Open, at a cost of US\$1000, payable before publication. Please visit <http://www.mona.uwi.edu/fms/wimj> for more information. Payment for reprints or colour reproduction is not required if publishing in WIMJ Open.

Yours sincerely

Adenike Ovundah (Mrs.) Administrative Editor

7.2 Artículo completo enviado.

Comparison of fluoride released and recharged from different orthodontic bands cements

¹A Fernandez-Bobadilla, ¹RJ. Scougall-Vilchis, ¹E Lara-Carrillo, ²R Garcia-Contreras, R Morales-Luckie³, N Salmeron-Valdes¹

Affiliations:

¹Dental and Advanced Research Center, “Dr. Keisaburo Miyata”, Faculty of Dentistry, Autonomous University State of Mexico (UAEMex), Toluca, Mexico, ²Interdisciplinary Research Laboratory, Nanostructures and Biomaterials Area, National School of Higher Education (ENES) Leon Unit, National Autonomous University of Mexico (UNAM) Leon, Guanajuato, Mexico. ³-Sustainable Chemical Research Center, School of Chemistry, Autonomus University State of Mexico, Toluca, Mexico.

Correspondence

Rogelio J. Scougall-Vilchis.

Dental and Advanced Research Center, “Dr. Keisaburo Miyata”, Faculty of Dentistry, Autonomous University State of Mexico (UAEMex).

Toluca, Mexico

Phone: (722) 471 0119

E-mail: rogelio_scougall@hotmail.com

Short title: Comparison of fluoride released from orthodontic bands cements.

Synopsis:

The bands placed in orthodontic generate demineralization from the four weeks of their placement, that is why fluoride was incorporated in materials to avoid this complication. The objective was to identify the amount of fluoride released from these materials.

ABSTRACT

Objective: The following study was to compare the amount of fluoride released and recharge from different orthodontic bands cements.

Methods: The 5 orthodontic cements evaluated were a two Conventional glass ionomer (Ketac Cem, 3 MEspe; CX-Plus, Shofu, Inc.), resin-modified glass ionomer cement (Optiband Ultra,Ormco), polyacid-modified composite resin cement (Transbond Plus L.C. Band adhesive, 3M Unitek) and resin-reinforced glass ionomer (Ortho LC, GC Fuji). Fluoride concentration readings were carried out for 30 days using a specific fluoride ion electrode (model 1011, Hanna Instruments, USA) and a potentiometer (model 3222, Hanna Instruments). After this period, samples are recharged by a mouthwash with fluoride, the amount of fluoride released after this recharge for 3 days was determined. statistically analyzed, with significance predetermined at $p \leq 0.05$.

Results: In general, all materials presented higher fluoride release in the first 24 h; G1 showed a higher fluoride release in this period. On the other hand, G5 presented the most constant fluoride release until the 10th day, wherein all the cement considerably decreased in the amount of fluoride released. Conclusion: G1released higher concentrations of fluoride, although no significant differences were found. G1 and G2 recharged in the first 24 h after polymerization presented an improved and sustained fluoride release.

Conclusion: All cements the greatest fluoride release in the first 24 h, which was then followed by a marked decrease.

Key words: Enamel, release of fluoride, cement orthodontic bands, fluoride recharge, Orthodontic.

INTRODUCTION

During orthodontic treatment, it is necessary therapeutic accessories use, such as brackets, bands, arcs, etc. and some cementation materials which make easier dentobacterial plaque retention and adhesion; besides, oral cavity shows essential characteristics which allow bacteria proliferation, which are capable of produce acids causing demineralization in dental enamel ⁽¹⁾.

Initial enamel injury is named white spot lesions and it is characterized due translucency lost, causing an opaque and chalky surface and without bright. ⁽²⁾ If this injury is not treated could generate cavitation, caused by lack of dental structure, which may cause damages into dental pulp ⁽³⁾.

Orthodontic bands are place, regularly at dental organs for two and a half years (average) ⁽⁴⁾. Recent studies show proliferation of microorganisms and the risk of damage at enamel on interface enamel-cement increase and causing Demineralization from the fourth week after placement ⁽⁵⁾. It is estimated that white spot lesions injuries at treated orthodontic patients is 60% and 65% of that percentage, shows white spot lesions around the band ^(6,7).

Fluoride is recognized as an anticancer agent, it has been added into different dental products, such as dental belts to avoid initial injuries and protect susceptible areas around the band; Fluoride is also capable of releasing and reload every time it is applied thought toothpaste, varnishes, gels or rinses ^(8,9).

The purpose of this study is to compare the amount of Fluoride released into the indicated materials for Cementing with the ability to release fluoride, as well as the reload capability when orthodontic belts are exposed to a fluorinated paste ^(10,11).

MATERIALS AND METHODS

Tooth selection and preparation of experimental specimens

5 Cements for Orthodontic bands which were divided into 5 groups with 10 samples of each cement: G1: CX-Plus Ionomer (Shofu, Inc), G2: Trasbond Plus L.C. Band adhesive (3M Unitek, Monrovia, CA, USA), G3: Optiband Ultra (Ormco, Glendora, CA, USA), G4: GC Fuji Ortho Band (GC Corporation, Tokyo, Japan) and G5: Ketac Cem (3M ESPE, Gmbh, Seefeld Oberbay, Germany).

The materials were handled per the manufacturers' instructions and 40 samples were prepared. The samples consisted of eight blocks of each sealant with 5mm width and 1mm thickness; the samples were placed in cavities with similar measures in a teflon matrix ⁽¹²⁾.

Measurements

The samples were removed from the matrix and were then stored in plastic bottles with 5 ml of deionized water. The samples were conserved at 37°C for 30 days and measured on days 1, 2, 8, 28, and 30, which is similar to the time intervals used in previous studies ^(12,13).

Instrumentation and reagent solutions.

To determine the amount of fluoride in sealants, it was necessary to use an ion-selective electrode for sodium fluoride (model 1011, Hanna Instruments, USA) and a potentiometer (model 3222, Hanna Instruments). The total ionic strength adjustment buffer (TISAB II) solution was used to keep the pH stable and to prevent the fluoride ion producing complexes with different cations ^(14,15).

Potentiometer calibration.

The fluoride solutions used in this study were prepared in concentrations of 1, 2, 10, 100, and 1000ppm. TISAB II was used to obtain a calibration slope with fluoride solutions; equal volumes of fluoride solution and TISAB II (25ml of each) were placed and mixed in a 100ml plastic glass; the device was calibrated until the readings were reached ⁽¹⁶⁾.

Fluoride determination.

At the end of each period, the blocks were removed from their respective recipients, and each sample was washed with 1ml of deionized water in the bottle that originally contained it. Five milliliters of solution were used to store the sample and 1ml was used to wash the sample, giving a total of 6ml that was mixed with 6ml of TISAB II, because this solution works in a proportion of 1:1. The sample was placed in a new 5ml plastic bottle with deionized water ⁽¹⁷⁾.

The readings were performed under magnetic stirring for 3min with the electrode immersed in the solution where the sample had been previously. The values of the readings were expressed in parts per million.

After 30 days of monitoring, the samples were recharged using a mouth rinse. This solution contains sodium fluoride in 300 ppm (Colgate Plax). The samples were immersed in this solution for 1 min and were subsequently rinsed with deionized water for 1 min. The fluoride released in the samples after recharge was determined daily for 3 days ⁽¹⁵⁾.

Statistical analyses

Descriptive statistics including mean, standard deviation and ANOVA multiple comparisons with predetermined significance at $p \leq 0.05$ The Kruskal Wallis test was used to determine the release of fluoride according to cement.

RESULTS

The fluoride release pattern of the cements for the orthodontic bands with respect to time is shown in Table 1. A high concentration was observed during the first day for all cements, with a G1 quality ratio of 12 ppm, which makes this cement be material with the highest concentration of fluoride, and G5 1 ppm, which makes the cement with the lowest concentration.

From the second day, it was observed that all materials presented different levels of fluoride release, showing a drop and a constant decrease in fluoride release up to day 30. Subsequent to fluoride recharge, it is observed that induces the increase of the little in all cements (Table 1). The Kruskal Wallis test showed significant differences in fluoride release according to cement $p = 0.001$ (Fig. 1).

The bifactorial ANOVA test evaluates the fluoride release pattern with respect to time intervals and interaction with cements. The time variable and time-cement interaction were linear, $p = 0.001$ respectively and according to the Mauchly test, the variances of the groups were homogeneous with respect to time ($p < 0.01$). Analyzes showed differences in fluoride release with respect to time intervals ($p = 0.001$, Fig. 2).

In general, a clear trend was observed for the decrease of fluoride in relation to the time before and after the recharge (Fig. 3) and statistically significant differences in fluoride release were obtained with respect to the interaction between time and Cement ($P = 0.001$). However, fluoride release is not constant over time for all materials involved in the study (Fig. 3).

DISCUSSION

Data from this study demonstrates that the five materials analyzed released fluoride in deionized water. This observation is in accordance with the findings of other authors where they indicate that the release pattern is greater during the first days, after the reduction to an almost constant level ^(13,15).

Tay and Braden ⁽¹⁷⁾, Forsten ⁽¹⁸⁾ and Verbeeck ⁽¹⁹⁾ mention that the fluoride release occurs by two different processes. The first process is characterized by an initial burst of fluoride release from the surface, after which the release is markedly reduced; Consequently, it is accompanied by a second mass diffusion process, in which small amounts of fluorine continue to be released into the surrounding medium over a long period of time. This occurred between day 5 and 30 after the preparation of the cements where a decreased, but constant, fluoride release was observed.

It has been mentioned that the minimum amount to avoid white spot lesions is 0.02 to 0.06 ppm, ^(19,20) but some authors mention that the value is not known with precision ^(17,18,21). However, it is preferable to use Dental materials with the highest and prolonged fluoride release because when the fluoride ion is present in the saliva and biofilm, the solubility of the enamel is low twenty-one.

Based on the results of this study, it can be said that the foundations for orthodontic bands had an average fluoride released standard of 6.0 ppm during the first 24 hours, from the 2nd to the 5th day an almost constant level decreased with an average of 3.0 ppm, and only 1.0 ppm from day 10 a day 30, which also suggests the development of materials that maintains a greater and more constant release of fluoride to improve preventive treatments.

According to facts above, it is supported the hypothesis where the materials with the fluoride releasing ability provide better results when recharged immediately after being placed in the mouth. However, research into the preventive effect of cements and other dental materials that have a fluoride releasing and recharging capability should be carried out in future studies.

CONCLUSION

All cements showed the greatest fluoride release in the first 24 h, which was then followed by a marked decrease, after 5 days of analysis, all cements showed minimum levels of released fluoride. The recharging with sodium fluoride at 200 ppm after 30 and 31 days of the study did not show significant differences among studied cements with respect to the released amount of fluoride after this period.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors thank study participants, and special thanks to Dr. Josué Roberto Bermeo Escalona due his contribution to the project. For last, consider CONACYT's support which was valuable to become this article true.

AUTHOR CONTRIBUTIONS:

Fernandez-Bobadilla A and Scougall-Vilchis RJ performed the majority of experiments, analyzed and interpreted the data; Morales-Luckie R, Salmeron-Valdes N contributed analytic tools; Fernandez-Bobadilla A, Scougall-Vilchis RJ, Lara-Carrillo E and Garcia-Contreras R wrote the paper, and Scougall-Vilchis RJ approval of the submitted and final versions.

REFERENCES

1. Garcia-Godoy F, Hicks MJ. Maintaining the integrity of the enamel surface: the role of dental biofilm, saliva and preventive agents in enamel demineralization and remineralization. *J Am Dent Assoc.* 2008;139(Suppl):25S-34S.
2. Ogaard B. Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989; 96(5):423-7.
3. Gonzalez-Perez JC, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, De La Rosa-Gómez I, Uematsu S, Yamaguchi R. Adherence of *Streptococcus mutans* to orthodontic band cements. *Aust Dent J.* 2012;57(4):464-9.
4. Foley T, Aggarwal M, Hatibovic-Kofman S. Comparison of in vitro enamel demineralization potential of 3 orthodontic cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;121(5):526-30.
5. Quirynen M, Bollen L. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J Clin Periodontol* 1995;22(1):1-14.
6. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849-53.
7. Bahadure RN, Pandey RK, Kumar R, Gopal K, Singh RK. An estimation of fluoride release from various dental restorative materials at different pH: In vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2012;30(2):122-6.
8. Salmerón-Valdés EN, Scougall-Vilchis RJ, Alanis-Tavira J, Morales-Luckie RA. Comparative study of fluoride released and recharged from conventional pit and fissure

- sealants versus surface preerected glass ionomer technology. *J Conserv Dent.* 2016;19(1):41-5.
9. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater.* 2007;23(3):343-62.
 10. Ten Cate J, Duijsters P. Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions. *Caries Res.* 1982;16(3):201-10.
 11. Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials.* 2003;24(14), 2451-61.
 12. Gillgrass TJ, Benington PC, Millett DT, Newell J, Gilmour WH. Modified composite or conventional glass ionomer for band cementation? A comparative clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(1): 49-53.
 13. Shimazu K, Ogata K, Karibe H. Evaluation of the ion-releasing and recharging abilities of a resin-based fissure sealant containing S-PRG filler. *Dent mater J.* 2011;30(6):923-7.
 14. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater.* 2004;20(9):789-95.
 15. Nuñez-Solano A, Rodriguez-Vilchis LJ, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Velazquez-Enriquez U. Effects of three remineralizing agents in the shear bond strength of orthodontic brackets. *West Indian Med. J.* 2016;15(1):28.
 16. Lima AF, da Silva VB, Soares GP, Marchi GM, Baggio Aquiar FH, Lovadino JR. Influence of previous acid etching on interface morphology and bond strength of self-etching adhesive to cavosurface enamel. *Eur J Dent.* 2012; 6(1):56-62.

17. De la Macorra JC, San-Nicolás A. Method to compare mu-tensile bond strength of a self-etching adhesive and mu-cohesive strength of adjacent dentin. *Dent Mater.* 2005;21(10):946-53.
18. Gonzalez-Perez JC, Scogull-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, De La Rosa-Gomez I, Uematsu S, Yamaguchi R. Adherence of *Streptococcus mutans* to orthodontic band cements. *Aust Dent J* 2012;57(4):464-9.
19. Yamazaki H, Litman A, Margolis HC. Effect of fluoride on artificial caries lesion progression and repair in human enamel: regulation of mineral deposition and dissolution under in vivo-like conditions. *Arch Oral Biol.* 2007; 52(2):110–20.
20. Helvatjoglu-Antoniades M, Karantakis P, Papadogiannis Y, Kapetanos H. Fluoride release from restorative materials and a luting cement. *J Prosthet Dent.* 2001;86(2):156–64.
21. De Araujo FB, García-Godoy F, Cury JA, Conceição EN. Fluoride release from fluoride-containing materials. *Oper Dent.* 1996; 21(5):185–90.

7.3 Resultados adicionales

El patrón de liberación de flúor de los cementos para bandas ortodóncicas con respecto al tiempo está representado en la Tabla 3. Se observó una alta concentración durante el primer día para todos los cementos; con una relación calidad G1 de 12ppm, que hace que este cemento sea el material con la más alta concentración de fluoruro, y G5 1ppm que lo hace el cemento con la menor concentración de flúor. Los grupos G2, G3 y G4 presentan liberaciones de fluoruro de 6, 7 y 6ppm respectivamente.

Tabla 3. Fluoruro liberado en los cementos

Grupo	1 día	2 día	5 días	10 días	30 días	Recarga de fluoruro	
						1 día	2 días
G1	12.09± 2.25	3.74±0.3 2	3.30±0.7 9	2.30±0.4 1	1.52±0.3 5	0.36±1.4 2	2.69±0.8 9
G2	6.05±0. 81	3.12±0.5 3	2.92±0.5 0	2.81±0.5 6	2.22±0.3 7	2.03±0.4 4	3.03±0.7 6
G3	7.87±0. 59	4.58±0.7 1	2.50±0.3 6	2.42±0.4 2	2.32±0.3 7	1.67±0.3 9	2.19±0.5 8
G4	6.16±0. 84	3.74±0.3 2	3.46±0.5 7	2.93±0.4 1	2.56±0.6 4	1.73±0.3 7	2.26±0.1 5
G5	1.42±0. 26	1.13±1.0 4	1.02±0.6 3	1.09±0.2 8	1.06±0.1 8	1.89±0.4 2	2.36±0.1 8

NOTA: Los valores están representados en partes por millón.

A partir del segundo día se observó que todos los materiales presentaron diferentes niveles de liberación de fluoruro, mostrando una lenta y constante disminución en la liberación de fluoruro hasta el día 30. Posterior a la recarga de fluoruro se observa que induce poco aumento en todos los cementos (Tabla 3).

Mediante la prueba de Kruskal Wallis se mostró que existen diferencias significativas en la liberación de fluoruro de acuerdo con el cemento $p=0.001$ (Figura14).

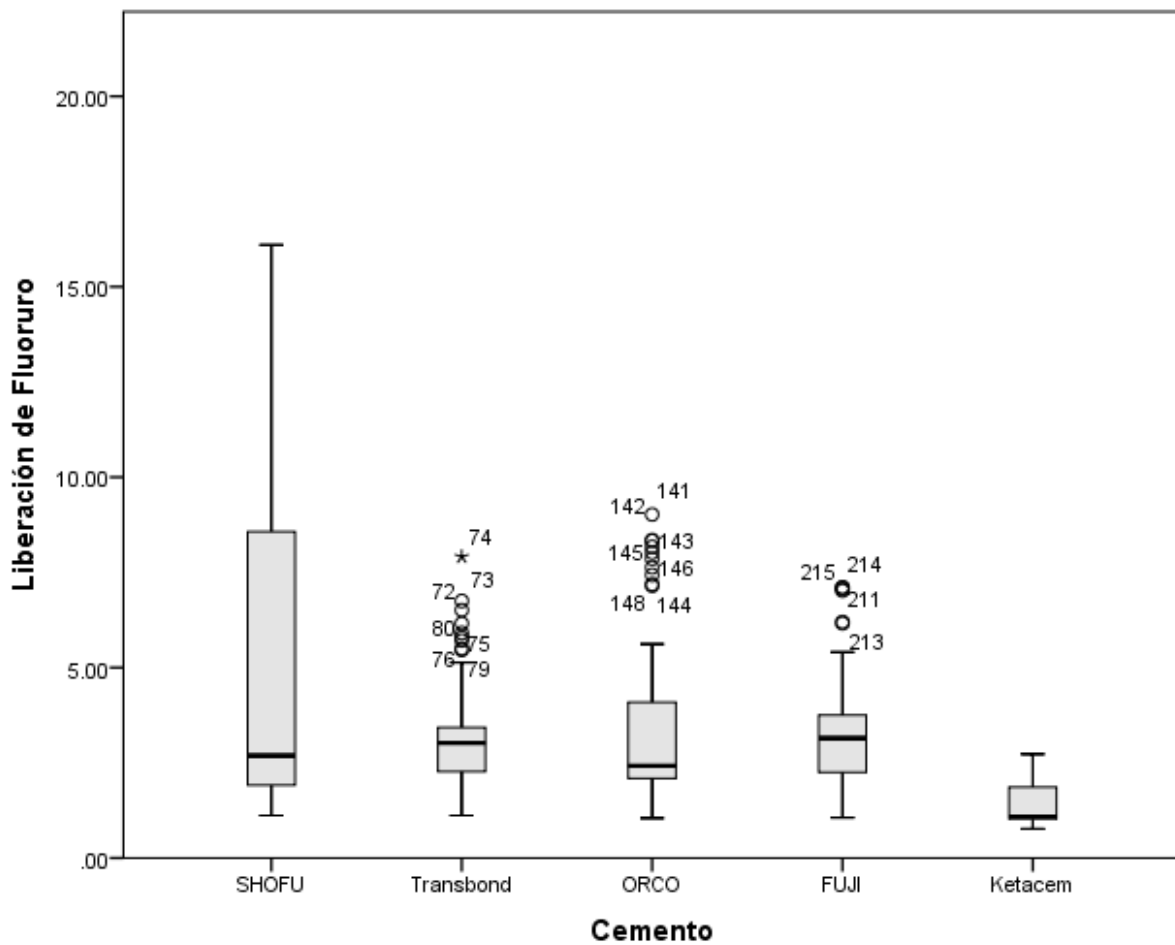


Figura 14. Relación de liberación de fluoruro con respecto al cemento para bandas ortodóncicas.

Mediante la prueba ANOVA bifactorial se evaluó el patrón de liberación de fluoruro con respecto a los intervalos de tiempo y la interacción con los cementos. La variable tiempo y la interacción tiempo-cemento mostraron ser lineales, $p=0.001$ respectivamente y de acuerdo con la prueba de Mauchly las varianzas de los grupos mostraron ser homogéneos con respecto al tiempo ($p<0.01$).

El análisis mostró diferencias en la liberación de fluoruro con respecto a los intervalos de tiempo ($p=0.001$; Figura 15). La comparación por pares se muestra en tabla 4.

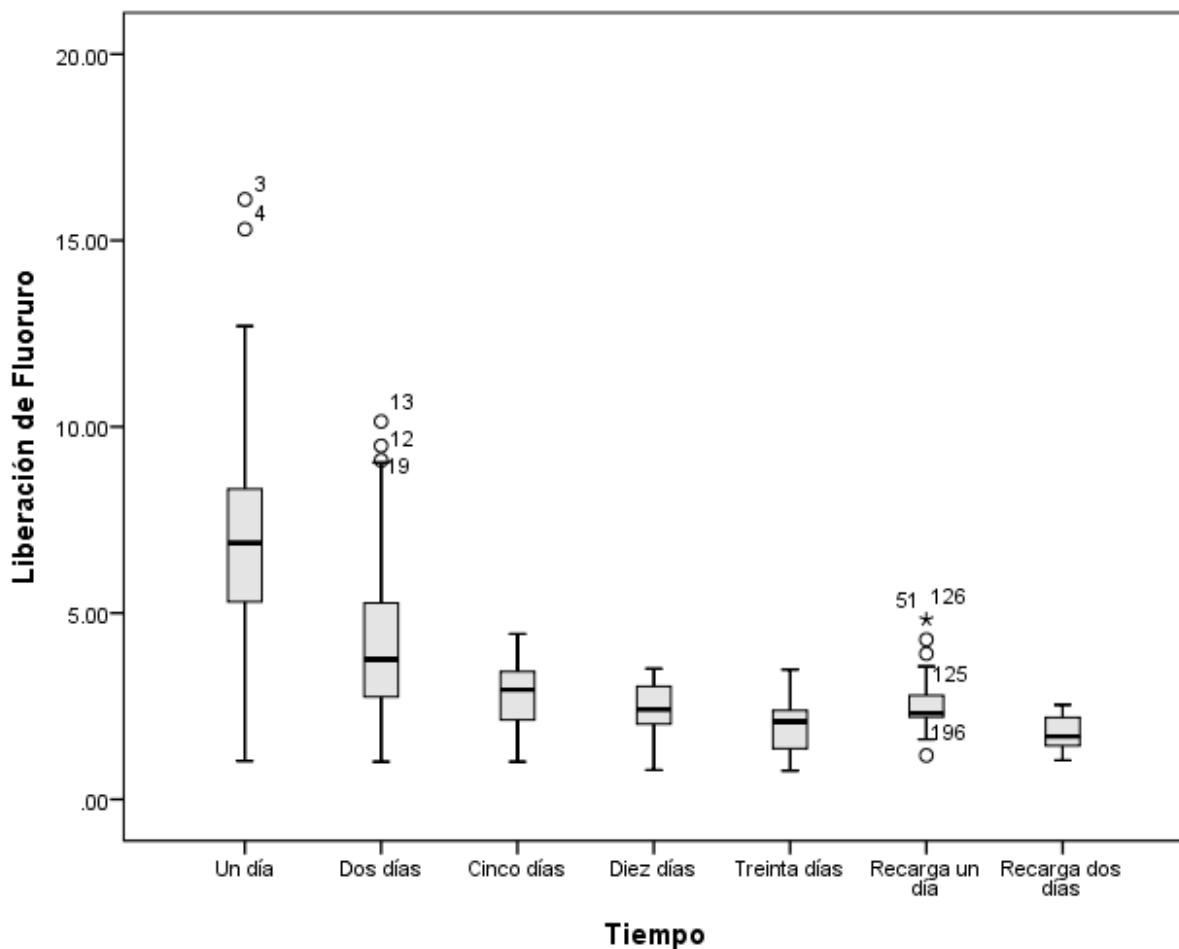


Figura 15. la liberación de fluoruro con respecto a los intervalos de tiempo.

Tabla 4.- Comparación por pares

(I)Tiempo	(J)Tiempo	Diferencia de medias (I-J)	Sig.	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia	
				Límite inferior	Límite superior
1	2	2.418*	<0.001	1.901	2.936
	3	4.016*	<0.001	3.579	4.453
	4	4.397*	<0.001	3.839	4.955
	5	4.768*	<0.001	4.249	5.287
	6	4.182*	<0.001	3.627	4.737
	7	4.942*	<0.001	4.378	5.506
2	3	1.598*	<0.001	1.368	1.827
	4	1.979*	<0.001	1.720	2.237
	5	2.349*	<0.001	2.059	2.639
	6	1.763*	<0.001	1.383	2.144
	7	2.523*	<0.001	2.215	2.832
3	4	.381*	<0.001	.136	.626
	5	.751*	<0.001	.496	1.006
	6	.166	1.000	-.163	.494
	7	.925*	<0.001	.641	1.210
4	5	.371*	<0.001	.217	.524
	6	-.215	1.000	-.585	.155
	7	.545*	<0.001	.278	.811
5	6	-.586*	<0.001	-.911	-.260
	7	.174	.648	-.077	.425
6	7	.760*	<0.001	.497	1.023

En general, se observó una tendencia clara a la disminución de fluoruro en relación con el tiempo antes y posterior a la recarga y se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la liberación de fluoruro con respecto a la interacción entre el tiempo y el cemento ($p=0.001$). Sin embargo, la liberación de fluoruro no es constante con el tiempo para todos los materiales involucrados en el estudio como se muestra en la figura 16.

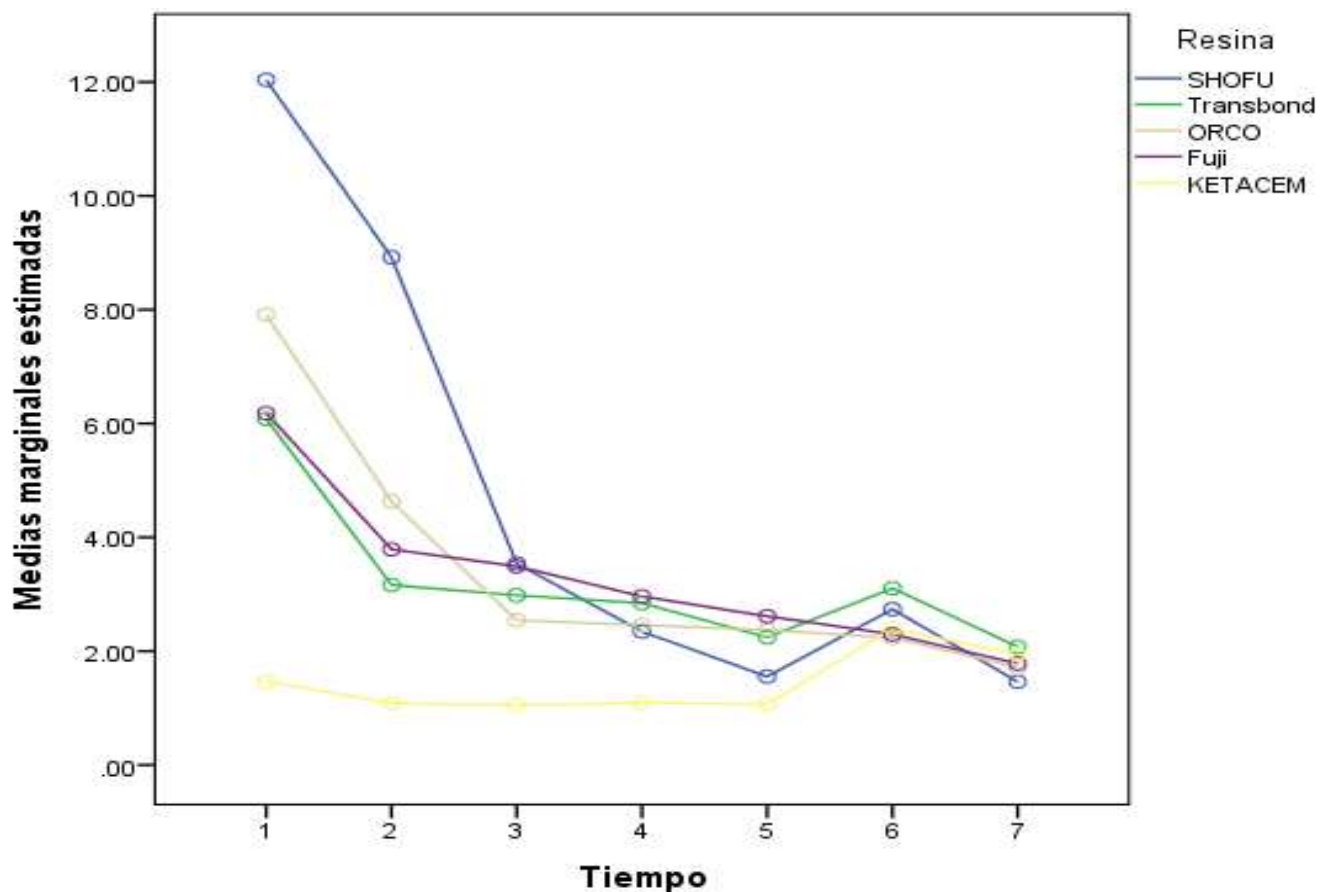


Fig. 16. Gráfica de la liberación de fluoruro en la interacción tiempo-cemento.

8. Discusión

Las lesiones de caries dental se inician en zonas retentivas o susceptibles del esmalte dental generando la pérdida mineral en la subsuperficial y también produce cambios importantes en los prismas del esmalte. En el tejido clínicamente se observa un área blanquecina no cavitada conocida como lesión de mancha blanca; generalmente tiene forma oval, límites definidos, aspecto opaco, superficie rugosa y se asocia a la presencia de biofilm dental. Cuando el proceso continúa puede producir la destrucción total del esmalte, la dentina y el cemento.³⁹

El papel esencial de los microorganismos en la etiología de la caries fue instituido por Miller en 1890¹⁰. Entre las bacterias presentes en la cavidad oral se encuentran tres especies principalmente relacionadas con la caries: *Streptococcus*, *Lactobacillus* y *Actinomyces* las proporciones y la cantidad de las bacterias acidogénicas son las que determinan la actividad de caries.⁴⁰

Según Newbrun (1989)²³, La dieta se refiere a la costumbre de ingesta de comida y bebida de un individuo durante el día. Así, la dieta puede ejercer un efecto de caries en forma local, sirviendo como substrato para microorganismos cariogénicos y afectando la superficie del esmalte". En nuestro estudio no hubo relación del tipo de ingesta con la liberación de fluoruro ya que nos estamos enfocando en un estudio "in vitro" pero abre nuevas alternativas para estudios posteriores.

En condiciones normales el pH salival es de 6,2 a 6,8. En dichas condiciones, los cristales de hidroxiapatita (estructura principal del esmalte), se encuentran como tales, pero cuando el pH salival por acción de los ácidos propios de los alimentos o producidos por el metabolismo bacteriano disminuye hasta un nivel de 5,5 conocido como pH crítico, los cristales se disocian y tienden a difundirse hacia el medio externo, produciéndose la desmineralización.³⁹

Este fenómeno con la acción buffer o tampón de la saliva se vuelve a estabilizar, logrando así incorporar nuevos cristales en la superficie dentaria, dando como resultado el proceso inverso llamado remineralización, el cual demanda aproximadamente veinte minutos en producirse.⁴⁰

Los cementos dentales con liberación de fluoruro se han utilizado para la prevención de la caries dental, el ingrediente activo de la mayoría de los cementos es de fluoruro de sodio al 5% (NaF) 22.600ppm de ion fluoruro. En 1977, Weatherell⁴¹ estudió las concentraciones de flúor en el esmalte normal a diferentes profundidades, y observó que en los primeros 100µm de profundidad se encuentra la mayor concentración de flúor calculada en 3ppm, a 200 y 300µm de profundidad la cantidad de flúor decrece sensiblemente hasta 0.05ppm, manteniendo esta cantidad hasta la unión amelo-dentinaria.³⁹

Mantener los niveles de liberación de flúor a través de largos períodos es importante en la inhibición de la desmineralización y la promoción de la remineralización. El principal factor para favorecer el proceso de remineralización es la saliva; que, por sus características físicas y su composición química saturada de calcio y fosfato, proporciona a la cavidad bucal un sistema de defensa que permite al diente resistirlos embates acidogénicos y favorece una reparación a la estructura dental dañada.⁴¹

La presencia de fluoruro ayuda a la recuperación mineral de la lesión, favoreciendo la formación de cristales de flúor-hidroxiapatita y la interacción con el calcio y el fosfato, para lograr un crecimiento más rápido de cristales y que estos sean más grandes y menos solubles al ataque de los ácidos.⁴²

La presencia constante de bajas concentraciones de fluoruro (en cementos dentales), ha reportado una reducción significativa de caries al mantener una dosis disponible suficiente para propiciar la remineralización.³⁹

Los datos de este estudio demuestran que los cinco materiales analizados liberaron fluoruro en agua desionizada. Esta observación está de acuerdo con los hallazgos de otros autores^{39,40} en donde señalan que el patrón de liberación es mayor durante el primer día presentando una disminución a un nivel casi constante las 48 horas posteriores. Con lo antes mencionado se puede sugerir para estudios subsecuentes realizar la aplicación de dichos cementos en forma *in-vivo* por la importancia de la saliva y el biofilm.

Mencionan Tay y Braden (1988)⁴¹, Forsten (1990)⁴² y Verbeeck (1993)⁴³; que la liberación de fluoruro ocurre por dos procesos diferentes. El primer proceso se caracteriza por una explosión inicial de liberación de flúor de la superficie, después de lo cual la liberación se reduce notablemente; consecuentemente se acompaña de un segundo proceso de difusión en masa, en el que pequeñas cantidades de flúor continúan siendo liberadas en el medio circundante durante un largo período de tiempo.

La investigación de Kuhn y Wilson⁴⁴ también demostraron que la liberación de fluoruro se produce mediante dos mecanismos: lavado superficial y difusión por poros a través del cemento. El primero consiste en la mayor liberación masiva de iones de fluoruro superficiales durante las primeras 24 horas es decir la mayor cantidad de iones liberados de fluoruro al momento de la colocación del cemento y posteriormente se libera fluoruro por el contenido presente en los poros del material creando así una liberación menor. Los resultados del presente estudio parecen seguir ambas explicaciones, presentado por los picos de liberación de fluoruro en el primer día después de la preparación de los cementos y en el día 31 después de la recarga.

La liberación de fluoruro por difusión a través de poros y grietas es menor, pero a un nivel más constante. Esto se presentó en los días 5 y 30 después de la preparación de los cementos donde se observó una liberación de fluoruro disminuida, pero con presencia de iones de fluoruros.

El ionómero de vidrio convencional Ketac Molar liberó considerablemente menos flúor en comparación con los demás cementos estudiados. Esto puede explicarse por su baja solubilidad y elevada relación potencia / líquido. Los fabricantes habían informado una solubilidad total de 24 h de 0.05% cuando se colocaron muestras de Ketac-Molar en agua después de una hora.⁴⁵

Se ha mencionado que la cantidad mínima para evitar lesiones de mancha blanca es de 0.02 a 0.06ppm,^{46,47} teniendo en discusión dicha cifra refiriendo que algunos autores mencionan que el valor no se puede determinar con precisión.^{48,49} Sin embargo, coinciden que es preferible utilizar materiales dentales con propiedades de liberación de fluoruro más alta y prolongada porque cuando están en contacto con la saliva y biofilm la solubilidad del esmalte es baja.⁵⁰

Basándose en los resultados de este estudio, se puede decir que los cementos para bandas ortodóncicas presentaron un patrón de fluoruro liberado promedio de 6,0 ppm durante las primeras 24 horas, a partir del 2do a 5to día disminuyó a nivel casi constante con una media de 3,0ppm, y sólo 1,0ppm del día 10 a día 30, lo que sugiere, además, el desarrollo de materiales que puedan mantener una liberación mayor y más constante de fluoruro para mejorar los tratamientos preventivos.

También se demostró que la liberación de fluoruro de los cementos recargados con fluoruro fue menor que la del cemento recién mezclados. Esto significa que la exposición de los cementos a soluciones fluoradas no puede restaurar completamente la velocidad inicial de liberación de fluoruro.

A pesar de que la liberación de fluoruro era más baja de los materiales refluorados que de los cementos recién mezclados, la cantidad de fluoruro adsorbido y liberado era todavía significativa.⁴⁹

Por lo que se apoya la hipótesis de que los materiales con capacidad de liberación de fluoruro proporcionan mejores resultados cuando se recargan inmediatamente después de ser colocados en boca.

No obstante, la investigación del efecto preventivo de los cementos y otros materiales dentales que tienen una capacidad de liberación y recarga de fluoruro debe ser llevada a cabo en estudios futuros.

9. Conclusiones

- Todos los cementos demostraron mayor liberación de fluoruro las primeras 24 horas después de su manipulación, presentando una constante disminución a partir de las siguientes 48 horas correspondientes.
- G1 demostró mayor liberación en comparación a los demás cementos estudiados.
- G5 fue utilizado como grupo control; demostró mínima liberación de fluoruro; pero en porcentajes constantes.
- Es necesario realizar estudio en in-vivo para determinar la influencia de la saliva y el biofilm con los cementos para bandas ortodóncicas.
- El cemento G1 puede representar una buena alternativa para la cementación de bandas ortodóncicas por presentar la liberación de fluoruro más constante y así repercutir directamente en la formación de lesión de mancha blanca.

10. Referencias Bibliográficas

1. Ferraris G, Muñoz A.C. Histología y Embriología bucodental.3ra Ed. México: Mc Graw Hill; 2002:195-252.
2. Woods C, Fernee C, Browne M, Zakrzewski S, Dickinson A. The potential of statistical shape modelling for geometric morphometric analysis of human teeth in archaeological research. PLoS One. 2017;12(12):10-137.
3. Shahmoradi M, Hunter N, Swain M.Efficacy of Fluoride Varnishes with Added Calcium Phosphate in the Protection of the Structural and Mechanical Properties of Enamel. Biomed Res Int. 2017;(2017):1-7.
4. Cuy J, Mann A, Livi K, Teaford M, Weihs T. Nanoindentation mapping of themechanical properties of human molar tooth enamel. Arch. Oral Biol. 2002; 47(4), 281-91.
5. Eanes ED. Enamel apatite: chemistry, structure and properties. J Dent Res.1979; 58(2 suppl): 829-36.
6. Marsh PD, Martin Mv, Lewis MA, Williamz D. Oral Microbiology. 4to ed. England Elsevier; 2000,78-97.
7. Timmerman M, Vander G, Arief E, Armand S; Abbas F, Winkel E. et al. Untreated periodontal disease in Indonesian Adolescents. Subgingival in relation to experienced progression of periodontitis. J. Clin. Periodontol. 2001; 28(7): 617-627.
8. Carranza F.Periodontología Clínica. 8avo ed. México: Mc Graw Hill; 1997. p 235
9. Ebersole JL, Taubman MA. (1994). The protective nature of host responses in periodontal diseases. Periodontology 2000; 5(1): 91818-1823.

10. Samuel SM, Rubinstein C. Microhardness of enamel restored with fluoride and non-fluoride releasing dental materials. *Braz Dent J*, 2001;12(1): 35-38.
11. Tantbirojn D, Huang A, Ericson M, Poolthong S. Change in surface hardness of enamel by a cola drink and a CPP-ACP paste. *J Dent*.2008; 36(1): 74-9.
12. Featherstone JD. Remineralization, the natural caries repair process the need for new approaches. *Avd Dent Res*.2009; 21(1): 4-7.
13. Garcia-Godoy F., Hicks MJ. Maintaining the integrity of the enamel surface: the role of dental biofilm, saliva and preventive agents in enamel demineralization and remineralization. *J Am Dent Assoc*. 2008; 139: 25-34.
14. Ogaard B. Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989; 96(5):423-7.
15. Gonzalez-Perez JC., Scougall-Vilchis RJ., Contreras-Bulnes R., Rosa-Gómez D., Yamaguchi R. Adherence of *Streptococcus mutans* to orthodontic band cements. *J Aust Dent*. 2012; 57(4): 464-469.
16. Foley T, Aggarwal M, Hatibovic-Kofman S. A comparison of in vitro enamel demineralization potential of 3 orthodontic cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002; 121(5): 526-530.
17. Quirynen M, Bollen CM: The influence of surface roughness and surface-free energy on supra and subgingival plaque formation in man. *J Clin Periodontol* 1995; 22(1):14.

18. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955; 34(6):849-53.
19. Bahadure RN, Pandey RK, Kumar R, Gopal K, Singh RK. An estimation of fluoride release from various dental restorative materials at different pH: In vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2012; 30(2):122-6.
20. Salmerón-Valdés EN, Scougall-Vilchis RJ, Alanis-Tavira, J, Morales-Luckie RA. Comparative study of fluoride released and recharged from conventional pit and fissure sealants versus surface prereacted glass ionomer technology. *J Conserv Dent.* 2016; 19(1):41-46.
21. Wiegand A, Buchalla W, Attin, T. Review on fluoride releasing restorative materials fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mat.* 2007; 23(3), 343-362.
22. Ten Cate, J. M., & Duijsters, P. P. E. Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions. *Caries Research.* 1982; 16(3), 201-210.
23. Xu, X., Burgess, J. O. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials.* 2003; 24(14), 2451-2461.
24. Gillgrass, T. J., Benington, P. C. M., Millett, D. T., Newell, J., & Gilmour, W. H. Modified composite or conventional glass ionomer for band cementation? A comparative clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 120(1): 49-53.
25. Shimazu, K., Ogata, K., & Karibe, H. Evaluation of the ion-releasing and recharging abilities of a resin-based fissure sealant containing S-PRG filler. *J Dent materials.* 2011; 30(6): 923-927.

26. Itota, T., Carrick, T. E., Yoshiyama, M., & McCabe, J. F. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Materials*. 2004;20(9): 789-795.
27. Komori, A., & Kojima, I. Evaluation of a new 2 paste glass ionomer. *Am J Orthod Dento facial Orthop*. 2003; 123(6): 649-652.
28. Simon Flury. *Principios de la adhesión y de la técnica adhesiva*. Quintessence Int, 2011; 41:595-600.
29. Charles A, Senkutvan R, Ramya R S, Jacob S. Evaluation of shear bond strength with different enamel pretreatments: An in vitro study. *Indian J Dent Res*. 2014; 25:470-4.
30. Lima AF, da Silva VB, Soares GP, Marchi GM, Baggio Aguiar FH, Lovadino JR. Influence of previous acid etching on interface morphology and bond strength of self-etching adhesive to cavosurface enamel. *Eur J Dent*. 2012; 6(1):56-62.
31. De la Macorra JC, San-Nicolás A. Method to compare mu-tensile bond strength of a self-etching adhesive and mu-cohesive strength of adjacent dentin. *Dent Mater*. 2005; 21(10):946-53.
32. Scougall-Vilchis RJ, Zárate-Díaz C, Wakamatzu Nobukazu, Nakagawa Takeharu. Resistencia al descementado de botones linguales colocados con diferentes sistemas adhesivos. *Rev Esp Ortod* 2008; 38: 207-12.
33. Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(6):558-64.

34. Scougall-Vilchis RJ, Mimura S, Yamamoto K. Propiedades de un adhesivo ortodóncico liberador de fluoruro que contiene partículas de relleno tipo S-PRG. *Rev Esp Ortod.* 2007; 37:119-26.
35. Attin T, Wegehaupt FJ. Impact of erosive conditions on tooth-colored restorative materials. *Dent Mater.* 2014; 30(1): 43-49.
36. Disponible web: <http://www.conbioetica.mexico.salud.gob.mx/descargas/pdf/normatividad/normatinacional>.
37. Disponible en web: <http://www.conbioetica.mexico.salud.gob.mx/descargas/pdf/helsinki.pdf>
38. Shen C, Autio-gold J. Assessing fluoride concentration uniformity and fluoride release from three varnishes. *J Am Dent Assoc.* 2002;133:176–82.
39. Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials.* 2003;24:2451–61.
40. Garcia-Godoy F, Abarzua I, De Goes MF, Chan DC. Fluoride release from fissure sealants. *J Clin Pediatr Dent.* 1997;22:45–9.
41. Helvatjoglu-Antoniades M, Karantakis P, Papadogiannis Y, Kapetanios H. Fluoride release from restorative materials and a luting cement. *J Prosthet Dent.* 2001;86:156–64.
42. Araujo FB, García-Godoy F, Cury JA, Conceição EN. Fluoride release from fluoride-containing materials. *Oper Dent.* 1996;21:185–90.
43. Eichmiller FC, Marjenhoff WA. Fluoride-releasing dental restorative materials. *Oper Dent.* 1998;23:218–28.

44. Hellwig E, Lennon AM. Systemic versus topical fluoride. *Caries Res.* 2004;38:258–62.
45. Yamazaki H, Litman A, Margolis HC. Effect of fluoride on artificial caries lesion progression and repair in human enamel: Regulation of mineral deposition and dissolution under in vivo-like conditions. *Arch Oral Biol.* 2007;52:110–20.
46. N Salmerón-Valdés, E. N. Lara-Carrillo, E. Medina-Solís, C. E. Robles-Bermeo, R. J. Scougall-Vilchis, J. F Casanova-Rosado, et. al. Tooth demineralization and associated factors in patients on fixed orthodontic treatment. *Scientific Reports*, 2016.
47. Delgado R, Ramirez J, Yamamoto A. Fluoride release of two glass-ionomer cements: In vitro study. *Rev Odontol Mex.* 2014;18:84–8.
48. Abdel-Karim UM, El-Eraky M, Etman WM. Three-year clinical evaluation of two nano-hybrid giomer restorative composites. *Tanta Dent J.* 2014;11:213–22.
49. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater.* 2004;20:789–95.

11.-ANEXOS

11.1 Tabla de cotejo de información



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

Facultad de Odontología CIEAO

Hoja de Registro



GRUPO _____

FECHA _____

No.	Dia1	Dia2	Dia4	Observaciones
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				

11.2. constancias de participación



La Universidad Autónoma del Estado de México a través de la
Facultad de Odontología,
el Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología y el Cuerpo Académico Salud - Enfermedad Bucal
otorga la presente

Constancia

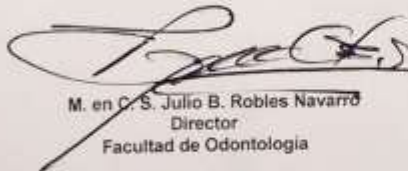
A: Adriana Fernández Bobadilla, Rogelio J. Scougall Vilchis, Edith Lara Carrillo, René García Contreras, Nahum Salmerón Valdés, Raúl Morales Luckie

Por su presentación del trabajo en modalidad **MAESTRÍA** titulado:
"Comparación de liberación de fluoruro en diferentes cementos para bandas ortodóncicas"

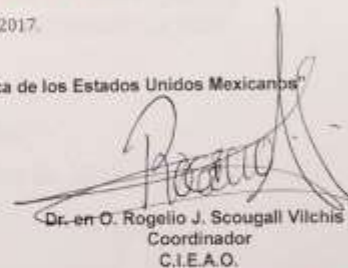
VIII Coloquio Nacional Salud • Enfermedad Bucal

Toluca, Estado de México a 8 de febrero de 2017.

PATRIA, CIENCIA Y TRABAJO
"2017 Año del Centenario de la Promulgación de la Constitución Política de los Estados Unidos Mexicanos"


M. en C. S. Julio B. Robles Navarro
Director
Facultad de Odontología




Dr. en C. Rogelio J. Scougall Vilchis
Coordinador
C.I.E.A.O.

CIEAO
Centro de Investigación y Estudios Avanzados
en Odontología "Dr. Sra. Irene Maza"

CASEB
Cuerpo Académico
Salud - Enfermedad Bucal

CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS
AVANZADOS EN ODONTOLÓGIA



Universidad Nacional Autónoma de México



Facultad de Odontología
Coordinación de Educación Continua



Otorga la presente



A **ADRIANA FERNÁNDEZ BOBADILLA**

POR SU PARTICIPACIÓN CON EL TRABAJO:
"COMPARACIÓN DE LIBERACIÓN DE FLUORURO EN CEMENTOS PARA
BANDAS ORTODÓNCICAS"





PRESENTADO EN LA EXPOSICIÓN DE CARTELES DURANTE
**EL CONGRESO NACIONAL E INTERNACIONAL
DE SALUD PÚBLICA BUCAL 2017**

Coautores:
ROGELIO J. SCOUGALL VILCHIS, EDITH LARA CARRILLO, RENÉ GARCÍA
CONTRERAS, NAHUM SALMERÓN VALDÉS, RAÚL MORALES LUCKIER

Atentamente
"Por mi raza hablará el espíritu"

Ciudad Universitaria, 23 y 24 de febrero de 2017.


Mtro. José Arturo Fernández Pedrero
Director


Mtro. Enrique Navarro Bori
Coordinador de Educación Continua