

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO

ANÁLISIS DEL DESEMPEÑO BIOMECÁNICO Y QUÍMICO DE DIFERENTES
MATERIALES BIOACTIVOS EN RESTAURACIONES CLASE II

Trabajo final de investigación aplicada sometido a la
consideración de la Comisión del Programa de Estudios
de Posgrado en Odontología para optar al grado y
título de Maestría Profesional en Odontología
con énfasis en Operatoria Dental

FRANCISCO JAVIER QUESADA ROJAS

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio, Costa Rica

2022

Dedicatoria

Quiero dedicar este trabajo de graduación a mi señora madre, Magda María Rojas Ortega, quien siempre ha sido un farol en mi vida, que con su luz pudo guiarme con amor, esa misma luz que permitió mostrar con sus ejemplos a la persona que he llegado a ser.

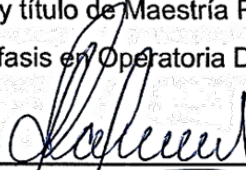
Agradecimientos

Quiero agradecer de manera muy especial al Dr. Juan Carlos Ramírez Barrantes, Profesor Guía de este trabajo de investigación, quien, con su paciencia y tiempo, supo orientarme para lograr su finalización. El Dr. Juan Carlos, siempre mostró un gran interés y esmero para que el trabajo lograra cumplir los estándares de calidad de la Maestría Profesional en Operatoria Dental. Y esos estándares se ven reflejados, gracias a todo su apoyo y orientación. Muchas gracias por esas horas de trabajo, que en mi memoria permanecerán en horas de regocijo, por todo lo aprendido a su lado.

Deseo expresar mi gran admiración por la forma en que colaboró y apoyó este trabajo la Dra. Jessie Reyes Carmona. La Dra. Jessie ha sido trascendental en la elaboración de esta investigación, con su conocimiento y aportes logramos visualizar el alcance de este trabajo. Con ella puedo asegurar que la investigación alcanzó los estándares necesarios para conquistar los resultados que este trabajo arrojó. Sus consejos, recomendaciones y sugerencias, apoyadas por la gran experiencia en investigación que a lo largo de su carrera ha cosechado, permitieron llevar a buen término todo este gran esfuerzo. Nuevamente mi gratitud por todo lo que significó en este trabajo.

También quiero expresar mi agradecimiento al Dr. Carlos Filloy Esna, decano de la Facultad de Odontología, de quien siempre he tenido su apoyo y colaboración. Sin dejar de reconocer los consejos y recomendaciones, que han sido de gran ayuda en la toma de decisiones profesionales.

“Esta Tesis fue aceptada por la Comisión del Programa de Estudios de Posgrado en Odontología de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar al grado y título de Maestría Profesional en Odontología con énfasis en Operatoria Dental”



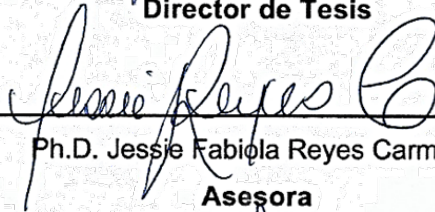
Dr. David La Fuente Marín

**Representante de la Decana
Sistema de Estudios de Posgrado**



Ph.D. Juan Carlos Ramírez Barrantes

Director de Tesis



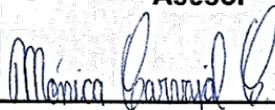
Ph.D. Jessie Fabiola Reyes Carmona

Asesora



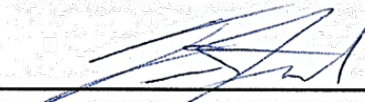
Ph.D. Fabián Murillo Gómez

Asesor



Dra. Mónica Carvajal Carvajal

**Representante
Programa del Posgrado en Odontología**



Francisco Javier Quesada Rojas

Sustentante

TABLA DE CONTENIDO

Portada	i
Dedicatoria	ii
Agradecimientos	iii
Hoja de aprobación	iv
Tabla de contenidos	v
Resumen	vi
Lista de Tablas	vii
Lista de Figuras	viii
Abreviaturas	ix
Licencia de publicación	x
Capítulo I - Introducción	1
1.1 Introducción	1
1.2 Objetivos del estudio	5
1.3 Pregunta de investigación	6
1.4 Hipótesis	6
Capítulo II – Desarrollo del tema de investigación	7
2.1 Artículo	7
2.1.1 Título	7
2.1.2 Abstract	7
2.1.3 Resumen	8
2.1.4 Introduction	10
2.1.5 Materials and Methods	12
2.1.6 Results	16
2.1.7 Discussion	18
2.1.8 References	22
Capítulo III - Conclusiones	35
Capítulo IV – Referencias bibliográficas	36
Anexos	39

RESUMEN

El objetivo de este estudio, *in vitro*, fue evaluar el desempeño biomecánico y químico de varios materiales bioactivos en restauraciones clase II MOD. Se prepararon cuarenta y ocho cavidades clase II MOD estandarizadas en dientes molares humanos extraídos. Las muestras se dividieron en cuatro grupos según el material de restauración: Grupo 1 (Filtek™ Z350 XT), Grupo 2 (Biodentine™ como base y luego restaurado con Filtek™ Z350 XT), Grupo 3 (Cention N™) y Grupo 4 (Activa™ Bioactivo-Reparador). La prueba de resistencia a la fractura fue realizada en una máquina de ensayo universal de ensayos. Se evaluaron los modos de falla de cada espécimen. Se midió el pH y la liberación de iones de calcio de los materiales. Se realizaron análisis SEM-EDAX. Los datos se analizaron mediante ANOVA y la prueba post hoc de Tukey ($p < 0,05$). El grupo 1 mostró la mayor resistencia a la fractura ($p < 0,05$). El Grupo 3 tuvo mayores valores de resistencia a la fractura que el grupo 4, pero sin diferencia estadística. Biodentine™ mostró un mayor potencial de biomineralización. Las restauraciones Clase II MOD del grupo 1 mostraron la mayor resistencia a la fractura; sin embargo, estuvo altamente asociado con fallas irreparables. Biodentine™ presentó un potencial de bioactividad más significativo y su uso, como en el grupo 2, promovió el modo de falla más favorable.

Palabras clave: Materiales bioactivos, Restauraciones Clase II, Resinas compuestas, Resistencia a la fractura.

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 – Valores de resistencia a la fractura	28
Tabla 2 - Materiales	39

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Valores de resistencia a la fractura (N)	29
Figura 2 – Distribución del modo de falla	30
Figura 3 - Imágenes representativas del modo de falla en cada grupo	31
Figura 4 – Espectros EDAX de los materiales	32
Figura 5 – Imágenes representativas de MEB	33
Figura 6 – Valores pH	34

LISTA DE ABREVIATURAS

EDAX	Análisis de fluorescencia de rayos X por energía dispersiva
MEB/SEM	Microscopia electrónica de barrido/Scanning Electron Microscopy
MOD	Mesio-Ocluso-Distal
N	Newtons
PBS	Solución tampón fosfato salina
SD	Standard Deviation/Desviación Estándar



Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.

Yo, Francisco Quesada Rojas, con cédula de identidad 109030181, en mi condición de autor del TFG titulado ANÁLISIS DEL DESEMPEÑO BIOMECÁNICO Y QUÍMICO DE DIFERENTES MATERIALES BIOACTIVOS EN RESTAURACIONES CLASE II

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. SI NO *

*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: _____ año (s).

Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.

FIRMA ESTUDIANTE

Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no sólo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

CAPÍTULO I – INTRODUCCIÓN

1.1 Introducción

En Odontología, durante la ejecución de los protocolos clínicos se debe tomar en consideración la presencia de variables adversas, que puedan afectar un resultado clínico exitoso (1).

Los materiales dentales restauradores se consideran una de esas variables, siendo que conocer su comportamiento y funcionamiento es trascendental para garantizar una restauración confiable y duradera.

Durante muchos años la amalgama fue uno de los materiales dentales restauradores más predominantes. Con el surgimiento de las resinas compuestas, y sus ventajas estéticas y técnicas de preparación conservadora del tejido dental, la amalgama fue poco a poco desplazada (1).

Actualmente las resinas compuestas comprenden el conjunto de materiales más elegidos en la práctica dental, promoviendo la evolución tecnológica durante estos últimos 30 años. (2,3,4). Sus propiedades físicas y mecánicas, como su amplia gama de colores unida a la translucidez del material, la convierten en uno de los materiales más utilizados (3,5).

El restaurar una pieza dental por caries o el sustituir una amalgama al término de su vida útil, son procedimientos de rutina en la práctica odontológica. Las empresas fabricantes de materiales dentales continuamente desarrollan productos innovadores y mejorados para obtener restauraciones duraderas, estéticas y compatibles con los tejidos dentales.

En la confección de restauraciones clase II para resina compuesta, los cuidados indispensables deberán estar asociados a la preparación de la cavidad, el protocolo de inserción de los incrementos, la adaptación cervical, la adaptación marginal y, por último, la necesidad, según sea el caso, de una protección dentino-pulpar (3,4). Para obtener el adecuado desempeño clínico en restauraciones clase II de resina compuesta deben tomarse en consideración los siguientes aspectos: el acabado y pulido de la superficie, el área de los contornos proximales, la integridad marginal, el perfil de emergencia y su estabilidad oclusal (3,4).

Los materiales de resina son activados por acción de la luz transformando los monómeros en polímeros (5). La fotopolimerización de las resinas compuestas en incrementos superiores a 2 mm provocará un espacio marginal, originado por la contracción por polimerización, propiciando a largo plazo la aparición de caries recidiva, producto de la microfiltración marginal (6).

Existen diversas investigaciones analizando la resistencia a la fractura de las resinas compuestas directas en preparaciones Clase II (7). Las restauraciones de resina compuesta en dientes posteriores presentan índices de fracaso asociados a fracturas y caries secundaria que fluctúan entre el 1 y el 8 % (8,9,10).

El uso de un material de base cavitaria es un procedimiento que se realiza cuando se confecciona una preparación profunda o se remueve caries dental, obteniendo una adecuada protección dentino pulpar, con el objetivo de preservar la vitalidad de la pieza dental. Así, se podrá preservar biológicamente el complejo dentino pulpar de la penetración bacteriana debido a la microfiltración y/o la toxicidad de los materiales restauradores (7,11,12).

La profundidad de la cavidad no está determinada específicamente desde el punto de vista mecánico, sino por el espesor remanente de la dentina. Existe diferencia entre profundidad mecánica y profundidad biológica, debido a que la última estará determinada por la localización de la preparación y de la cámara pulpar, edad e historia clínica de la pieza dental (12). De esta forma, la elección del material idóneo y de la técnica de protección dentino pulpar está asociada a un diagnóstico radiográfico, después de finalizada la preparación cavitaria. (12,13)

En la actualidad encontramos biomateriales restauradores que promueven la regeneración de los tejidos afectados. En el mercado odontológico nos encontramos con materiales que promueven un proceso de biomineralización con la dentina coronal, como Cention N™, Activa™ Bioactive-Restorative y Biodentine™.

Según el fabricante, Cention N™ está conformado por tres vidrios inorgánicos: un vidrio de aluminio-silicato de bario inerte convencional, un vidrio de ionómero a base de aluminio-silicato de calcio y bario, además de un vidrio de fluorosilicato de calcio básico que se denomina “*Alkasita*”. Activa™ es un restaurador bioactivo que se adhiere químicamente al diente, forma un selle contra las microinfiltraciones y libera más calcio, fosfato y fluoruro que aquellos ionómeros de vidrio convencionales, además de ser más duradero y resistente a las fracturas (13). Por otro lado, el material Biodentine™ es un compuesto de sulfato tricálcico cuya acción bioactiva promueve la remineralización de la dentina (14).

Una de las propiedades mecánicas que es relevante en la investigación de las restauraciones dentales está directamente relacionada con la resistencia a la fractura. La resistencia a la fractura de una preparación obturada con resina

compuesta es un factor crítico para evaluar su desempeño clínico (15). En el microambiente oral, las fuerzas masticatorias tienden a presionar las cúspides y los materiales de resina compuesta, promoviendo la deformación de las mismas bajo carga masticatoria (15).

La variación en la resistencia a la fractura de un material puede asociarse a las diferencias en la composición química de su matriz, contenido, tamaño y distribución de las partículas del relleno (16). Así, la constante evolución en la fabricación de los materiales restauradores ha promovido el desarrollo de materiales con modificaciones en el contenido del relleno, además de una distribución homogénea de sus partículas, con el objetivo de mejorar sus propiedades físicas, así como su retención y la resistencia del diente restaurado (16).

Por tanto, conocer el comportamiento de estos materiales al someterseles a fuerzas de cargas oclusales, permite elegir de manera apropiada el material adecuado en el momento de realizar las restauraciones clase II MOD, y garantizar un mejor rendimiento de su desempeño clínico.

1.2 Objetivos del Estudio

1.2.1 Objetivo Principal

Evaluar el desempeño biomecánico y químico de varios materiales bioactivos en restauraciones clase II MOD.

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Evaluar la resistencia a fractura y tipo de falla de piezas dentales tratadas con restauraciones clase II MOD, utilizando diferentes materiales bioactivos.
2. Analizar la liberación de iones calcio y el pH de diferentes materiales bioactivos para restauración en dentina coronal.

1.3 Pregunta de Investigación

¿De qué forma afecta el tipo de material y su bioactividad la integridad mecánica de las piezas dentales tratadas con restauraciones clases II MOD?

1.4 Hipótesis

No hay diferencia significativa en cuanto al desempeño mecánico y químico promovido por los diferentes materiales restauradores en restauraciones clase II MOD.

CAPÍTULO II – DESARROLLO DEL TEMA DE INVESTIGACIÓN

2.1 Artículo - Formato de publicación en la revista *Odovtos – Int. J. Dent. Sc*

Biomechanical and chemical behavior of various bioactive materials in class II restorations

Desempeño biomecánico y químico de diferentes materiales bioactivos en restauraciones clase II

Abstract

The aim of this *in vitro* study was to evaluate the biomechanical and chemical behavior of various bioactive materials in class II MOD restorations. Forty-eight standardized class II MOD cavities were prepared in sound extracted human molar teeth. The specimens were divided into four groups according to the restorative material: Group 1 (Filtek™ Z350 XT), Group 2 (Biodentine™ as a liner, and then restored with Filtek™ Z350 XT), Group 3 (Cention N™), and Group 4 (Activa™ Bioactive-Restorative). The samples were tested for fracture resistance by subjecting them to a compressive load in a Universal testing Machine. The failure modes of each specimen were evaluated. The alkalinizing potential and calcium ion release of the materials were measured. SEM-EDAX analyses were also performed for all materials. Data were analyzed using ANOVA and post hoc Tukey test ($p < 0.05$). Group 1 showed the higher fracture resistance ($p < 0.05$). Group 3 had

greater fracture resistance values but no statistical difference from Group 4. Biodentine™ showed greater biomineralization potential. Class II MOD restorations of group 1 displayed the higher fracture resistance; however, it was highly associated with catastrophic failure. Conversely, Biodentine™ presented a more significant bioactivity potential, and its use, as in group 2, promoted the most favorable failure mode.

Keywords: Bioactive materials, Class II restorations, Composite resins, Fracture resistance.

Resumen

El objetivo de este estudio, *in vitro*, fue evaluar el desempeño biomecánico y químico de varios materiales bioactivos en restauraciones clase II MOD. Se prepararon cuarenta y ocho cavidades clase II MOD estandarizadas en dientes molares humanos extraídos. Las muestras se dividieron en cuatro grupos según el material de restauración: Grupo 1 (Filtek™ Z350 XT), Grupo 2 (Biodentine™ como base y luego restaurado con Filtek™ Z350 XT), Grupo 3 (Cention N™) y Grupo 4 (Activa™ Bioactivo-Reparador). La prueba de resistencia a la fractura fue realizada en una máquina de ensayo universal Instron. Se evaluaron los modos de falla de cada espécimen. Se midió el pH y la liberación de iones de calcio de los materiales. Se realizaron análisis SEM-EDAX. Los datos se analizaron mediante ANOVA y la prueba post hoc de Tukey ($p < 0,05$). El grupo 1 mostró la mayor resistencia a la fractura ($p < 0,05$). El Grupo 3 tuvo mayores valores de resistencia a la fractura que el grupo 4, pero sin diferencia estadística. Biodentine™ mostró un mayor potencial

de biomineralización. Las restauraciones Clase II MOD del grupo 1 mostraron la mayor resistencia a la fractura; sin embargo, estuvo altamente asociado con fallas irreparables. Por el contrario, Biodentine™ presentó un potencial de bioactividad más significativo y su uso, como en el grupo 2, promovió el modo de falla más favorable.

Palabras clave: Materiales bioactivos, Restauraciones Clase II, Resinas compuestas, Resistencia a la fractura.

Introduction

In recent years, amalgam, once the predominant restorative material, has been replaced by tooth color-like materials, such as composite resins, which offer aesthetic advantages and more conservative preparation techniques (1). Composite resin restorations in posterior teeth have shown annual failure rates ranging from 1 to 8%, and the main reasons for replacement being the presence of fractures and secondary caries (2,3). Thus, the technological improvement of restorative materials and adhesive techniques has been observed in literature, focusing on developing alternative clinical possibilities.

In order to improve the biochemical interaction properties of the materials with dental tissues and decrease the replacement rate due to secondary caries, some chemical and structural modifications have been proposed. Evidence showed that calcium, phosphate, and fluoride ions are associated with increasing the resistance of tooth tissue to acid attack and biomineralization of dentin (4–8). The release of fluoride ions saturates the liquid phase in the restoration-dentin interface, resulting in the precipitation of CaF_2 crystals, which have been advocated to negatively affect bacterial metabolism (9) and enhance remineralization (4). Recent evidence suggests that the remineralization of dentin can be achieved with the aid of bioactive materials that promotes calcium ion release (10,11).

Thus, a new generation of bioactive materials has been developed and introduced commercially, as a result of a continuous evolution in dental materials sciences. Biodentine™ is attributed as one of the first bioceramic successfully introduced in

dentistry, and is marketed as a replacement material for coronal and root dentin. The composition of Biodentine™ consists of tricalcium silicate, zirconium oxide, and some other additives, such as calcium carbonate, which is added to the powder, and calcium chloride, which is added to the liquid to accelerate the setting reaction (12). Likewise, ACTIVA™ Bioactive Restorative is described as a hydrophilic resin-based bioactive self-adhesive material that stimulates hydroxyapatite formation and natural remineralization at the tooth-material interface by releasing significant amounts of calcium, phosphate, and fluoride (4,13). Moreover, Cention N™ has been introduced as a powder-liquid filling material containing alkaline glass fillers, capable of releasing fluorides, calcium, and hydroxide ions, and can be used as a bulk material (14,15).

Class II resin composite restorations primary causes of failure are recurrent caries (8), tooth fracture (16), restoration fracture (17), and post-operative sensitivity (18). Previous retrospective and prospective clinical studies have shown that caries and fractures are the main reasons for the replacement of this type of restorations (19). Moreover, studies reported that the risk of marginal ridge fracture could be influenced by the technique and the material used in Class II restorations (16,19–21). Consequently, the fracture resistance of restorative materials is a critical factor for the clinical success of Class II MOD restorations. Up to date, there is no study evaluating the fracture resistance and some biomineralization characteristics of these materials. Thus, the objective of our study was to evaluate the biomechanical and chemical behavior of various bioactive materials in class II restorations. The null

hypothesis was that there is no difference in the fracture resistance of MOD restorations and calcium ion release between the tested materials.

Materials and Methods

The research protocol was approved by the Ethics Committee of Universidad de Costa Rica (CEC-388-2021).

Sample Preparation

Forty-eight (n=48) freshly extracted non-carious human molars, stored in 37 °C distilled water, were used. Teeth were cleaned with periodontal cures to remove residual plaque, soft tissue remnants and calculus. All teeth were evaluated carefully for cracks, caries, wear facets or structural defects under a stereomicroscope (Nikon SMZ645, Tokyo, Japan) at ×20 magnification. Moreover, the dimensions of the teeth were measured with a digital caliper (Mitutoyo, Tokyo, Japan) to ensure that the selected teeth presented an occlusal surface area varying no more than 10% of the sample average.

The teeth were inserted into a PVC cylinder with polystyrene resin (Polyether Impregum soft 3M ESPE, Minnesota, USA) with the cementum-enamel junction (CEJ) 2 mm above the surface of the acrylic resin. Each tooth was positioned in a block so that buccal and lingual cusp tips were in a horizontal plane parallel to the base of the mount.

Standardized MOD preparations were performed using a high-speed handpiece under water cooling. The cavities were prepared using bur #2131 (KD Sorensen, Sao Paulo, Brazil), and the burs were changed every 4 teeth (16). The class II MOD cavities were performed by a single operator and, standardized as follows: lingual-buccal isthmus width of 4 mm and occlusal depth of 3 mm, in the proximal box 4mm of occlusal depth, and 1-2 mm above the cemento-enamel junction of the proximal box (mesially and distally).

The specimens were randomly divided into four groups (n = 10) according to the bioactive materials placement techniques.

Group 1 (control group): After preparing the cavity, a metal matrix held by a Tofflemire retainer (S.S. White Dental Manufacturing Company, Philadelphia, USA) was placed around the tooth. A universal adhesive employing the selective etching technique (Single Bond™ Universal, 3M ESPE, Deutschland, Germany) was applied on the cavities with a disposable microbrush according to the manufacturer's instructions. Light curing was performed using a light-emitting diode light-curing unit (Valo, Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA) for 20 s, with a light intensity of 1200 mW/cm. Successive increments (2 mm) of a nano-filled resin composite (Filtek™ Z350 XT, 3M ESPE, Minnesota, USA) were first applied horizontal to the gingival wall, and then, to the pulpal wall. The final increment was applied according to the contour of the tooth. All the increments were light-cured separately. Immediately after filling, the samples were finished with diamond burs at low speed with air-water spray and polished with a disc system (OptiDisc System, Kerr Corporation, Orange, CA, USA).

Group 2: The axial, pulpal and gingival walls of each Class II cavity were lined (2 mm) with Biodentine™ (Septodont (Saint-Maur-des-Fossés, France) using a 1 mm diameter ballpoint instrument. The matrix band was placed and secured using a Tofflemire matrix retainer. The remainder of the cavity was then treated with the universal adhesive and restored with the composite resin at full contour until replacing the enamel, as described for Group 1.

Group 3: A matrix band was placed and secured also using a Tofflemire matrix retainer, and the cavity was then restored at full contour with Cention N™ (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Germany) according to the manufacturer's instructions.

Group 4: A matrix band was also placed and secured using a Tofflemire matrix retainer and the cavity was then restored at full contour with Activa™ Bioactive-Restorative (Pulpdent, Watertown, MA, USA) according to the manufacturer's instructions.

The teeth were stored at 37°C and 100% humidity in calcium-free PBS for 7 days.

Fracture resistance and fracture mode evaluation

The samples were submitted to a compressive load until fracture (load cell capacity 5kN), with a stainless-steel ball bearing of 6 mm in diameter, in a universal testing Machine (Electropuls E 3000, Instron Corporation, Norwood, MA, USA) at a cross-head speed of 5mm/min until specimen fracture. The failure modes of each specimen were assigned to one of four categories and assessed by a single-blinded calibrated evaluator (22): (I) Failure at the restorative material; (II) Failure at the

restorative material and coronal tooth structure; (III) Failure at the restorative material and cervical tooth structure with possible periodontal repair and (IV) severe root and crown failure, which were deemed non-restorable. Representative failures/fractures modes were photographed.

Statistical Analysis

Fracture loads were recorded in Newtons (N) and analyzed using an analysis of variance (ANOVA) followed by *post-hoc* Tukey's Test at a level of significance of $p < 0.05$. The data for fracture patterns are reported, only, as descriptive. The statistical analysis was performed using Prism 9 GraphPad (GraphPad Software Inc., San Diego, CA, USA).

Scanning Electron Microscopy (SEM)

Two random specimens from each group were selected for SEM observation. Each specimen was then sectioned, at the half, parallel to the longitudinal axis of the crown using an ISOMET diamond saw (Buehler, Lake Bluff, NY, USA). Specimens were dried at room temperature, mounted on an aluminium stub, placed in sealed glass vials with silica and then in a vacuum chamber, and sputter-coated with a 300Å gold layer. The elemental composition of the materials was analyzed by energy-dispersive X-ray analysis (EDAX) with a scanning electron microscope (S-570,

Hitachi, Tokyo, Japan) at 15 kV. Serial SEM photomicrographs at different magnifications were taken to descriptively analyze the dentin-material interface.

Determination of pH and Calcium Ion Release

Specimens from all the experimental materials (n=5) were placed separately in sterile vials and immersed in a calcium-free and magnesium-free phosphate-buffered saline (PBS) solution at 37°C for 1 month. The PBS solution was collected at 30 days to measure the pH and calcium ion release. After the collection of the solution, the pH was determined with a pH meter (Orion Star A 221, Waltham, MA, USA). Calcium ion release was measured using a Varian atomic absorption spectrophotometer (Spectra A220 Fast Sequential, Palo Alto, CA, USA). Data obtained were recorded and subjected to descriptive analysis.

Results

The means and standard deviation of the load required to fracture the Class II restorations of each of the four groups are displayed in table 1 and figure 1. Group 1 (Filtek™ Z350 XT) recorded the highest average load, while group 2 restorations (Biodentine™/Filtek™ Z350 XT) had the lowest fracture load ($p < 0.05$). Group 1 displayed statistical differences with all groups ($p < 0.05$). Group 3 showed numerically higher fracture resistance than group 4; however, no statistically significant differences were detected among them.

The modes of fracture of all the groups are described in figure 2 and 3. Group 1 displayed most samples with root failure beyond repair (60%) and failure at restorative material and cervical structure (30%). In group 3, a mixed-mode of failure was observed, being predominant in categories 2 (40%), 3 (40%) and 4 (20%). Group 4 showed 30% of the samples with failure at category 3, 60% at category 2, 10% at category 1, and just one sample with root failure beyond repair. Group 2 displayed failure at the restorative material in 80% of the samples.

The chemical compositions by EDAX of the tested materials are described in Figure 4. Biodentine™ showed Ca and Si at higher concentrations compared to the other materials. Filtek™ Z350 XT presented Si in higher concentrations than other components. Cention N™ and Activa™ denoted an intermediate amount of Ca and the presence of Si.

SEM evaluation showed material-dentin interface (figure 5). Biodentine™ showed a more homogeneous marginal adaptation with dentin and a more porous surface.

Regarding the pH, all the bioactive materials showed a rapid initial rise from days 1-7 followed by a decline on day 30. Biodentine™ presented higher alkalizing activity than the other materials. Filtek™ Z350 XT remained near 7.2.

All the materials showed the ability to release calcium ions. Biodentine™ released the highest cumulative amount of calcium (576 ± 36 mg/L). Cention N™ and Activa™ displayed 10 ± 1 mg/L and 12 ± 1 mg/L, respectively. Filtek™ Z350 XT showed a lower cumulative amount of calcium ions (4 ± 1 mg/L).

Discussion

Increasing demand for esthetics and enduring restorations has led dental researchers to focus on the development of novel materials that can display optimal physical, mechanical, and biological properties. Our study was designed to assess the performance in Class II MOD restorations, alkalinity potential, and calcium ion release of some bioactive materials. It was possible to observe a significant difference in all tests between the materials, leading to the rejection of the null hypothesis.

Several studies have investigated the fracture resistance of Class II MOD restorations because of their clinical relevance (1,2,22–24). However, to our knowledge, this is the first study that correlates the performance of these bioactive materials in class II restorations and their ion release capacity.

Materials incorporating agents that possess bioactivity and promote remineralization of the tooth by releasing calcium, phosphate, and fluoride ions are examples of the trend to develop aesthetic restoratives with the ability to inhibit secondary caries (4). Previous studies reported that bioactive materials release some components in the medium and trigger mineral deposition, which leads to the formation of an interfacial layer with tag-like structures in the intratubular dentin, suggesting that this biomineralization process could minimize leakage (7) and positively influence the bond strength of the materials (25,26). This micromechanical interaction induced by calcium silicate biomaterials improves the adhesion between materials and dentin (18,25–27). Our results demonstrated that the alkalinization potential and calcium

ion release of Biodentine™ (576 ± 36 mg/L) were much higher than the other materials tested. Cention N™ (10 ± 1 mg/L) and Activa™ (12 ± 1 mg/L) displayed disappointing results, considering both materials' marketing. The ability of bioactive materials to promote the biomineralization process in their interface with dentin was previously correlated to the rate of calcium ion release (25,28). Thus, we suggest that the higher amounts of calcium ions released by Biodentine™, due to the major calcium content as noted by SEM-EDAX, imply greater biomineralization potential in the dentin-material interface.

Class II restorations have always provided a restorative dilemma due to the presence of recurrent caries, tooth/restoration fractures, discoloration, polymerization shrinkage, and post-operative sensitivity (16). Therefore, this study reveals new alternatives for the restoration of posterior teeth. Our results demonstrated that class II MOD restorations filled with Filtek™ Z350 XT showed the higher fracture resistance of all materials tested. Cention N™ displayed higher numerical fracture resistance than Activa™; however, no significant differences were observed. The lowest fracture resistance values were displayed by group 2, in which Biodentine™ was used as a liner or pulp capping material, and then, Filtek™ Z350 XT was used to restore enamel.

Regarding the performance of new materials, Van Dijken et al. demonstrated, in a randomized controlled prospective clinical trial, that the annual failure rate of Activa™ was 24.1% versus 2.5% for a resin composite (4). The authors stated that the main reasons for failure were fractured restorations, postoperative symptoms, and secondary caries. Moreover, this clinical study was stopped due to the

unacceptable, very high one-year failure frequency, and no further evaluation was performed. Thus, the authors concluded that the use of Activa™ in Class II cavities, applied as instructed by the manufacturer after a short phosphoric acid pretreatment but without adhesive system, resulted in a non-acceptable, very high failure frequency after one year (4). In contrast, Cention N™ showed, *ex vivo*, adequate but lesser strength, and flexural values than composite resins (20,29), but with minor microleakage (20).

Composite resins with a higher elastic modulus produce more rigid restorations, which may transmit a higher load to the underlying tooth structure (22,30). Cention N™(31–33), Activa™(34), and Biodentine™(35) presented lower elastic modulus and shrinkage stress than resin composite-based materials. Class II restorations are often associated with clinical failure due to the high shrinkage stress at the restorative composite/adhesive interface (22). In this sense, group 1 restorations presented a higher fracture resistance and a greater incidence of root and crown failure, probably because of the higher elastic modulus of the resin composite material, and shrinkage stress values at the cavity walls (16,22,36). Consequently, after axial compressive loading, the cohesive fracture in the composite occurred concurrently to the root and crown (22). Therefore, the highest elastic modulus of a material, due to a higher filling load, has led to the need for higher compressive loading until the restoration fracture, which causes force propagation to the tooth and higher catastrophic cohesive crown/root fractures (16,22,36). It is assumed that the material with higher resistance to fracture could obtain better clinical performance. However, based on our results, we can extrapolate that the use of a

bioactive liner/pulp capping material with composite resin can be the ideal mode of restoration to approach the benefits of their bioactivity potential, marginal adaptation and the bond strength of composites resins. Furthermore, a more beneficial mode of failure can permit tooth rehabilitation and survival. Suitable physicochemical properties have been described for all the bioactive materials; however, additional research to assess the biological interaction and bond strength in a simulated oral environment may provide information to improve the clinical performance of Class II MOD restorations.

Conclusion

Within the limitations of this *in vitro* study, it can be concluded that higher resistance to fracture of Class II MOD restorations was obtained when an incremental filling technique with composite resin was used; however, it was highly associated with catastrophic failure. Conversely, Biodentine™ presented a more significant bioactivity potential, and its use as a liner, in addition to composite resin, promoted the most favorable failure mode.

References

1. Silva PFD, Oliveira LRS, Braga SSL, Signori C, Armstrong SR, Soares CJ, et al. Effect of selective carious tissue removal on biomechanical behavior of class II bulk-fill dental composite restorations. *Dental Materials*. 2018 Sep 1;34(9):1289–98.
2. Heintze SD, Monreal D, Peschke A. Marginal Quality of Class II Composite Restorations Placed in Bulk Compared to an Incremental Technique: Evaluation with SEM and Stereomicroscope. *J Adhes Dent*. 2015;17(2):147–54.
3. Ástvaldsdóttir Á, Dagerhamn J, van Dijken JW v, Naimi-Akbar A, Sandborgh-Englund G, Tranæus S, et al. Longevity of posterior resin composite restorations in adults – A systematic review. *J Dent*. 2015 Aug;43(8):934–54.
4. van Dijken JWV, Pallesen U, Benetti A. A randomized controlled evaluation of posterior resin restorations of an altered resin modified glass-ionomer cement with claimed bioactivity. *Dental Materials*. 2019 Feb 1;35(2):335–43.
5. Retana-Lobo DDS MC, Reyes-Carmona DDS MPJ. Ex Vivo Evaluation of a Restoration Protocol for Teeth with Simulated Incomplete Rhizogenesis. *Odovtos - International Journal of Dental Sciences*. 2019 Nov 11;293–307.
6. Reyes-Carmona DDS MPJ, Santos PhD A, Cordeiro DDS PM. Mineral Trioxide Aggregate and Calcium Hydroxide Promotes In Vivo Intratubular Mineralization. *Odovtos - International Journal of Dental Sciences*. 2016 Mar 17;18(1):49.

7. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *J Endod*. 2009 May;35(5):731–6.
8. Ebaya MM, Ali AI, Mahmoud SH. Evaluation of Marginal Adaptation and Microleakage of Three Glass Ionomer-Based Class v Restorations: In Vitro Study. *European Journal of Dentistry*. 2019;13(4):599–606.
9. Persson A, Claesson R, van Dijken JW v. Levels of mutans streptococci and lactobacilli in plaque on aged restorations of an ion-releasing and a universal hybrid composite resin. *Acta Odontol Scand*. 2005 Feb;63(1):21–5.
10. Retana-Lobo C, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, Benavides-García M, Hernández-Meza E, Reyes-Carmona J. Push-Out Bond Strength, Characterization, and Ion Release of Premixed and Powder-Liquid Bioceramic Sealers with or without Gutta-Percha. *Scanning*. 2021 May 6; 2021:1–12.
11. Retana-Lobo C, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M, Mendes de Souza BD, Reyes-Carmona J. Non-Collagenous Dentin Protein Binding Sites Control Mineral Formation during the Biomineralisation Process in Radicular Dentin. *Materials (Basel)*. 2020 Feb 27;13(5).
12. Malkondu Ö, Karapinar Kazandağ M, Kazazoğlu E. A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int*. 2014; 2014:160951.
13. Bansal R, Burgess J, Lawson NC. Wear of an enhanced resin-modified glass-ionomer restorative material. *Am J Dent*. 2016 Jun;29(3):171–4.

14. Kumari A, Singh N. A comparative evaluation of microleakage and dentin shear bond strength of three restorative materials. *Biomater Investig Dent*. 2022;9(1):1–9.
15. Singla T, Pandit IK, Srivastava N, Gugnani N, Gupta M. An evaluation of microleakage of various glass ionomer based restorative materials in deciduous and permanent teeth: An in vitro study. *Saudi Dent J*. 2012 Jan;24(1):35–42.
16. Bonilla ED, Hayashi M, Pameijer CH, Le N v., Morrow BR, Garcia-Godoy F. The effect of two composite placement techniques on fracture resistance of MOD restorations with various resin composites. *Journal of Dentistry*. 2020 Oct 1; 101:103348.
17. Al-Nahedh HN. Effects of Resin-Modified Glass Ionomer Cement and Flowable Bulk-Fill Base on the Fracture Resistance of Class II Restorations: An Original Laboratory Experimental Study. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2021 Apr 1;22(4):342–8.
18. Silva EJNL, Canabarro A, Andrade MRT, Cavalcante DM, von Stetten O, Fidalgo TK da S, et al. Dislodgment Resistance of Bioceramic and Epoxy Sealers: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract*. 2019;19(3):221–35.
19. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater*. 2012 Jan;28(1):87–101.
20. Sujith R, Yadav TG, Pitalia D, Babaji P, Apoorva K, Sharma A. Comparative Evaluation of Mechanical and Microleakage Properties of Cention-N, Composite,

and Glass Ionomer Cement Restorative Materials. *J Contemp Dent Pract.* 2020 Jun 1;21(6):691–5.

21. Al-Nahedh HN. Effects of Resin-Modified Glass Ionomer Cement and Flowable Bulk-Fill Base on the Fracture Resistance of Class II Restorations: An Original Laboratory Experimental Study. *Journal of Contemporary Dental Practice.* 2021 Apr 1;22(4):342–8.

22. Lins RBE, Aristilde S, Osório JH, Cordeiro CMB, Yanikian CRF, Bicalho AA, et al. Biomechanical behaviour of bulk-fill resin composites in class II restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2019 Oct 1; 98:255–61.

23. Nothdurft FP, Seidel E, Gebhart F, Naumann M, Motter PJ, Pospiech PR. Influence of endodontic posts on the fracture behavior of crowned premolars with class II cavities. *Journal of Dentistry.* 2008;36(4):287–93.

24. Journal E. Kucukyilmaz, et al.: Effects of pulp capping materials on fracture resistance of composites.

25. Retana-Lobo C, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, Benavides-García M, Hernández-Meza E, Reyes-Carmona J. Push-Out Bond Strength, Characterization, and Ion Release of Premixed and Powder-Liquid Bioceramic Sealers with or without Gutta-Percha. *Scanning.* 2021 May 6; 2021:1–12.

26. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *J Endod.* 2010 Feb;36(2):286–91.

27. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod.* 1993 Dec;19(12):591–5.
28. Prüllage RK, Urban K, Schäfer E, Dammaschke T. Material Properties of a Tricalcium Silicate-containing, a Mineral Trioxide Aggregate-containing, and an Epoxy Resin-based Root Canal Sealer. *J Endod.* 2016 Dec;42(12):1784–8.
29. Rajaraman G, Senthil Eagappan AR, Bhavani S, Vijayaraghavan R, Harishma S, Jeyapreetha P. Comparative Evaluation of Fracture Resistance of Fiber-Reinforced Composite and Alkasite Restoration in Class I Cavity. *Contemp Clin Dent.* 13(1):56–60.
30. Rosatto CMP, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent.* 2015 Dec;43(12):1519–28.
31. Naz F, Samad Khan A, Kader MA, al Gelban LOS, Mousa NMA, Asiri RSH, et al. Comparative evaluation of mechanical and physical properties of a new bulk-fill alkasite with conventional restorative materials. *Saudi Dent J.* 2021 Nov;33(7):666–73.
32. Balagopal S, Nekkanti S, Kaur K. An In Vitro Evaluation of the Mechanical Properties and Fluoride-releasing Ability of a New Self-cure Filling Material. *J Contemp Dent Pract.* 2021 Feb 1;22(2):134–9.

33. Younis S, Alaa E. Flexural Strength and Modulus of Elasticity of Two Base Materials. An In vitro Comparative study. Egyptian Dental Journal. 2020 Jul 1;66(3):1837–43.
34. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of fluoride releasing restorative dental materials. Dent Mater J. 2018 Mar 30;37(2):293–300.
35. Choudhury WR, Nekkanti S. Mechanical Properties of SDR™ and Biodentine™ as Dentin Replacement Materials: An In Vitro Study. J Contemp Dent Pract. 2022 Jan 1;23(1):43–8.
36. Asmussen E, Peutzfeldt A. Class I and Class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. Dent Mater. 2008 May;24(5):600–5.

Table 1: Mean and standard deviation (SD) of the fracture resistance (N) of Class II restorations test.

<i>Group</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
Group 1 (Filtek™ Z350 XT)	2540	345.9
Group 2 (Biodentine™/ Filtek™ Z350 XT)	1142	280.4
Group 3 (Cention N™)	1821	239.0
Group 4 (Activa™)	1541	321.0

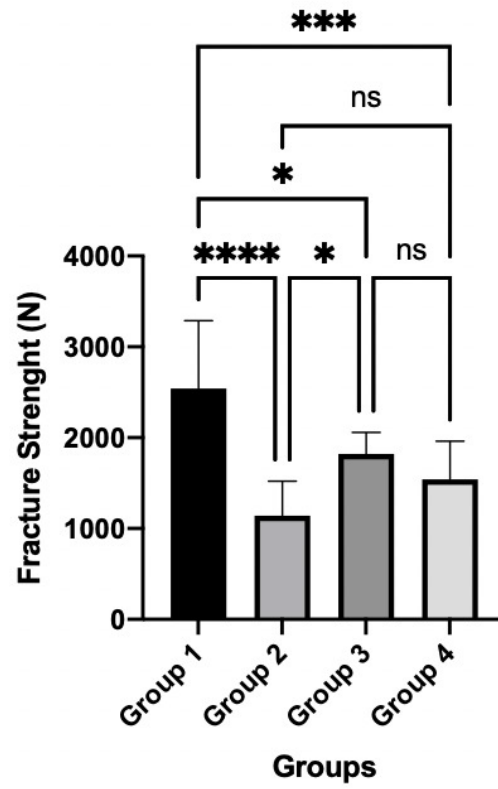


Figure 1. Means and standard deviations for fracture resistance loads (N) *Indicate statistical differences between groups.

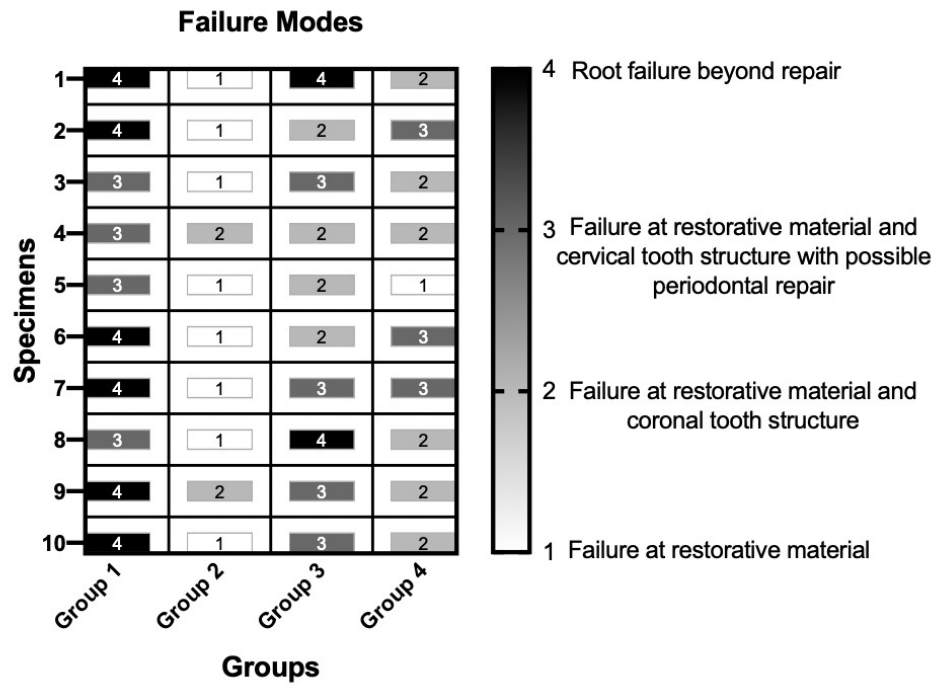


Figure 2. Distribution of the failure modes for all groups

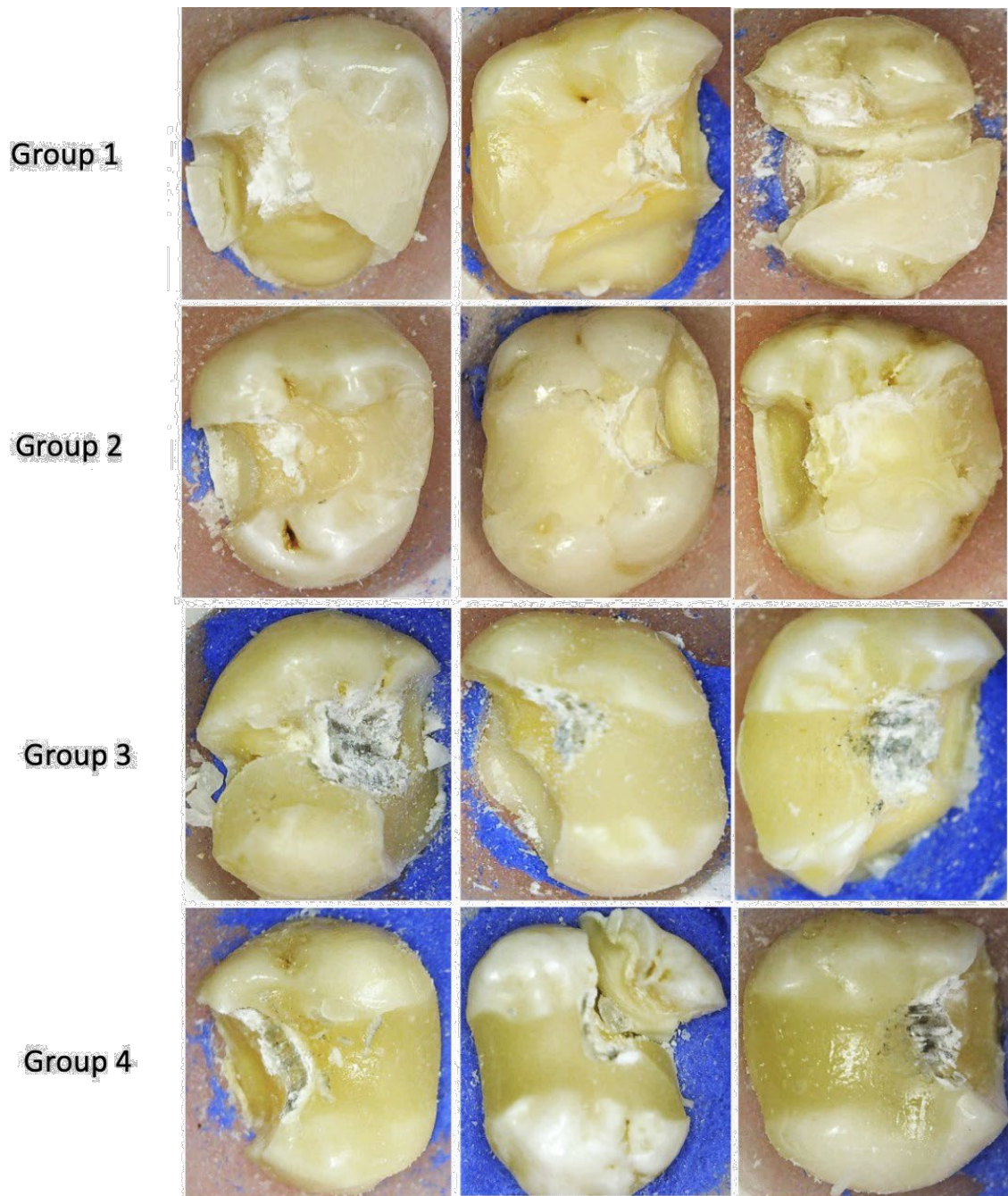


Figure 3. Representative failure types in each group.

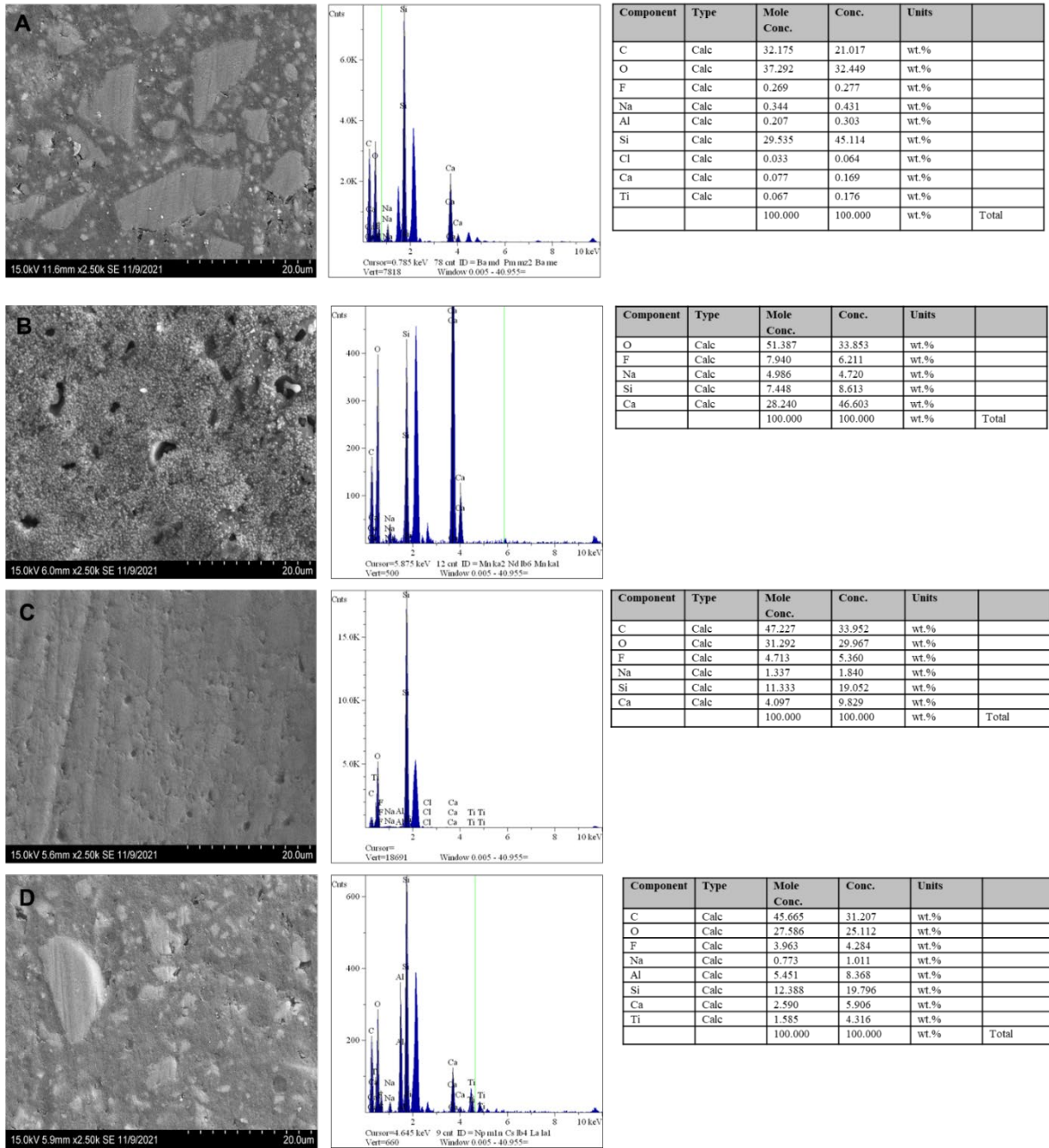


Figure 4. EDAX spectrum for (a) Filtek™ Z350 XT, (b) Biodentine™/ Filtek™ Z350 XT, (c) Cention N™, and (d) Activa™.

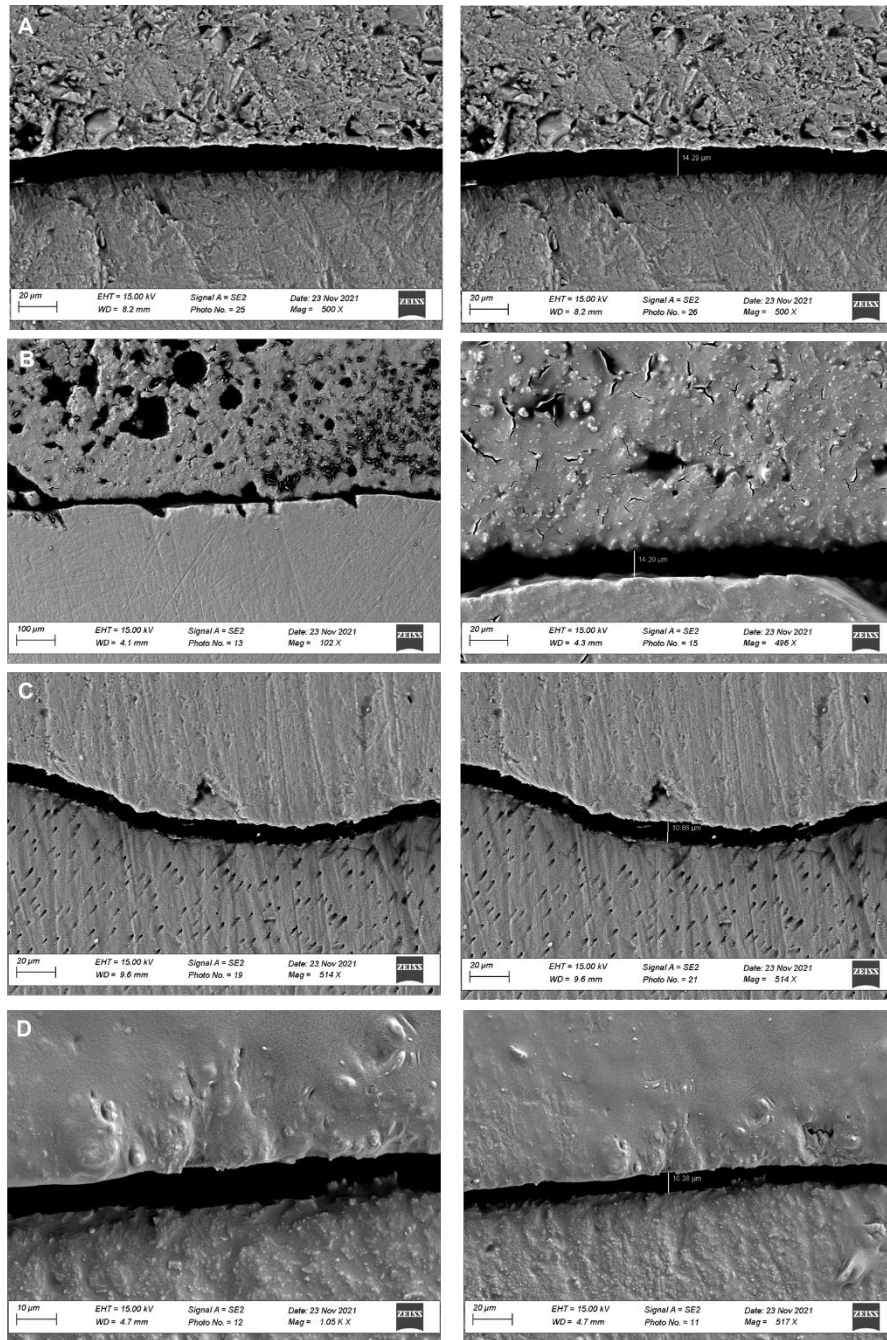


Figure 5. Representative SEM microphotograph of material-dentin interface. (A) Filtek™ Z350 XT, (B) Biodentine™/ Filtek™ Z350 XT, (C) Cention N™, and (D) Activa™.

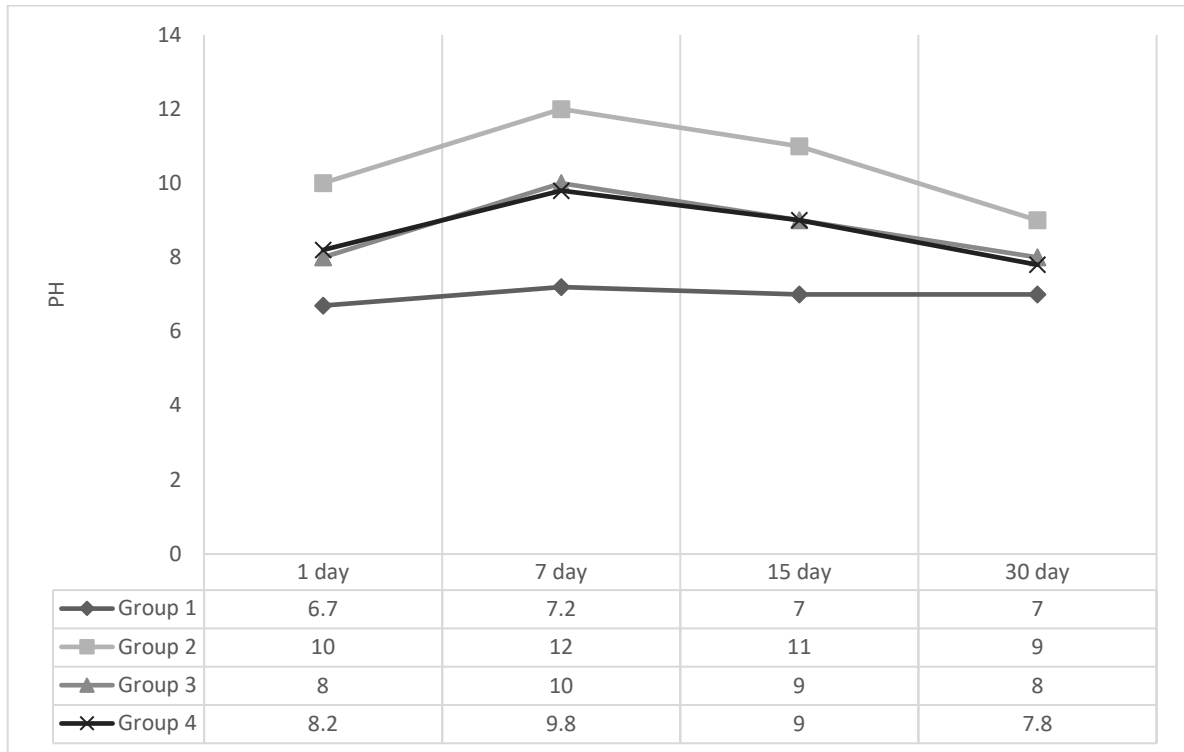


Figure 6. Alkalinizing activity. pH profiles of the solutions in contact with the materials.

CAPÍTULO III – CONCLUSIONES

- Biodentine™ presentó mayor actividad alcalinizante que los otros materiales. Filtek™ Z350 XT permaneció con un pH de 7.2 durante todo el período experimental.
- Todos los materiales mostraron la capacidad de liberar iones de calcio. Biodentine™ liberó la mayor cantidad acumulada de calcio.
- Biodentine™ fue el material que mostró mayor potencial de bioactividad entre los materiales analizados.
- Las restauraciones clase II MOD que fueron obturadas, mediante la técnica incremental con resina compuesta Filtek™Z350 XT, presentaron la mayor resistencia a la fractura, pero a su vez, predominó el modo de falla menos favorable para restaurar la pieza dental nuevamente.
- Las restauraciones clase II MOD obturadas con resina Filtek™Z350 XT y con Biodentine™ como base cavitaria, evidenciaron una menor resistencia a la fractura, pero el tipo de falla predominante es favorable para restaurar y garantizar la sobrevivencia de la pieza dental.


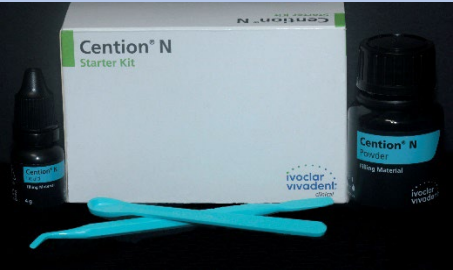
CAPÍTULO IV – REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS



1. Damasceno Silva PF, Sales Oliveira LR, Lourenço Braga S., Signori C, Armstrong SR, Soares CJ, et al. Effect of selective carious tissue removal on biomechanical behavior of class II bulk-fill dental composite restorations. *Dent.Mater.*2018;34:1289-1298.
2. De la Macorra García JC. La polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *Odont.Conser.*1999;2(1):24-35.
3. Bonilla ED, Hayashi M, Pameijer CM, Le NV, Morrow BR, García-Godoy F. The effect of two composite placement techniques on fracture resistance of MOD restorations with various resin composites. *J. Dent.* 2020; 101:1-9.
4. Burke FLT, Wilson NHF, Cheung SW, Mjör IA. Influence of patient factors on age of restorations at failure and reasons for their placement and replacement. *J. Dent.* 2001; 29:317-324.
5. Van Dijken JWV, Sunnergarth-Gronberg K. Fiber-reinforced packable resin composite in Class II cavities. *J. Dent.* 2006; 34:763-769.
6. Manhart J, Neurer P, Sheeibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R. Three years evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J. Prosthet.Dent.* 2000; 84:289-296.
7. Kucukyilmaz E, Yaca B, Akcay M, Savas S, Kavrik F. Effects of Pulp capping material on fracture resistance of Class II composite restorations. *Eur. J. Dent.* 2015;9(2):218-223.



8. Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Operative. Dent.* 2003; 28 (1):20-27.
9. Ástvaldsdóttir Á, Dagerhamn J, Van Dijken JWA, Naimi-Akbar A, Sandborgh-Englund G, Tranæus S, et al. Longevity of posterior resin composite restorations in adults – A systematic review. *J Dent.* 2015 Aug;43(8):934–54.
10. Van Dijken JWA, Lindberg A. Clinical Effectiveness of a Low-shrinkage Resin Composite: A Five-year Evaluation. *J Adhesive Dent.* 2009;11(2):143-148.
11. Modena KC, Casas-Apayco LC, Atta MT, Costa CA, Hebling J, Sipert Cr et al. Cytotoxicity and biocompatibility of direct and indirect pulp capping materials. *J Appl Oral Sci.*2009; 17:544-554.
12. Ramírez Barrantes JC, Carpena Lopes G, Baratieri LN. Proteção Dentino-pulpar Baseada em Evidência. *Clínica - Int. J. Braz. Dent.* 2011; Abr/Jun;4(2):194-200
13. Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials.* 2008 Jul;29(20):119-127
14. Retana-Lobo C, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M, Mendes de Souza BD, Reyes-Carmona J. Non-Collagenous Dentin Protein Binding Sites Control Mineral Formation during the Biomineralisation Process in Radicular Dentin. *Materials (Basel).* 2020 Feb 27;13(5):1053-60.
15. Hada S, Yajuvender S, Sumita P. Comparison of the fracture resistance of three different recent composite systems in large Class II mesio-occlusal distal cavities: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry.* 2019; 22(3):287-291.

16. Bonilla ED, Mardirossian G, Caputo AA. Fracture toughness of posterior resin composites. *Quintessence Int.* 2001; 32:206–10.

ANEXO

Material/Fabricante Número de Lote/Vencimiento	Composición	Protocolo de aplicación según el fabricante
<p>Single Bond™ Universal 3M ESPE</p>  <p>Lot 10419B Vencimiento 2023-03 3M Deutschland GmbH 41453 Neuss - Germany</p>	<p>Monómero de fosfato MDP Resinas de dimetacrilato HEMA Copolímero Vitrebond™ Obturador Etanol Agua Iniciadores Silano</p>	<ol style="list-style-type: none"> Colocar el adhesivo con un aplicador desechable, cubriendo la superficie del diente y friccionar durante 20 s Soplar el líquido durante 5 s con aire suavemente, hasta que ya no se mueva y el disolvente se haya evaporado por completo Fotopolimerizar el adhesivo durante 10 s
<p>Cention™ N IVOCLAR VIVADENT</p>  <p>Lot Z013P4 Vencimiento 2022-11 Lot Z013NL Vencimiento 2022-10 Color A2 FL-9494 Schaan / Liechtenstein</p>	<p>Cention™ N líquido: Dimetacrilatos Iniciadores Estabilizadores Aditivos Aromas de menta</p> <p>Cention™ N polvo: Vidrio de fluorsilicato de calcio Vidrio de fluorsilicato de bario y aluminio Isorrelenos Trifluoruro de iterbio Iniciadores Pigmentos</p>	<p>Proporción 1:1</p> <ol style="list-style-type: none"> Agitar el frasco de polvo bien antes de usar Mezclar polvo y líquido en una loseta Separar el polvo en dos porciones iguales con una espátula Aplicar el líquido a lo largo de la superficie de la loseta Mezclar la primera porción de polvo con el líquido dispensado sobre la loseta. Una vez que los componentes han sido debidamente mezclados, añadir la segunda porción del polvo restante en la loseta y mezcle hasta lograr una mezcla homogénea (45-60s) Aplicar el material en la cavidad Adaptar, condensar y

		<p>eliminar cualquier exceso oclusal</p> <p>9. Tiempo de trabajo 3 min desde el inicio de la mezcla</p>
<p>ACTIVA BioActive-RESTORATIVE™ PULPDENT®</p>  <p>Lot 201208 Vencimiento 2022-12 Color A3 80 Oakland St, Watertown, MA 02472 USA</p>	<p>Material bioactivo con matriz de resina iónica. Componente de resina que absorbe los choques. Rellenos bioactivos que mimetizan las propiedades físicas y químicas del diente natural.</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Utilizar una lámpara de fotocurado por 20 segundos y de baja potencia 2. Utilizar la técnica de grabado ácido total durante 15-20 s con ácido fosfórico al 38%, enjuague y seque ligeramente sin desecar. 3. Aplicar su agente de adhesión preferido y siga las instrucciones del fabricante 4. Colocar la punta mezcladora y presionar uniformemente y suave 5. ACTIVA bioACTIVE-RESTORATIVE™ es un material de remplazo de dentina y esmalte. 6. Colocar la punta mezcladora en el suelo de la cavidad. Se puede hacer incrementos hasta de 4 mm, y fotopolimerizar por 20 s
<p>Biodentine™ SEPTODONT</p>  <p>Lot B24981 Vencimiento 2021-11 Lot B249819A Vencimiento 2021-09 SEPTODONT 94100 Saint-Maur-des-Fossés FRANCE</p>	<p>Polvo a base de silicato tricálcico Solución acuosa de cloruro de calcio y excipientes</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Abrir la cápsula 2. Verter 5 gotas de la monodosis en la cápsula 3. Cerrar la cápsula y colocarla en un vibrador a una velocidad de 4000 a 4200 oscilaciones por minuto por 30 s 4. Abrir la cápsula y verificar consistencia 5. Recuperar el material Biodentine™ con una espátula o con un porta-amalgamas

<p style="text-align: center;">Filtek™ Z350 XT 3M ESPE</p>  <p style="text-align: center;">Lot 999167 Vencimiento 2021-09 Color A3 2510 Conway AV St Paul, MN 55144-1000 USA</p>	<p>Resinas bis-GMA, UDMA, TEDGMA y bis-EMA Controlar contracción PEGDMA Relleno de sílice no aglomerado/no agregado de 20nm Relleno de zirconia no aglomerado/no agregado de 4 a 11 nm Relleno cluster agregado de zirconia/sílice</p>	<p>Tiempo de fotopolimerización 20 s por incremento con una lámpara de 1000mw/cm² o superior</p>
<p style="text-align: center;">Scotchbond Universal Etchant 3M ESPE</p> 	<p>Agua 50-65% por peso Ác. Fosfórico 30-40% por peso Sílice amorfa sintética (Libre de cristales) 5-10% por peso Polietilenglicol 1-5% por peso Óxido de aluminio <2% por peso</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplique el gel grabador en el área precisa del esmalte y/o de la dentina y deje reaccionar durante 15 segundos. 2. Enjuague a conciencia durante 15 segundos más con agua, usando un dispositivo de aspiración al mismo tiempo. 3. Elimine el exceso de agua con una torunda de algodón, sin secar en exceso. 4. Evite cualquier contaminación de las superficies grabadas. Si esto ocurriera, repita el grabado, enjuague y seque. 5. Continúe inmediatamente con el proceso de adhesión.