



Universidad  
Nacional  
de Córdoba



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ESCUELA DE POSGRADO**

**“ESTUDIO COMPARATIVO SOBRE LA EFECTIVIDAD DE  
DIFERENTES MATERIALES EMPLEADOS EN LA  
PROTECCIÓN Y CONSERVACIÓN DEL COMPLEJO  
DENTINOPULPAR”**

TESISTA:

OD. MARÍA CANDELA SAKALIAN.

DIRECTOR:

PROF. DRA. MARÍA ROSA DEL CARMEN VISVISIÁN

CÓRDOBA, 2018



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-  
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESCUELA DE POSGRADO**

**Trabajo de Tesis para optar al Título de  
Doctor en Odontología**

**“Estudio comparativo sobre la efectividad de  
diferentes materiales empleados en la  
protección y conservación del complejo  
dentinopulpar”**

**Od. María Candela Sakalian**

**Director de Tesis Doctoral**  
Prof. Dra. María Rosa del Carmen Visvisián

**Codirector de Tesis Doctoral**  
Prof. Emérito Dr. Jorge Uribe Echevarría

**2018**

## **COMISIÓN DE TESIS DOCTORAL**

**Prof. Dr. Ismael Angel Rodriguez**

Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.

**Prof. Dr. Alberto Riveros de la Vega**

Facultad de Matemáticas, Astronomía y Física.  
Universidad Nacional de Córdoba.

**Prof. Dra. María Rosa del Carmen Visvisián**

Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.

**Prof. Dr. Jorge Uribe Echevarría**

Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.

## **JURADO DE TESIS**

**Prof. Dr. Ismael Angel Rodriguez**

Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.

**Prof. Dr. Alberto Riveros de la Vega**

Facultad de Matemáticas, Astronomía y Física.  
Universidad Nacional de Córdoba.

**Prof. Dra. Beatriz María Maresca**

Facultad de Odontología. Universidad de Buenos Aires.

## DEDICATORIAS

A mis padres, en especial a mi madre, Carmen, por su ejemplo.

A Sebastián, por su amor.

A mi abuela, Maro, a mi tía Susy y a mis primos Darío, Matías, Vanesa y Marlene, por estar incondicionalmente a mi lado.

A la memoria de mi abuelo, Juan, porque siempre estará en mi corazón.

A mis maestros, que marcaron cada etapa de mi camino universitario.

***“Para empezar un proyecto hace falta valentía. Para terminar un proyecto  
hace falta perseverancia”***

***Anónimo***

## **AGRADECIMIENTOS**

A la Facultad de Odontología de la UNC, por la formación que me brindó y por permitirme desarrollarme como profesional y como docente.

Al Prof. Emérito Dr. Jorge Uribe Echevarría por brindar generosamente su experiencia, orientación, sabios consejos, invalorable aportes e incondicional acompañamiento durante la realización de este trabajo de tesis doctoral.

A los miembros de la Comisión Prof. Dr. Ismael Angel Rodriguez, Prof. Dr. Alberto Riveros de la Vega y Prof. Dra Beatriz María Maresca, por sus valiosas sugerencias, enseñanzas, estímulo y orientación recibida durante el desarrollo de este trabajo.

Al Prof. Dr. Carlos Rozas quién desinteresadamente trabajó exhaustivamente en la obtención y procesamiento de las muestras y por su permanente colaboración y disposición.

Al Ing. Electrónico Jorge Vilchez, profesional de LAMARX, por su desinteresada labor en la captura y medición de las imágenes utilizadas en esta tesis.

Al Ing. Luis Croharé quién con su experiencia, asesoramiento y consejos colaboró en el procesamiento de los datos estadísticos, tablas y gráficos.

Al personal de la Biblioteca de la Facultad de Odontología de la UNC, por su disponibilidad en la búsqueda bibliográfica.

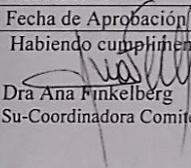
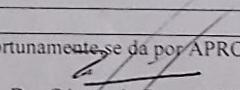
A la Sra. Liliana Dajruch y Srta. Sofía Arach por el acompañamiento y la disposición brindada para salvar los inconvenientes que se presentaren.

A mis compañeros de la Cátedra de Endodoncia "A" y a la Sra. Julia Ceballos quiénes me brindan su afecto, amistad, comprensión y permanente apoyo.

A la Prof. Dra. Sonia Julián y Od. Elías Harrán mi reconocimiento y gratitud por trasmitirme sin egoísmos sus conocimientos y el estímulo necesario para seguir creciendo.

A todas las personas que, de un modo u otro, me dieron la confianza necesaria para la ejecución de este trabajo de tesis doctoral.

## CERTIFICADO DEL COMITÉ DE ÉTICA

|   |   |   |
|---|---|---|
|    |    |  |
| Universidad Nacional de Córdoba<br>Facultad de Odontología  |   |   |
| <b>INFORME DE EVALUACION DE PROTOCOLO DE INVESTIGACION<br/>PARA EL INVESTIGADOR</b><br>Comisión de Ética "Ad Hoc" Res. Dec. 305/12, con aprobación transitoria del COEIS 2012 |   |   |
| <b>Título del Trabajo de Investigación de Tesis Doctoral</b>  | "Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentino-pulpar"   |   |
| <b>Nombre Abreviado y N° 48 ODO</b>   | No refiere  |   |
| <b>Investigador Director</b>  | Ma Candela Sakalian Prof. Dra Carmen Visvisian  |   |
| <b>Institución y Sede de la Investigación</b>   | Facultad de Odontología UNC   |   |
| <b>Documento Presentados</b>  | -Nota dirigida al coordinador   | si  |
|   | - Formulario REPIS no patrocinadas :  | SI  |
|   | -Protocolo de investigación   | si  |
|   | -Formulario de consentimiento informado y hoja de información al paciente:  | Si  |
|   | -Información al paciente sobre la investigación   | Si  |
|   | - Nota copia declaración de acuerdo de los investigadores   | no  |
|   | - Declaración del origen institucional del paciente   | Si  |
|   | - Lista y firma de los investigadores participantes   | no  |
| <b>Integrantes del Comité de CIEIS</b>  | Dra. Gomez de Ferraris, ME (Coordinadora)<br>Dra. Finkelberg, Ana (Subcoordinadora)<br>Dra. Actis, Adriana<br>Dra- Simbron, Alicia<br>Dr. Uribe Echevarría, Jorge   |   |
| <b>Resolución</b>   |   |   |
| <b>Fecha de Aprobación</b>  | 29/08/2013  |   |
| Habiendo cumplimentado las observaciones realizadas oportunamente se da por APROBADO:   |   |   |
| <br>Dra Ana Finkelberg<br>Su-Coordinadora Comité de Etica                                  | <br>Dra Gómez de Ferraris ME<br>Coordinadora Comité de Etica<br><br>Prof. Dra. MARIA ELSA GÓMEZ DE FERRARIS<br>Coordinadora del C.I.E.I.S<br>FACULTAD DE ODONTOLOGÍA<br>UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA |   |

## RESUMEN

La caries y los traumatismos dentales producen pérdida de sustancia, por tal motivo, se hace indispensable la protección del complejo dentinopulpar a fin de preservar la integridad y vitalidad pulpar. **Objetivo:** Analizar la adhesión-adaptación y biocompatibilidad de diferentes biomateriales utilizados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar. **Material y Métodos:** Se efectuaron tres estudios: A.- Interfaces de sellado dentinopulpar con diferentes biomateriales. B.- Interfaces de sellado dentinopulpar con distintos biomateriales combinados. C.- Análisis de biocompatibilidad *in vitro* de los distintos biomateriales. **Estudio A y B.-** se utilizaron 35 molares extraídos, con preparaciones cavitarias de Clase 1, con una profundidad de 4mm, un diámetro mesio-distal de 4mm y un diámetro buco-lingual de 3mm, realizadas con un estandarizador de preparaciones cavitarias (Uribe Echevarría 2017), los que se dividieron en dos grupos: **Grupo A)** 20 molares obturados con: a) Cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad (EQUIA™ Fil GC Corporation); b): Cementos de silicato tricálcico (Biodentine® Septodont); c): Trióxido Mineral Agredado (MTA Angelus White); y d): Hidróxido de Calcio Fraguable (Dycal Dentsply), **Grupo B)** 15 molares obturados con: a): Biodentine®-EQUIA™ Fil; b): MTA-EQUIA™ Fil; c): Dycal-EQUIA™ Fil. Los dientes fueron cortados en sentido buco-lingual, en láminas de 250µm con Isomet 1000, y pulidos con platos rotatorios con partículas de diamante de 0,5µm Buehler Co. Los cortes fueron observados mediante Microscopía Laser Confocal de Barrido por Reflexión OLS4000 3D LEXT y procesados con analizador de imágenes. Posteriormente, dos dientes de cada grupo fueron metalizados, para ser observados con Microscopio Electrónico de Barrido. **Estudio C.-** Análisis de biocompatibilidad en fibroblastos gingivales humanos en cinco grupos experimentales: Grupo 1: Tritón al 2.0 % (control negativo), Grupo 2: Medio de cultivo DMEM (control positivo), Grupo 3: EQUIA™ Fil, Grupo 4: Biodentine®, Grupo 5: Dycal. Los valores fueron sometidos a análisis de Varianza ANOVA y test no paramétrico de Kruskal-Wallis. **RESULTADOS:** **Estudio A.-** Las mínimas interfaces con correcto sellado de túbulos dentinarios correspondieron a EQUIA™ Fil y Biodentine®, en el otro extremo con diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) y sin sellado dentinario, se observaron con MTA y Dycal. **Estudio B.-** MTA-

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

EQUIA™ Fil registraron los valores de adaptación más desfavorables, le siguieron en orden decreciente Dycal- EQUIA™ Fil y finalmente Biodentine®- EQUIA™ Fil. **Estudio C.-** La evaluación de la biocompatibilidad mediante análisis morfológicos y de proliferación celular pone de manifiesto que Biodentine® es el biomaterial más biocompatible seguido de EQUIA™ Fil, al mostrar fibroblastos gingivales humanos con morfología compatible con la normalidad y con altos niveles de proliferación celular. Por el contrario, Dycal fue el menos biocompatible mostrando morfología celular y niveles de proliferación celular similares al control negativo. **CONCLUSIONES:** Biodentine® por sus propiedades biomecánicas, capacidad de sellado/adaptación y biocompatibilidad es un biomaterial adecuado para la protección y conservación del complejo dentinopulpar. EQUIA™ Fil por su biocompatibilidad y capacidad de adhesión/adaptación tanto a la pared pulpar cavitaria como combinado con biomateriales, es apropiado para ser utilizado como sellador dentinopulpar y restaurador.

## ABSTRACT

Caries and traumatic injuries produce loss of substance, for this reason, it is essential to protect the dentinopulpar complex in order to preserve pulpal integrity and vitality. **Objective:** To analyze the adhesion-adaptation and biocompatibility of different biomaterials used in the protection and conservation of the dentinopulpar complex. **Material and Methods:** Three studies were developed: A.- Dentinopulpar sealing interfaces with different biomaterials. B.- Dentinopulpar sealing interfaces with different biomaterials combined. C.- *In vitro* biocompatibility analysis of the different biomaterials. **Study A and B.-** 35 extracted molars were used, with cavitory preparations of Class 1, with a depth of 4mm, a mesio-distal diameter of 4mm and a bucco-lingual diameter of 3mm, made with a cavitory preparation standardizer (Uribe Echevarría 2017), which were divided into two groups: **Group A)** 20 molars filled with: a) High viscosity Vitreous Ionomer Cement (EQUIA™ Fil GC Corporation); b): Biodentine® (Septodont); c): Mineral Trioxide Aggregate (MTA Angelus White); and d): Calcium Hydroxide liner (Dycal Dentsply), **Group B)** 15 molars filled with: a): Biodentine®- EQUIA™ Fil; b): MTA-EQUIA™ Fil; c): Dycal- EQUIA™ Fil. The teeth were cut in a bucco-lingual direction, in slices of 250µm with Isomet 1000, and polished with rotating plates with diamond particles of 0.5µm Buehler Co. The cuts were observed by Confocal Laser Scanning Microscopy by Reflection OLS4000 3D LEXT and processed with image analyzer. Subsequently, two teeth from each group were metallized, in order to be observed with an Electronic Scanning Microscope. **Study C.-** Biocompatibility analysis of human gingival fibroblasts in five experimental groups: Group 1: 2.0% Triton (negative control), Group 2: DMEM culture medium (positive control), Group 3: EQUIATM Fil, Group 4: Biodentine®, Group 5: Dycal. The values were analyzed statistically by the ANOVA test and Kruskal-Wallis nonparametric test. **RESULTS: Study A.-** The minimum interfaces with correct sealing of dentinal tubules corresponded to EQUIA™ Fil and Biodentine®, on the contrary, MTA and Dycal did not show dentinal sealing and the differences were statistically significant ( $p > 0.05$ ). **Study B.-** MTA-EQUIA™ Fil recorded the most unfavorable adaptation values, followed in decreasing order Dycal-EQUIA™ Fil and finally Biodentine®-EQUIA™ Fil. **Study C.-** The evaluation of biocompatibility by morphological analysis and cell proliferation shows that Biodentine® is the most biocompatible biomaterial followed by EQUIA™ Fil, showing human gingival fibroblasts with morphology compatible

Od. María Candela Sakalian

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

with normality and with high levels of cell proliferation. In contrast, Dycal was the least biocompatible showing cell morphology and cell proliferation levels similar to the negative control. **CONCLUSIONS:** Biodentine® due to its biomechanical properties, sealing capacity / adaptation and biocompatibility is a suitable biomaterial for the protection and conservation of the dentinopulpar complex. EQUIA™ Fil for its biocompatibility and adhesion / adaptation capacity both to the cavity pulp wall and combined with biomaterials, is suitable to be used as dentinopulpar and restorative sealant.

## ÍNDICE

|  |            |
|--|------------|
| <b>Introducción</b>  | <b>1</b>   |
| <b>Hipótesis y Objetivos</b>   | <b>21</b>  |
| <b>Materiales y Métodos</b>  | <b>22</b>  |
| <b>A.- Interfaces de sellado dentinopulpar con diferentes biomateriales.</b>                 | <b>27</b>  |
| <b>B.- Interfaces de sellado dentinopulpar con distintos biomateriales combinados.</b>       | <b>30</b>  |
| <b>C.- Análisis de biocompatibilidad in vitro de los distintos biomateriales utilizados.</b> | <b>38</b>  |
| <b>Resultados</b>  | <b>44</b>  |
| <b>A.- Interfaces de sellado dentinopulpar con diferentes biomateriales.</b>                 | <b>44</b>  |
| <b>B.- Interfaces de sellado dentinopulpar con distintos biomateriales combinados.</b>       | <b>63</b>  |
| <b>C.- Análisis de biocompatibilidad in vitro de los distintos biomateriales utilizados.</b> | <b>81</b>  |
| <b>Discusión</b>   | <b>90</b>  |
| <b>Conclusiones</b>  | <b>119</b> |
| <b>Bibliografía</b>  | <b>121</b> |

## Introducción

### Complejo dentinopulpar

La dentina y la pulpa dental, originadas en la papila dental, conforman estructural, embriológica y funcionalmente una verdadera unidad biológica conocida como complejo dentinopulpar (Ferraris ME, Campos A 2009). Esta unidad biológica se fundamenta en que:

1. Comparten un mismo origen embriológico, ya que derivan de la estructura denominada papila dental, constituida por células ectomensenchimáticas.
2. Conforman una unidad estructural, dado que las prolongaciones de los odontoblastos (células formadoras de dentina cuyos cuerpos celulares se ubican en la periferia de la pulpa dental) transcurren por los túbulos presentes en la dentina.
3. Conforman una unidad funcional ya que de la pulpa depende la formación y la vitalidad de la dentina, y a su vez, la dentina protege a la pulpa al revestirla con un tejido duro, que la protege de posibles agresiones del medio externo.

**“Por estas razones se considera a la dentina y a la pulpa en su conjunto como una sola estructura integrada, denominada complejo dentinopulpar”**

Ten Cate sostiene que la dentina y pulpa son un mismo tejido con aspectos diferentes, que mantienen entre sí una íntima relación histológica, fisiológica, histopatológica y fisiopatológica, y así caracterizan el llamado complejo pulpa-dentina (Ten Cate, 1996).

### Dentina

Ferraris y Campos (2009) calificaron a la dentina como un tejido mineralizado, que constituye el mayor volumen del diente, en la corona se encuentra recubierto en forma de casquete por el esmalte, mientras que en la región de la raíz está tapizada por el cemento. Interiormente, la dentina forma la cámara pulpar, que contiene a la pulpa dental. Presenta propiedades físicas como: dureza, translucidez, radioopacidad, las cuales se presentan por ser un tejido mineralizado; su permeabilidad está determinada por los túbulos que la atraviesan en su extensión y el color varía según la edad, la vitalidad pulpar, pigmentos, etc. (Ferraris y Campos, 2009).

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

La dentina madura se compone aproximadamente de un 70.0% de material inorgánico, un 20.0% de material orgánico y un 10.0% de agua según su peso. El principal componente inorgánico consiste en hidroxiapatita. La matriz orgánica consta de proteínas, de las cuales la más común es el colágeno tipo I; hay un componente menor de colágeno de tipo V (Estrela, 2005). La dentina, por tener en su interior las prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos y por la presencia de licor dentinario que la nutre es considerada un tejido vivo (Ferraris y Campos, 2009). La dentina humana se caracteriza por presentar túbulos, que ocupan del 1.0% de la dentina superficial al 30.0% de la dentina profunda del volumen de dentina intacta (Garberoglio, 1976).

Alrededor de los túbulos hay una capa de dentina hipermineralizada denominada dentina peritubular. El número de túbulos varía según la profundidad oscilando entre 15.000 a 20.000 por  $\text{mm}^2$  en la dentina superficial y entre 45.000 a 65.000  $\text{mm}^2$  en la dentina profunda (Carda y Peydró, 2006).

La luz de los túbulos es variable según la profundidad y alcanza su mayor valor en las proximidades de la pulpa, siendo tres veces mayor que en la dentina superficial, lo que aumenta la permeabilidad del tejido para disminuir considerablemente a medida que se acerca a la unión amelodentinaria (Rodríguez et al., 2013).

Según la Teoría de Massler, (1965), en el complejo dentinopulpar se pueden encontrar túbulos con diferentes características: túbulos hipermineralizados, por lo tanto obliterados parcial o totalmente por la formación de dentina esclerótica que se deposita en el interior de los conductillos, lo que disminuye la permeabilidad de la dentina (Miller y Massler, 1962). Pero, también se puede encontrar túbulos huecos o atrofiados, lo que produce una mayor permeabilidad de la dentina.

La dentina está estrechamente vinculada a la pulpa dentaria, cuyas células especializadas, los odontoblastos, la elaboran dejando en su estructura sus prolongaciones citoplasmáticas o fibrillas de Tomes. Dichas células pueden ser consideradas, desde los puntos de vista biológico y morfológico, como pertenecientes a la dentina, significando ello que este tejido es vital, al igual que el hueso y cemento dentario con cuyas propiedades físicas y químicas se asemeja (Bhaskar, 1983).

### **Pulpa dentaria**

Es un tejido conjuntivo altamente diferenciado, organizado, inervado y vascularizado con funciones inductora, formativa, nutritiva, sensitiva, protectora y defensiva o reparadora (Ferraris y Campos, 2009).

**Inductora:** Esta función se pone de manifiesto durante la amelogénesis, ya que es necesario el depósito de dentina para que se produzca la síntesis y el depósito del esmalte.

**Formadora:** creando dentina primaria y secundaria, así como también la respuesta protectora o la dentina reparadora.

**Nutritiva:** proporcionando el suministro vascular y medio de transferencia de la sustancia fundamental para las funciones metabólicas y el mantenimiento de las células y de la matriz orgánica.

**Sensorial:** transmitiendo la respuesta dolorosa aferente (nocicepción) y la respuesta propioceptiva.

**Protectora:** respondiendo a los estímulos inflamatorios y antigénicos y removiendo sustancias perjudiciales a través de su circulación y de los sistemas linfáticos (Schwartz y Hilton 1999).

**Defensiva o reparadora:** frente a agresiones la pulpa puede hacer uso de dos líneas importantes de defensa: a) formación de dentina peritubular (traslúcida u opaca) o b) dentina terciaria o reparativa.

La pulpa presenta zonas claramente diferenciables en su estudio al microscopio tanto óptico como electrónico:

- 1.- Zona odontoblástica: la capa más periférica de la pulpa dentaria, en la que se ubican los odontoblastos, en una sola hilera semejando a un epitelio cilíndrico pseudoestratificado. Pertenecen tanto a la pulpa como a la dentina, porque su cuerpo se localiza en la periferia pulpar y sus prolongaciones se alojan en los túbulos de la dentina (Ferraris y Campos, 2009).
- 2.- Zona acelular: ocupada por el plexo de Raschow, caracterizada por la presencia de filetes nerviosos que ingresan a la pulpa por el foramen apical, pudiendo algunos de ellos pasar a través de los odontoblastos y terminar en la predentina o dentina (Pashley, 1996; Carda y Peydró, 2006; Ferraris y Campos, 2009).
- 3.- Zona rica en células, llamada así por la alta concentración celular en ésta región, donde las células más numerosas son los fibroblastos, aunque también se

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados  
en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

encuentran células mesenquimáticas y algunas células de defensa de la pulpa (macrófagos, neutrófilos, eosinófilos y linfocitos (Avery, 1994, Ferraris y Campos, 2009).

4.- Zona central de la pulpa: donde se ubica el paquete vasculonervioso, rodeado por el tejido conectivo laxo, en el que se encuentran todos los tipos celulares presentes en la pulpa a saber: fibroblastos, células mesenquimáticas y células de defensa, a excepción de los odontoblastos, que se ubican exclusivamente en la zona odontoblástica (Ferraris y Campos, 2009).

La relación funcional entre la pulpa y la dentina se puede observar en varios aspectos: la pulpa es capaz de crear dentina fisiológicamente y en respuesta a un estímulo externo, contiene nervios que aportan la sensibilidad dentinaria. El tejido conectivo pulpar es capaz de responder a lesiones dentinarias, sin ser estimulado directamente (Queralt et al., 2006; Cohen y Burns, 2002).

El complejo dentinopulpar es un concepto importante para entender la biología y patología de la dentina y de la pulpa. Durante el desarrollo, las células pulpares producen dentina, nervios, y vasos sanguíneos. Aunque la dentina y la pulpa tienen diferentes estructuras y composiciones, una vez formadas reaccionan frente al estímulo como una unidad funcional. La exposición de la dentina a través de la atrición, el trauma, o la caries produce reacciones pulpares profundas que tienden a reducir la permeabilidad dentinal y a estimular la formación de dentina adicional. Estas reacciones son llevadas a cabo con cambios en los fibroblastos, nervios, vasos sanguíneos, odontoblastos, leucocitos, y el sistema inmune (Abreu Correa et al., 2011).

La producción de la dentina depende de la presencia de los odontoblastos, y la vitalidad pulpar depende de la protección que le brinda la dentina y el esmalte, por esta interrelación y esta interactividad existente en el complejo dentinopulpar, las alteraciones presentes en la dentina pueden alterar a los componentes pulpares, y las alteraciones de la pulpa central, a su vez, alteran la calidad y cantidad de dentina producida (Estrela, 2005).

Este complejo cuenta con una inervación muy abundante. En cada diente humano se han encontrado de 1.000 a 2.000 fibras nerviosas que entran y salen en forma de haces a través del foramen apical. De ellas, aproximadamente el 75.0% son amielínicas y el 25.0% mielínicas (Pashley, 1996).

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

En su trayecto desde el ápice a la pulpa coronal, las fibras nerviosas se ramifican y forman en la periferia pulpar una red subodontoblástica densa de fibras delgadas (Plexo de Rashkow). Desde este plexo, muchas de estas fibras pierden su mielina y terminan en la porción interna de la dentina. Las fibras nerviosas penetran de 100 a 200 micrómetros en los túbulos dentinarios y una fibra puede inervar cientos de ellos (Nair, 1995).

En el complejo dentinopulpar se encuentran dos tipos de células. El primer grupo (odontoblastos, procesos odontoblásticos, fibroblastos) se encarga de la producción del complejo dentinopulpar, y el segundo grupo (macrófagos, linfocitos, monocitos) son células para la defensa del complejo dentinopulpar (Estrela, 2005).

### **Protección del complejo dentinopulpar**

La incidencia de caries y traumatismos dentales suelen ocurrir a temprana edad, aún cuando el ápice radicular no ha alcanzado su formación y maduración, siendo imperiosa la necesidad de preservar la integridad y vitalidad pulpar para que cumpla con su mandato genético de formar dentina y completar la maduración apical. Toda vez que ha habido pérdida de sustancia y como consecuencia de esto el diente deba ser restaurado, se hace indispensable la protección del complejo dentinopulpar con la finalidad de preservar su vitalidad. Para ello se interpone entre el material de restauración y el sustrato dentario una capa o más de biomaterial indicado para cada situación clínica, con el objeto de no dañar la pulpa dental. (Stefanello et al., 2005).

Por tal motivo, la detección temprana de estas alteraciones y el tratamiento adecuado evitarán patologías más avanzadas que terminen con la muerte pulpar, lo que se acompaña con la necrosis de la vaina de Hertwig, responsable de estimular y guiar la formación radicular. Es por ello que se deben realizar todos los esfuerzos y medidas endodónticas preventivas para mantener la vitalidad pulpar, en especial de los dientes incompletamente desarrollados (Kuttler, 1980; Ferraris y Campos, 2009).

La protección del complejo dentinopulpar forma parte de la filosofía endodóntica preventiva, cuyo objetivo principal es reducir la necesidad de una intervención radical. El primer tratamiento de elección ante la presencia de caries profunda es la protección pulpar indirecta o directa dependiendo si el biomaterial

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

protector actúa indirectamente sobre la pulpa a través de una capa dentinaria o directamente sobre la herida pulpar.

**La protección pulpar indirecta**, consiste en recubrir el complejo dentinopulpar con un biomaterial, a los efectos de que indirectamente actúe sobre una pulpa que se presume ha sido afectada por caries. Fusayama et al., en 1996 demostraron que, en la caries aguda, existe una capa profunda de dentina de hasta 2mm reblandecida y de color anormal, pero sin la presencia de microorganismos, susceptible de remineralizarse y debe conservarse. Cuando se elimina la dentina infectada puede remineralizarse y los odontoblastos forman dentina reaccional.

**El recubrimiento pulpar directo**, es la protección de una herida accidental con un biomaterial adecuado con la finalidad de cicatrizar la lesión, conservando su vitalidad, salud y actividad funcional y preservar la vitalidad de la pulpa. El autor mencionado refiere que, por pulpa expuesta o herida se entiende la solución de continuidad de la dentina profunda, con comunicación de la pulpa con la cavidad o superficie traumática, que se produce generalmente durante la preparación de cavidades y en las fracturas coronarias (Lasala, 1992).

Los biomateriales utilizados en la protección del complejo dentino-pulpar deben poseer dos propiedades fundamentales que son la biocompatibilidad y la capacidad de sellado del medio interno mediante la adhesión-adaptación a las estructuras dentarias (Uribe Echevarria et al., 2003; Rodriguez et al., 2013).

Una de las formas de valorar la biocompatibilidad de un biomaterial es a través de las pruebas iniciales. Estas incluyen modelos para la biocompatibilidad *in vitro*, en la que los materiales han de ponerse en contacto directo con células cultivadas en laboratorio. A través de esta metodología se evalúa la viabilidad celular siguiendo parámetros de morfología celular, de distintas actividades metabólicas y enzimáticas. Estas pruebas tienen la ventaja de que se pueden estandarizar fácilmente. Además, este tipo de investigaciones evalúan la sensibilidad celular frente a los diferentes biomateriales y reducen por tanto la probabilidad de posteriores fracasos de biocompatibilidad en pruebas *in vivo*, las cuales resultan ser más caras y demandar un tiempo más prolongado (Rodriguez et al., 2013).

### **Objetivos del sellado dentinopulpar**

El sellado dentinopulpar sigue siendo un tema controvertido en cuanto a los materiales y a las técnicas a emplear, pero en cualquier caso los objetivos que deben plantearse deben ser los siguientes:

#### **Objetivos esenciales**

- Sellar el sustrato dentinario expuesto y lograr adhesión a dentina.
- Sellar el medio interno y lograr una interfaz de adaptación-adhesión cero o nula.

#### **Objetivos complementarios**

- Ahorrar tejido sano por invasión mínima y aplicar sucedáneos dentinarios que restituyan el módulo elástico a la dentina cuando la lesión de caries por invasión dentinaria ha socavado esmalte (Uribe Echevarría et al., 2013).

### **Biomateriales utilizados en la protección del complejo dentinopulpar**

Los biomateriales que actualmente son utilizados en la protección del complejo dentinopulpar son diversos y entre ellos podemos nombrar: a) Cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad (EQUIA™ Fil GC Corporation); b): Cementos de silicato tricálcico (Biodentine® Septodont); c): Trióxido Mineral Agredado (MTA Angelus White); y d): Hidróxido de Calcio Fraguable (Dycal). (De Bruyne y De Moor, 2004; Esritrela y Bamman, 1999; Torabinejad et al., 1995; Boukpepsi et al., 2009; Uribe Echevarria et al., 2013; Koubi et al., 2013; Alsubait et al., 2014; Cedillo Valencia et al., 2017).

#### **Cementos de ionómero de vidrio**

El advenimiento de los cementos de Ionómero de vidrio y sus propiedades adhesivas a los sustratos dentarios y específicamente a la dentina, ha transformado este biomaterial en un material de elección para la protección del complejo dentinopulpar (De Bruyne y De Moor, 2004).

Los cementos de Ionómero de vidrio fueron descritos por primera vez por Wilson y Kent en Inglaterra en 1972, quienes investigaron la reacción de fraguado de un polvo de vidrio alúmino silicato y la solución de un ácido poliacrílico (Wilson y Kent 1972). Posteriormente fueron desarrollados para su uso clínico por Mc Lean y Wilson en 1974. Tenían como objetivo la combinación de las propiedades positivas

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados  
en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

de los cementos de silicato, de las resinas compuestas y de los cementos de Policarboxilato (Wilson y Kent, 1972; McLean et al., 1977).

Como todo cemento dental, el ionómero se basa en una reacción ácido-base y en la formación de una sal de estructura nucleada, lo que significa que todo ionómero debe presentar dos componentes: un polvo (base) compuesto por un vidrio y un líquido (ácido) constituido por una suspensión acuosa de ácidos policarboxílicos o polialquenoicos. Esa es la composición de los ionómeros denominados convencionales o tradicionales (Barrancos Mooney y Barrancos, 2006).

Los componentes del polvo son el dióxido silicio ( $\text{SiO}_2$ ), alúmina o trióxido de aluminio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), fluoruro de calcio o fluorita ( $\text{CaF}_2$ ), fluoruro de sodio ( $\text{NaF}$ ), fluoruro de aluminio ( $\text{AlF}_3$ ), criolita o sodio hexafluoroaluminato ( $\text{Na}_3\text{AlF}_6$ ) y fosfato de aluminio ( $\text{AlPO}_4$ ), que son mezclados y llevados a una temperatura de fusión entre  $1.100^\circ$  a  $1.300^\circ$  Celsius. La complejidad y estructura del polvo obtenido dependerá de los compuestos que se utilicen durante la mixtura (Wilson y McLean, 1998).

Las características distintivas de los ionómeros de vidrio son: la compatibilidad biológica, la adhesión específica a las estructuras dentarias y la liberación de fluoruros. A estas características deben agregarse las propiedades mecánicas y químicas que diferencian los ionómeros de otros cementos, particularmente su rigidez y su menor solubilidad (Barrancos Mooney y Barrancos, 2006).

Para que se establezca una buena adhesión es importante que se encuentre en un estado de fluidez apropiado ya que en estas condiciones el material tiene grupos carboxilo libres para formar enlaces químicos asegurando una adecuada humectación del sustrato, que es la primera fase, necesaria para lograr una buena adhesión entre el ionómero de vidrio y los tejidos del diente (Powis et al., 1982).

En 1990 Mount clasificó los cementos de Ionómero de vidrio en:

**Tipo I** para fijación de restauraciones indirectas de inserción rígida o cementado,

**Tipo II** para restauraciones directas que pueden ser estéticas, intermedias o reforzadas,

**Tipo III** para recubrimiento o base cavitaria.

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

La clasificación más práctica y sencilla ha sido sugerida por Mc Lean et al., en 1994, quienes basándose en su composición y reacción de endurecimiento, propusieron dividirlos en:

I. Cementos de ionómero de vidrio convencionales o tradicionales,

II. Cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas

### **Cementos de ionómero de vidrio convencionales**

Desde su aparición la composición básica de estos materiales ha cambiado: se ha añadido polvo de aleación para amalgama al vidrio, partículas de plata mediante un proceso de sintetización. Posteriormente los cementos de ionómero de vidrio experimentaron el mayor cambio en su evolución: se sumaron componentes que experimentaron su polimerización mediante la luz. La aparición de los cementos de ionómero de vidrio fotocurables, fue una consecuencia de las desventajas de los sistemas precedentes, particularmente su tiempo de trabajo corto, aunado a un tiempo de fraguado largo (Mc Lean et al., 1994; Wilson y Kent, 1972).

**I. Cementos de ionómero de vidrio convencionales incluyen dos subgrupos:**

- Cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad
- Cementos de ionómero de vidrio remineralizantes

### **Cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad**

Con el advenimiento de los cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad (Ketac Molar EM, 3M-ESPE; Fuji IX GP, GC; Ionofil Molar ART, VOCO, EQUIA™ Fil GC Corporation, Japan) revolucionaron las técnicas de restauración ya que son ionómeros convencionales que permiten tiempos de trabajo más convenientes, mejor resistencia compresiva, especialmente resistencia al desgaste y a la abrasión, como así también por liberar altas y sostenidas cantidades de fluoruros (Navarro et al., 2007; Cedillo Valencia et al., 2017).

### **Cementos de ionómero de vidrio remineralizantes**

Aún cuando la formulación exacta constituye un secreto comercial, se sabe que son ionómeros convencionales con elevada liberación de fluoruros y de sales mineralizantes, (FujiTriage, GC; Riva Protect, SDI) que pueden formar sales insolubles con el calcio del tejido dentario y que mantienen un alto grado de adhesividad merced al mecanismo de intercambio iónico ya explicado. Uno de estos productos, contiene un pigmento capaz de hacer endurecer el material cuando se lo

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

expone a los efectos de la luz visible de una unidad halógena en sólo pocos segundos (Cedillo Valencia et al., 2017).

### **Cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas**

Los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina, también llamados híbridos, son la unión de dos elementos, los ionómeros vítreos con diferentes resinas, dichas resinas potencializan algunas cualidades físico-mecánicas de los ionómeros (De La Macorra, 1995). Son predominantemente vidrios ionoméricos en un 80.0% con un 20.0% de resina fotocurada. Ellos endurecen mediante una reacción ácido-básica entre el ión filtrable del polvo del vidrio y el ácido poliacrílico, resultando en una transformación sol-gel. Fundamentalmente, resuelven las desventajas de los ionómeros vítreos convencionales tales como: tiempo de fraguado largo, tiempo de trabajo corto y la sensibilidad a la humedad (Helpin y Rosemberg, 1996; Sidhu y Watson, 1995).

### **II. Cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas incluyen dos subgrupos:**

- Cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas fotopolimerizables.
- Cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas autopolimerizables.

### **Cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas fotopolimerizables**

La aparición de los cementos de ionómero de vidrio fotocurables, fue una consecuencia de las desventajas de los sistemas precedentes. El mecanismo de fraguado consiste en dos reacciones separadas: una común a todos los ionómeros de vidrio convencionales (ácido-base) y otra común a los composites fotoiniciados. La fotopolimerización puede afectar las propiedades finales del material.

La modificación más importante de los cementos de ionómero de vidrio, ha sido la incorporación de componentes resinosos, tal como bis-GMA o HEMA, dando paso así a los nuevos ionómeros de vidrio modificados con resina los cuales fueron introducidos en el mercado entre los años 1993 y 1994, pudiendo ser utilizados como materiales de restauración definitiva. Su proceso de fraguado ocurre, en primer lugar, por fotopolimerización como las resinas compuestas, y en segundo lugar, por la reacción ácido-base como los ionómeros de vidrio convencionales.

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

En algunos materiales se describen un tercer mecanismo de endurecimiento progresivo una vez retirada la luz consistente en un sistema de iniciador catalizador en los radicales libres de la resina. Este es el caso de Vitremer® (3M ESPE) y Fuji II LC® (Nosas et al., 2006; Guzmán, 2001; Das et al., 2009; Hübel y Mejàre, 2003).

### **Cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas autopolimerizables.**

La introducción de cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas autopolimerizables tuvo como objetivo permitir la utilización de estos materiales como medios cementantes o de fijación de restauraciones rígidas. Los ionómeros de vidrio convencionales tienen inconvenientes tales como, un prolongado tiempo de endurecimiento, solubilidad, desintegración y sensibilidad a la técnica de manipulación (Barrancos Mooney y Barrancos, 2006).

Los procedimientos de sellado dentinopulpar y restaurativos con los cementos de ionómero de vidrio convencionales (CIV) no requieren de técnicas complicadas y son de aplicación rápida, simple y efectiva.

Estos mismos conceptos son aplicables a los modernos de alta viscosidad, reforzados con óxido de zirconio, hidroxiapatita y nanopartículas de biocerámica (EQUIA™ Fil, GC Corp. Japon). EQUIA™ Fil deriva de las siglas: E-Easy, Q-Quick, U-Unique, I-Intelligent, A- Aesthetic. Estos nuevos materiales pueden ser usados como selladores dentinopulpares y para la restauración de cavidades en espesores de capa de hasta 4mm, originando una interface de unión adhesiva cero o nula en toda la preparación cavitaria (Uribe Echevarria et al., 2013).

La biocompatibilidad de los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina ha sido puesto en duda, debido a los resultados contradictorios en los estudios sobre respuestas pulpares y sobre cultivos celulares de fibroblastos de encía humana (Sidhu y Schmalz, 2001; Lan et al., 2003; Rodriguez et al., 2013).

Los cementos de ionómero de vidrio han evolucionado a través del tiempo, desde los cementos de ionómero de vidrio convencionales hasta los modernos cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad, con una variedad de combinaciones en su composición que contienen diferentes reacciones ácido-base para su endurecimiento y adhesión a esmalte, dentina y cemento (Katsuyama et al., 1993; Wilson y McLean, 1998; Mount y Bryant, 1999).

### **Cementos de silicato tricálcico (Biodentine®)**

Con el propósito de mejorar algunos inconvenientes del MTA como ser sus propiedades mecánicas, manipulación y su largo tiempo de fraguado (Torabinejad et al., 1995), es que se han desarrollado nuevos materiales basados en silicato de calcio (Asgary et al., 2008; Gomes-Filho et al., 2009). Entre estos materiales se encuentra el Biodentine® (Septodont), recomendado como material de restauración además de las indicaciones endodónticas similares a las del MTA.

Por su bioactividad Biodentine® se puede considerar como un material adecuado para regeneración del complejo dentinopulpar, como en las protecciones pulpares directas. Ha demostrado ser biocompatible pues no induce daño a las células pulpares (Zanini et al., 2012), y además es capaz de estimular la formación de dentina reparadora (Koubi et al., 2013).

Biodentine® es un compuesto inorgánico no metálico. Su presentación comercial es una cápsula que contiene el polvo y ampolla que contiene el líquido. El polvo consta de: Silicato tricálcico: es el principal componente del polvo y es quien regula la reacción de fraguado, Carbonato de calcio: es un relleno y Dióxido de zirconio: otorga radiopacidad al cemento. Mientras que el líquido consta de: Cloruro de calcio: es un acelerador, Polímero hidrosoluble: reduce la viscosidad del cemento. Se basa en un policarboxilato modificado, que logra una alta resistencia a corto plazo, reduciendo la cantidad de agua requerida por la mezcla manteniendo su fácil manipulación (Laurent et al., 2008; Sorrentino, 2008; Bachoo et al., 2013).

Según los estudios clínicos realizados con el silicato tricálcico, este cemento no es citotóxico, mutagénico, sensibilizante, o irritante (Zhou et al., 2013).

Este cemento es excelente sustituto de dentina, mantiene la vitalidad pulpar y estimula la formación de tejido duro, ya sea como la formación de dentina terciaria reactiva o reparativa (Dejou et al., 2005).

Las principales propiedades del material se relacionan con mejores propiedades físicas y biológicas como mejor manipulación, tiempo de fraguado rápido, resistencia a la compresión mayor, densidad incrementada, porosidad disminuida y síntesis temprana de dentina reparativa, cuando se ha comparado con el MTA. La acción antibacteriana del Biodentine® está determinada por los componentes de calcio, los cuales se convierten en soluciones acuosas de hidróxido de calcio. La disociación de los iones de calcio e hidroxilo aumenta el pH de la

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

solución (Zanini et al., 2012; Raskin et al., 2012; Laurent et al., 2012; Alsubait et al., 2014; Holland et al., 1999).

Se ha observado que el Biodentine® favorece la cicatrización cuando se aplica directamente sobre el tejido pulpar, pues aumenta la proliferación, la migración y la adhesión de las células pulpares madre, lo que confirma sus características bioactivas y de biocompatibilidad (Luo et al., 2014). De hecho, por sus propiedades bioactivas, el Biodentine® podría promover la cicatrización y reparación pulpar. En estudios *in vivo*, se ha demostrado que este material puede estimular la dentina reparadora y completar la formación de un puente, sin signos de inflamación después del recubrimiento pulpar en los dientes estudiados (Bachoo et al., 2013).

La bioactividad de un material está definida por su capacidad para producir una respuesta biológica (Hench, 1988). Un material bioactivo produce una respuesta biológica específica en la interfaz del material, lo que conlleva la formación de una unión íntima entre el tejido y el material (Rahaman et al., 2011).

Una característica particular en este tipo de materiales es que se produce una modificación de su superficie, se forma una capa de apatita carbonatada tiempo después de su contacto con el tejido, que a su vez va aumentando con el tiempo (Niu et al., 2014).

### **Trióxido Mineral Agregado (MTA)**

La incorporación al mercado del MTA en el campo endodóntico para ser utilizado en reemplazo de la pasta de Hidróxido de Calcio, lo superaría en propiedades físicas ya que no se formarían esas calcificaciones tan densas y la cicatrización en forma de puente se produciría en contacto directo con el material (Maroto et al., 2004).

El MTA recibió su aprobación en 1998, por U.S. Food and Drug Administration (Administración o Federación de Drogas y Alimentos de Estados Unidos). Desde su primera descripción en la literatura por Lee et al., en 1993, ha sido, hasta la actualidad, ampliamente utilizado.

En España, se empezó a comercializar con el nombre ProRoot® por Maillefer-Dentsply (Tulsa Dental). En Brasil se empezó por comercializar el MTA Gris en el año 2001 con el nombre Angelus® por la casa comercial Angelus Soluções

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados  
en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Odontológicas (Brasil). El MTA que se comercializó inicialmente presentaba una coloración Gris (MTA Gris). Su presentación inicial era de polvo grisáceo hidrofílico que se mezclaba con agua destilada formando un gel coloidal que fragua y se transforma en estructura sólida (Torabinejad y Chivian, 1999).

En ese año 2002, fue introducido en el mercado el MTA de coloración blanca, para hacer frente a algunos problemas estéticos con el MTA de coloración Gris, dado que se observó que éste originaba coloraciones en los dientes en los que se aplicaba (Dammaschke et al., 2005; Glickman y Kennt, 2000).

Sin embargo, desde 2003, el fabricante introdujo alteraciones en el tamaño de los cristales de ambos tipos de MTA, Gris y Blanco, afectando potencialmente algunas propiedades físicas de la nueva formulación. Algunos autores sugirieron que el MTA Gris y el MTA Blanco podrían presentar más diferencias además del color (Al-Hezaimi et al., 2009).

Las principales diferencias encontradas en la composición fueron en las concentraciones de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, MgO y FeO (Dammaschke 2005; Asgary 2005). Se encontró que el MTA Blanco presenta 54,9% menos de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 56,5% menos de MgO y 90,8% menos de FeO que el MTA Gris, también encontraron poca cantidad de iones de hierro en la composición del MTA Blanco (Hwang et al., 2009).

El MTA, es un polvo de partículas finas hidrófilas que endurecen en presencia de humedad. El resultado es un gel coloidal que solidifica a una estructura dura (Lee et al., 1993; Torabinejad et al., 1993; Torabinejad et al., 1994; Torabinejad et al., 1995; Fisher et al., 1998). Las características del agregado dependen del tamaño de la partícula, de la proporción polvo/ líquido, temperatura, presencia de agua y aire comprimido (Lee et al., 1993; Torabinejad et al., 1995). Está compuesto por partículas de silicato tricálcico, aluminato tricálcico, óxido tricálcico, óxido de silicato, óxido de mineral, aluminio, magnesio y hierro. Se le ha adicionado también óxido de bismuto que le proporciona la radiopacidad (Miñaga Gómez, 2002). El pH obtenido por el MTA después de mezclado es de 10,2 y a las 3 horas, se estabiliza en 12,5 (Torabinejad et al., 1995). Un pH similar al cemento de hidróxido de calcio, por lo que puede posibilitar efectos antibacterianos y luego de aplicar esta sustancia como material de obturación apical, probablemente, este pH pueda inducir la formación de tejido duro (Torabinejad et al., 1995; Torabinejad et al., 1995; Torabinejad et al., 1997; Fridland y Rosado, 2005; Accorinte et al., 2008; Vasconcelos et al., 2009).

## Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar

Para una correcta manipulación del material, se considera que el MTA debe mezclarse, tal como recomiendan los fabricantes. El polvo de MTA es presentado en sobres herméticamente sellados. Después de abierto, el material debe guardarse en recipientes con tapas herméticas y lejos de la humedad (Lee et al., 1993; Torabinejad et al., 1995; Torabinejad et al., 1999; Miñaga Gómez, 2002).

El polvo (idealmente 1gr por porción) debe ser mezclado con agua estéril en una proporción de 3:1 Este polvo es, fundamentalmente, cemento tipo Portland refinado, que está formado por compuestos cálcicos. Así los principales componentes del MTA son, en un 75.0% compuestos cálcicos como silicato tricálcico ( $3\text{Ca-SiO}_2$ ), aluminato tricálcico ( $3\text{CaO-Al}_2\text{O}_3$ ), silicato dicálcico ( $2\text{CaO-SiO}_2$ ), y aluminato férrico tetracálcico ( $4\text{CaO-Al}_2\text{O}_3$ ); un 20.0% de óxido de bismuto ( $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ); 4,4% por sulfato de calcio dihidratado ( $\text{CaSO}_4\cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ), y finalmente por residuos como óxido de calcio, óxido de magnesio y sulfato de potasio y sodio en un 0,6% (Camillieri y Pitt Fort, 2006).

El óxido de calcio del polvo del MTA, al mezclarse con agua se convierte en hidróxido de calcio que al entrar en contacto con los fluidos tisulares formará iones de calcio e hidroxilo. El ion calcio con el gas carbónico de los tejidos origina granulaciones cálcicas y fibronectina que permite la adhesión y diferenciación celular, formándose un puente de tejido duro (Bellet et al., 2004).

El primero de los inconvenientes en lo referente a su manejo clínico es que resulta dificultoso en su manipulación, ya que su consistencia inicial es muy acuosa y casi imposible de manejar (Schwartz RS 1999). El segundo de los inconvenientes respecto al manejo clínico es su largo tiempo de fraguado, que sobrepasa con mucho el tiempo de intervención quirúrgica (Lee et al., 1993).

El MTA es un buen sustituto del hidróxido de calcio, presenta menor grado de microfiltración, mejor adaptación marginal y capacidad de sellado (Maroto et al., 2004).

La gran capacidad de sellado del material proviene de su carácter bioactivo. Al generar moléculas bioactivas y favorecer crecimiento celular, los pocos microespacios que pudiera dejar el material en su interfaz con la dentina y/o el cemento, se obturarían con esas moléculas (Bozeman et al., 2006).

El MTA desencadena una reacción del sistema inmune de defensa produciendo citoquinas, células mediadoras del sistema inmune capaces de

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

estimular la formación de tejidos duros como hueso y cemento, al provocar a las células formadoras como son los osteoblastos y los cementoblastos (Torabinejad et al., 1995).

Este cemento ha demostrado ser superior al hidróxido de calcio, ya que ayuda a la formación del puente dentinario con menor inflamación MTA es conocido como un derivado del cemento Portland hecho con finas partículas cuyos principales componentes son fosfato de calcio y óxido de calcio.

Diversos estudios indican que el MTA posee alta biocompatibilidad, mínima citotoxicidad y estimula la producción de osteoblastos (Pitt Ford et al., 1996; Abedi et al., 1996; Junn et al., 1998; Koh et al., 1995; Koh et al., 1998; Torabinejad et al., 1995; Bellet et al., 2004; Catalayud et al., 2006; Naik y Hedge, 2005; Mitchell et al., 1999).

Puede ser empleado en pulpotomías, apexificaciones, barrera durante el blanqueamiento, reparación de perforaciones dentarias, entre otros.

El MTA como material de recubrimiento pulpar directo evidenció la formación de un puente calcificado significativamente mayor y menor inflamación en el grupo con MTA, en comparación con el hidróxido de calcio. Basado en estos resultados, el MTA, se presenta como un material que puede ser utilizado como un agente de recubrimiento pulpar directo (Abedi et al., 1995; Maroto et al., 2006; Nair et al., 2008; Ham et al., 2005; Torabinejad et al., 1997; Yildirim, 2005; Juarez et al., 2005).

Al tener este espectro de usos el MTA se convierte en un material idóneo a utilizar en la práctica endodóntica actual (Chaple Gil y Herrero Herrera, 2007).

### **Hidróxido de calcio**

Antes de 1920, año en que Hermann introdujo el hidróxido de calcio como agente de recubrimiento de la pulpa, la terapia pulpar se hacía mediante la desvitalización con arsénico y otros agentes de fijación. Este autor, demostró la capacidad del material para favorecer la formación de dentina reparadora, biocompatibilidad y propiedades antimicrobianas. Es un polvo blanco que se obtiene por calcinación del carbonato cálcico, con la característica de formar carbonato de nuevo con el anhídrido carbónico del aire (Mondragón Espinoza, 1995). La capacidad de inducción de neoformación de tejido mineralizado parece estar ligado a su pH alcalino de 12.4 que le confiere un elevado potencial antibacteriano. Por tal

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados  
en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

razón, es el material elegido para cavidades profundas (Hermann, 1920; Hauman y Love, 2003).

Hasta el momento es el medicamento de elección por sus propiedades:

- Alcalino-cáustico
- Antiséptico
- Bactericida-bacteriostático
- Astringente
- Estimulante de la formación de dentina reparativa

El mecanismo de acción del hidróxido de calcio es atribuido a la capacidad de disociación en iones calcio e hidroxilos, resultando en un aumento del pH local produciendo un ambiente alcalino. Mientras mayor es la velocidad de disociación y difusión de los iones hidroxilos de las pastas de hidróxido de calcio, mayor será el efecto antimicrobiano (Estrela, 2005).

El hidróxido de calcio es un polvo blanco que se obtiene por calcinación del carbonato de calcio y su transformación en óxido de calcio. Con la hidratación de óxido de calcio se obtiene el CaOH:  $\text{CO}_3 \text{Ca} = \text{CaO} + \text{CO}_2$ ,  $\text{CaO} + \text{H}_2\text{O} = \text{Ca} (\text{OH})_2$ ; su pH es muy alcalino, aproximadamente 12.4. Su disociación iónica en iones calcio e iones hidroxilo explica su acción sobre los tejidos, posee valiosas cualidades desde el punto de vista biológico, antimicrobiano y mineralizador (Estrela y Bamman, 1999). Actúa por disociación iónica. A los productos de esta reacción química se les ha atribuido su efecto biológico, el cual difiere en tejidos vitales de tejidos necróticos. En tejidos vitales induce la formación de tejidos duros, y en tejidos necróticos, que desinfecta por su gran capacidad antibacteriana (Fava y Saunders, 1999).

El ión calcio disminuye el extravasamiento de líquido de los capilares, y por tanto, la cantidad de líquido intercelular, controla la formación de exudado, por eso en los procesos inflamatorios disminuye el dolor (acción higroscópica). Otro atributo es la capacidad de elevar el umbral para la iniciación del impulso nervioso, se ha reportado que la aplicación del cloruro de calcio sobre la dentina recién cortada es capaz de eliminar el impulso y la actividad nerviosa (Estrela y Bamman, 1999; Bernabé y Holland, 1998). Como así también, estimula el sistema inmunitario y activa el sistema de complemento, se ha verificado que los dientes restaurados con

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

hidróxido de calcio presentan mayor número de divisiones celulares, lo que demuestra su capacidad en la división celular (Santos, 1996).

El ión hidroxilo presenta acción antimicrobiana, un elevado pH influye notablemente en el crecimiento, metabolismo y división celular bacteriana. Existe un gradiente de pH a través de la membrana citoplasmática responsable de producir energía para el transporte de nutrientes y componentes orgánicos hacia el interior de la célula que se ve alterado ante un aumento notable del pH. Como el sitio de acción de los iones hidroxilo es la membrana citoplasmática, el hidróxido de calcio tiene un amplio espectro de acción sobre una gama diversa de microorganismos (Ford et al., 1995; Estrela y Bamman, 1999; Leonardo et al., 1999).

El efecto bactericida ha sido relacionado con la liberación de iones hidroxilo, los cuales son radicales altamente oxidantes, con una gran reactividad, lo que dificulta que puedan difundirse a sitios distantes (Siqueira y Lopes, 1999).

Este ión activa enzimas como la fosfatasa alcalina, la adenosina trifosfatosa y la pirofosfatasa calcio dependiente que favorecen el mecanismo de reparación apical y el proceso de mineralización (Ford, 1959; Estrela y Bamman, 1999).

Debido a sus efectos beneficiosos se lo emplea para el control del exudado de la zona periapical, control de la reabsorción radicular, reabsorciones inflamatorias externas producidas por traumatismos, luxaciones, implantes etc., control de la reabsorción dentinaria externa e interna, manejo de las perforaciones, para estimular la formación de tejido duro y como material de obturación temporaria entre citas (Binnie y Rowe, 1973; Heithersay, 1975; Andreasen, 1981; Byström et al., 1985; Çaliskan et al., 1998).

El hidróxido de calcio es el material más utilizado en el tratamiento de las pulpas expuestas, por su capacidad de inducir la formación de puentes dentinarios. Por esa misma razón, se ha propuesto su aplicación para inducir el cierre apical en dientes inmaduros y en la reparación de perforaciones en furca o de raíz (Weisenseel et al., 1987; Estrela y Bamman, 1999; Tziapas et al., 2002). Resulta importante resaltar que la mayor parte de los estudios muestran la ineficacia del hidróxido de calcio para eliminar las bacterias dentro de los túbulos dentinarios. Para ser efectivo los iones hidroxilo deben difundirse dentro de la dentina en concentraciones elevadas (Haapasalo y Ostravik, 1987).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Según Ribas en 1979 existen 2 tipos de preparados comerciales fraguables de hidróxido de calcio:

1. Aquellos que contienen plastificantes no híbridos y por lo tanto se solubilizan en medio acuoso liberando  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  (Dycal).

2. Aquellos con plastificantes híbridos tipo parafina que no permite la difusión del agua en su estructura y por lo tanto no libera  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  (Hydrex) (Rivas et al 1979).

El  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  fraguable (Dycal, Life, Calcimol, etc) posee elevada alcalinidad que lo hace germicida y bacteriostático. Es de manipulación simple y endurecimiento rápido. Sin embargo, es soluble, tiene rigidez reducida, poca resistencia compresiva y traccional y no es adhesivo. Se ablanda y desintegra con facilidad ante una filtración marginal de la restauración (Perreira et al., 1990; Milosevic, 1991).

Las pastas y los cementos fraguables de hidróxido de calcio son productos cuyos vehículos modifican su pH que pasa a estar comprendido entre 9,2 y 11,5 lo que tiene incidencia en su acción biológica, pero que a su vez le confiere propiedades físicas más deseables (Priotto, 1980).

Son incapaces de producir el sellado de los túbulos dentinarios por su contracción de endurecimiento y porque no presentan propiedades adhesivas, por lo que se forman grietas en la interface hidróxido-dentina. Presentan alta solubilidad y se disuelven al ser hidrolizados por los ácidos débiles, el fluido dentinario y los agentes adhesivos que contienen alcohol, alcohol-agua y acetona (Uribe Echevarría et al., 2013).

Los cementos de hidróxido de calcio fraguables son materiales alcalinos que se presentan en forma de pasta base y pasta catalizadora, que al mezclarse consiguen una concentración de hidrogeniones de 9.2 a 9.5. Poseen una importante acción biológica al inducir la formación de dentina reaccional intratubular y presentan propiedades bactericidas y bacteriostáticas (Uribe Echevarría et al., 2013).

Estos compuestos de hidróxido de calcio pueden ser de alta solubilidad o hidrosolubles en cuyo caso por acción de los ácidos o del flujo líquido presente en el microespacio material de restauración-pared dentinaria, se solubilizan llegando a generar un espacio vacío en la cavidad, pero, sin embargo, tiene la capacidad de

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados  
en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

estimular la formación de dentina esclerótica intratubular (Andreaus, 1987; Brackett y Jhonston, 1989).

Diversos autores han demostrado las distintas propiedades biológicas y físicas que poseen estos materiales, lo que le permite al odontólogo seleccionar en qué situaciones clínicas es conveniente utilizar cada uno de estos (Pitt Ford et al., 1996; Han y Okiji, 2011). De todas maneras, existen escasos estudios *in vitro* que valoran la biocompatibilidad de los distintos biomateriales expuestos anteriormente, utilizando tres parámetros en el análisis de la viabilidad celular. Así también, la literatura no muestra estudios que comparen la adhesión-adaptación de estos biomateriales cuando son analizados estructuralmente con microscopía laser confocal.

En cuanto a los análisis de adhesión-adaptación uno de los métodos utilizados para su estudio son las observaciones estructurales mediante la utilización de diferentes instrumentos amplificantes. En la actualidad, disponemos de la microscopía laser confocal que es una técnica que se ha convertido en unherramienta esencial en la biología y las ciencias biomédicas, así como en ciencia de materiales debido a los atributos que dispone (Masters, 1996; Pawley, 1995).

Recientemente este método se está utilizando en los análisis de adhesión-adaptación de ionómeros de vidrio cuantificando la presencia de las distintas capas de la unión adhesiva dentina-resina y de hiatos de desadaptación a nivel de la pared pulpar de las preparaciones (Uribe Echevarria et al., 2013).

## Hipótesis

Biodentine®, por sus propiedades biomecánicas, fácil manipulación, capacidad de adhesión-adaptación y biocompatibilidad sería un material adecuado para la protección del complejo dentinopulpar.

## Objetivos

### Objetivo general

Analizar en un modelo *in vitro* la adhesión-adaptación y biocompatibilidad de diferentes biomateriales utilizados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar.

### Objetivos específicos

- a) Comparar la adhesión-adaptación a la pared pulpar de una cavidad profunda de distintos biomateriales empleados en la protección del complejo dentinopulpar utilizando microscopía laser confocal de barrido.
- b) Comparar la adhesión-adaptación a la pared pulpar de una cavidad profunda de distintos biomateriales combinados utilizando microscopía laser confocal de barrido.
- c) Valorar la biocompatibilidad de distintos biomateriales empleados en la protección del complejo dentinopulpar utilizando microscopía óptica y test de actividad metabólica.

## **Materiales y Métodos**

En la presente tesis doctoral y a fin de analizar la adhesión-adaptación y biocompatibilidad de biomateriales utilizados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar se efectuaron tres estudios: A, B y C

**A.- INTERFACES DE SELLADO DENTINOPULPAR CON  
DIFERENTES BIOMATERIALES.**

**B.- INTERFACES DE SELLADO DENTINOPULPAR CON  
DISTINTOS BIOMATERIALES COMBINADOS.**

**C.- ANÁLISIS DE BIOCOMPATIBILIDAD *IN VITRO* DE LOS  
DISTINTOS BIOMATERIALES UTILIZADOS.**

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Se utilizaron 35 terceros molares humanos extraídos, procedentes de la Cátedras de Cirugía II “B” y Cirugía III de la Facultad de Odontología Universidad Nacional de Córdoba, con el debido consentimiento informado y donación de los dientes por parte de los pacientes, que se adjunta en el Anexo 1.

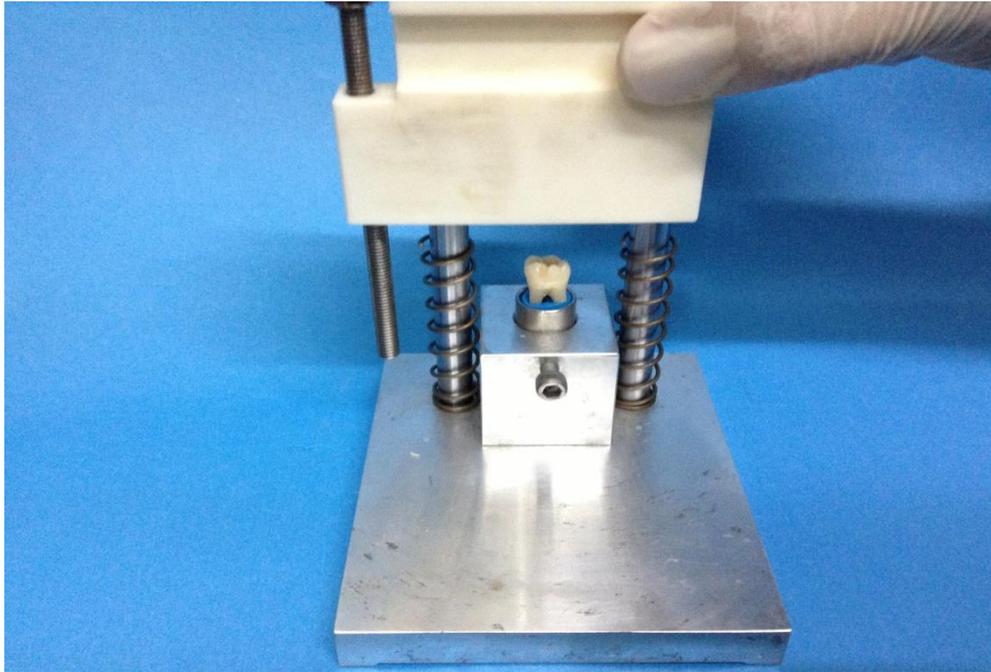
Los dientes extraídos fueron sometidos a lavado con soluciones detergentes y agua corriente del grifo, para luego efectuar la fractura de los ápices radiculares mediante una cizalla con el fin de facilitar la penetración del fijador y posteriormente se conservaron hasta su utilización en una solución de formaldehido neutro al 7.0%.

Los dientes fueron introducidos en tubos de acero inoxidable estandarizados e incluidos en silicona de alta densidad y posicionados a través de un estandarizador de posición y altura oclusal (Uribe Echevarría LJ, Echevarria AG, Uribe Echevarria J 2015 y Uribe Echevarría LJ 2017). **(Figuras 1, 2).**



**Figura 1:** *Tubo de acero inoxidable con uno de los dientes incluido en silicona de alta densidad.*

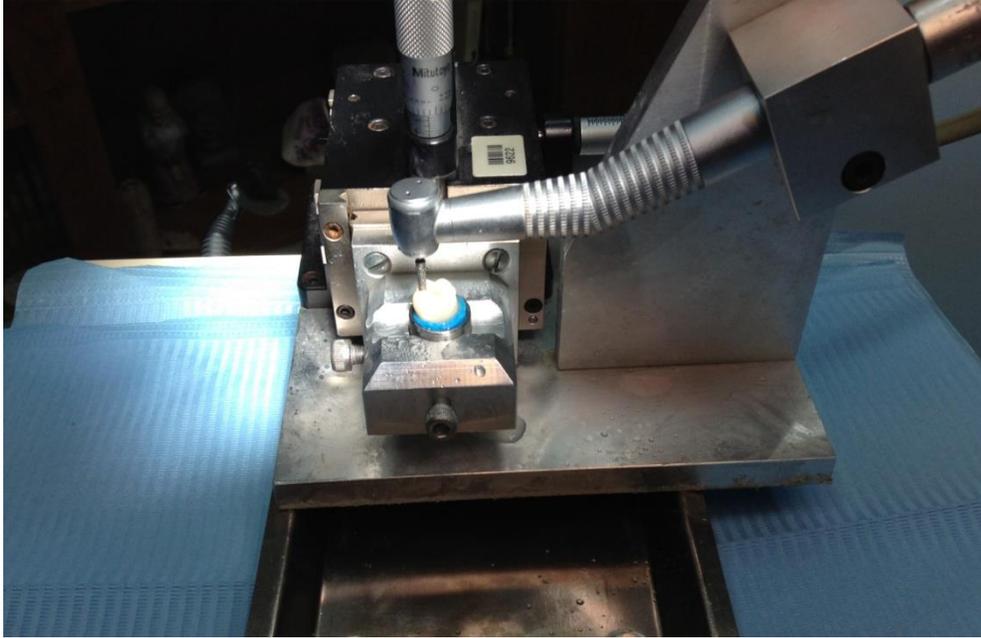
**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**



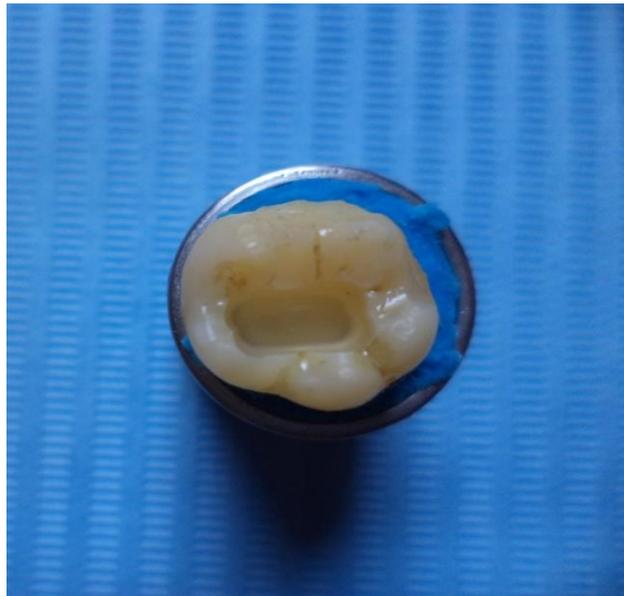
**Figura 2:** *Estandarizador de posición y altura oclusal para preparaciones cavitarias (Uribe Echevarría LJ 2015, 2017).*

En cada uno de los molares se prepararon cavidades oclusales Clase 1 en forma de ranura, con un estandarizador de preparaciones cavitarias (Uribe Echevarría LJ 2017), con una profundidad de 4mm, un diámetro mesio-distal de 4mm y un diámetro buco-lingual de 3mm. Las mismas, fueron talladas con piedras diamantadas 4130,  $\Phi$ ISO 25, granulometría 91 $\mu$ m (KG Sorensen, Brazil), y accionadas con turbina de ultra-alta velocidad con alta refrigeración acuosa (KaVo) SUPERtorque LUX 655 B, Germany. El estandarizador cuenta con una mesa micrométrica tridimensional de precisión, con tres tornillos micrométricos que permiten realizar movimientos en los tres ejes del espacio. Todas las preparaciones fueron efectuadas en una sola sesión, por un mismo operador imitando su realización clínica (**Figuras 3 y 4**).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**



**Figura 3:** Mesa de soporte del estandarizador de preparaciones cavitarias.



**Figura 4:** Preparaciones cavitarias clase 1: amplitud mesio-distal: 4mm.; amplitud buco-lingual: 3mm; profundidad: 4mm.

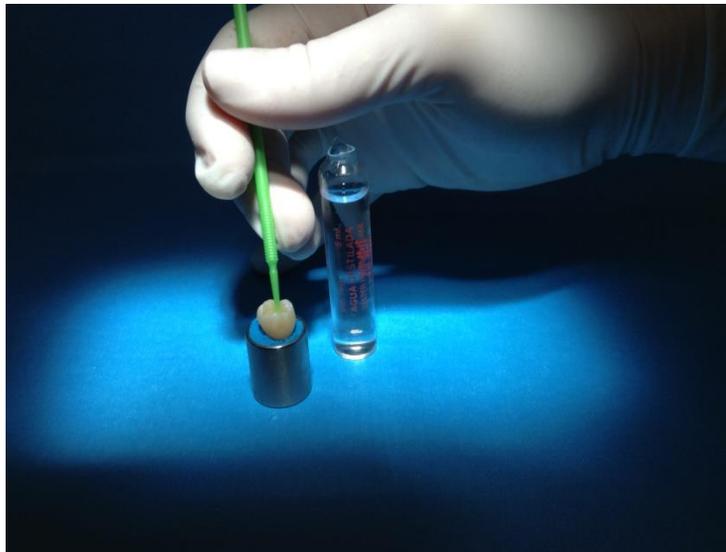
**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Todos los dientes incluidos en los tubos de acero inoxidable fueron guardados hasta su utilización en un recipiente hermético con atmósfera de 100.0% de humedad (**Figura 5**).



**Figura 5:** *Conservación de las muestras*

Se efectuó el lavado de las cavidades con suero fisiológico y se dividieron los molares en dos grupos, a fin de realizar el análisis de: a) Interfaces de sellado dentinopulpar con diferentes biomateriales; b) Interfaces de sellado dentinopulpar con distintos biomateriales combinados (**Figura 6**).



**Figura 6:** *Lavado de las cavidades con suero fisiológico.*

## A.- INTERFACES DE SELLADO DENTINOPULPAR CON DIFERENTES BIOMATERIALES.

Para este estudio se emplearon 20 molares, 5 por cada material (**Figura 7**), cuyas preparaciones cavitarias fueron obturadas, siguiendo en cada biomaterial las indicaciones de los fabricantes, con:

- a) EQUIA™ Fil (GC Corporation, Japan) (**Figura 8**).
- b) Biodentine® (Septodont, Francia) (**Figura 9**).
- c) MTA (Angelus White, Brasil) (**Figura 10**).
- d) Dycal (Dentsply, USA) (**Figura 11**).



**Figura 7:** *Materiales a analizar.*

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**



**Figura 8:** *EQUIA™ Fil* (GC Corporation, Japan).

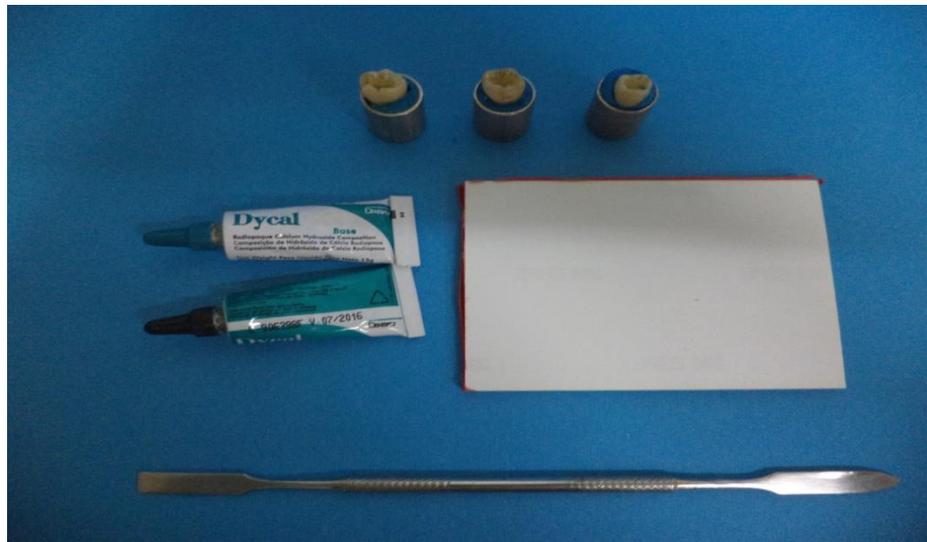


**Figura 9:** *Biodentine®* (Septodont, Francia).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**



**Figura 10:** *MTA (Angelus White, Brasil).*



**Figura 11:** *Dycal (Dentsply, USA).*

## B.- INTERFACES DE SELLADO DENTINOPULPAR CON DISTINTOS BIOMATERIALES COMBINADOS.

Para este estudio se emplearon 15 molares, 5 por cada biomaterial, cuyas preparaciones cavitarias, fueron obturadas con distintos protectores dentinopulpares, (Biodentine®, MTA Angelus White y Dycal) y restauradas con EQUIA™ Fil GC Corporation (Japan).

Previa aplicación de las cápsulas predosificadas de EQUIA™ Fil, como limpiador cavitario se empleó GC Cavity Conditioner (GC Corporation Japan), por frotado con un microbrush, lavadas con agua presurizada durante 5 segundos y aireadas por 5 segundos con aire a presión frío y deshumidificado. El GC Cavity Conditioner contiene 20.0% de ácido poliacrílico y cloruro de aluminio hexahidratado, tiene por función de acuerdo con los fabricantes, eliminar el smear layer y sellar los túbulos dentinarios.

EQUIA™ Fil (GC Corporation Japan), fue preparado de acuerdo con las indicaciones del fabricante en un amalgamador computarizado de ultra alta velocidad por un lapso de 8 segundos a 6.000rpm Automix Computerized Mixed System, Kerr Co. USA; la cápsula tomada del amalgamador fue ubicada en el GC Capsule Applier y presionada para inyectar en un solo bloque con un espesor de capa de  $\pm 3.0$ mm. Después del pulido, EQUIA™ Fil fue recubierto superficialmente con EQUIA™ Coat (GC Corporation Japan), basado en resina polimérica con alta carga inorgánica y nanoparticulada, que protege al cemento ionomérico clínicamente durante un año para que madure y se integre **(Figuras 12, 13 y 14)**.

Los grupos quedaron conformados de la siguiente manera:

- a) Biodentine®, Septodont + EQUIA™ Fil, GC Corporation.
- b) MTA Angelus White, Brasil + EQUIA™ Fil, GC Corporation.
- c) Dycal, USA + EQUIA™ Fil, GC Corporation.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**



**Figura 12:** *EQUIA™ Fil GC Corp. (Japan).*



**Figura 13:** *Amalgamador computarizado de ultra alta velocidad (Automix Computerized Mixed System, Kerr Co. USA).*

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**



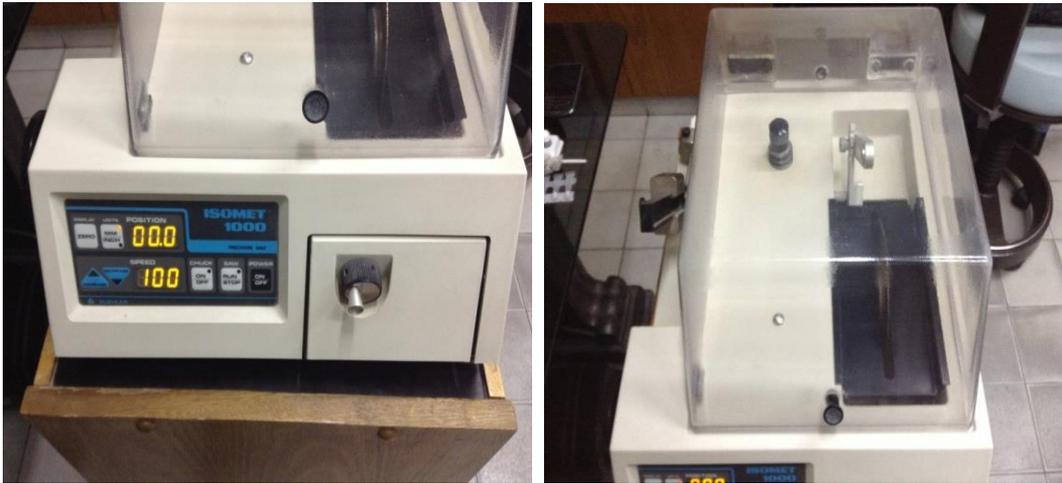
**Figura 14:** EQUIA Coat (GC Corporation Japan).

Los dientes así preparados en los distintos grupos, fueron conservados en saliva artificial NAF (Laboratorios NAF, Argentina), a 37° Celsius por 7 días (**Figura 15**). Posteriormente los dientes fueron cortados en sentido buco-lingual, en láminas de 250µm con Isomet 1000 (Buehler Co. USA), con profusa refrigeración acuosa, con una presión sobre el corte de 150g y una velocidad 700rpm; (**Figuras 16, 17 y 18**), ulteriormente se efectuó un pulido fino con discos de carburo de silicio de granulometría decreciente y platos rotatorios con partículas de diamante de 0,5µm Buehler Co. (USA) a través de una pulidora metalográfica Praxis 01 (Argentina) (**Figuras 19, 20 y 21**).

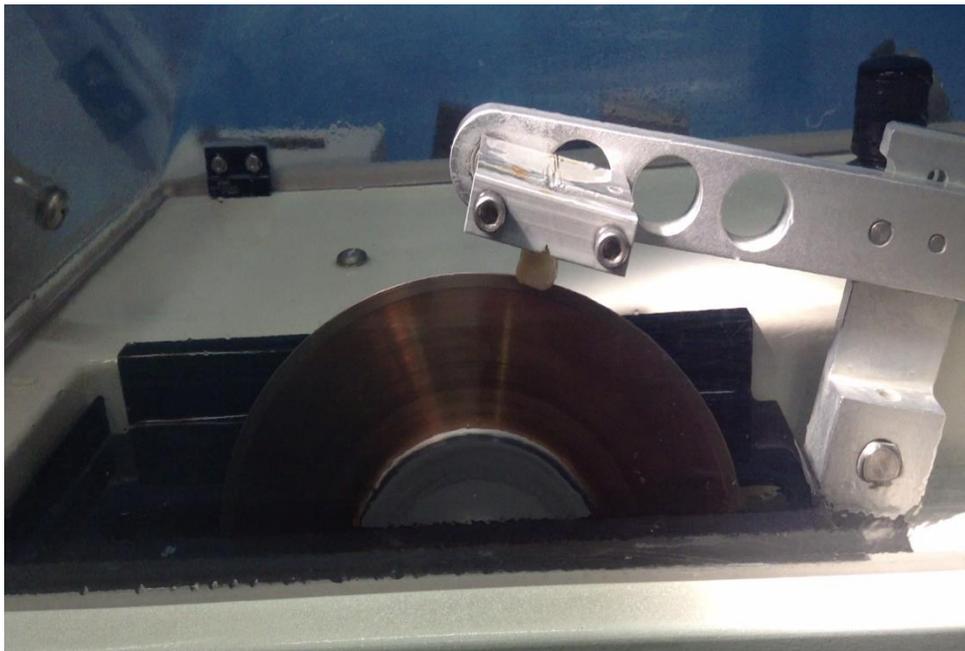


**Figura 15:** Conservación de los dientes en saliva artificial NAF a 37° Celsius.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**



**Figura 16:** *Isomet 1000 (Buehler Co. USA).*



**Figura 17:** *Corte de los dientes en sentido buco-lingual.*

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**



**Figura 18:** Corte de los dientes en sentido buco-lingual en láminas de 250 $\mu$ m con Isomet 1000.



**Figura 19:** Pulidora metalográfica Praxis 01 (Argentina).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**



**Figura 20:** *Pulido fino con discos de carburo de silicio de granulometría decreciente.*



**Figura 21:** *Pulido fino.*

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Los cortes fueron sumergidos en una solución de fluoróforo Rodamina B al 0.1% (Sigma-Aldrich Inc., USA), a 37° Celsius por un lapso de 120 minutos para su posterior observación mediante Microscopía Laser Confocal de Barrido por Reflexión, OLS4000 3D LEXT (Olympus, Japan) de FAMAF (Facultad de Matemática Astronomía y Física, UNC) (**Figura 22**).

Las imágenes obtenidas fueron procesadas con analizador de imágenes Olympus Fluoview 3.1 Viewer FV1000 (Japan), (**Figura 23**). En cada grupo se efectuaron 5 mediciones sobre la pared pulpar cavitaria y Los valores obtenidos se sometieron a análisis estadístico de Varianza ANOVA y a la prueba de múltiple comparación de Kruskal-Wallis.



**Figura 22:** *Microscopio confocal (Olympus, Japan)*



**Figura 23:** *Analizador de imágenes (Olympus, Japan)*

Concluido este estudio no destructivo, dos dientes de cada grupo fueron randomizados y metalizados en el Metalizador Quorum Q150T ES, Turbo- Pumped Sputter Coater/Carbon Coater (Quorum Technologies Ltd, England), con una capa de carbono de 0.02µm depositada por vaporización de grafito. Las muestras fueron observadas y evaluadas con Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo FEG SEM (Zeiss Sigma, Germany) (**Figura 24**).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**



**Figura 24:** Metalizador Quorum Q150T ES.



**Figura 24:** Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo EDS FEG SEM SIGMA (Zeiss, Germany).

## C.- ANÁLISIS DE BIOCOMPATIBILIDAD *IN VITRO* DE LOS DISTINTOS BIOMATERIALES UTILIZADOS

Con el objeto de evaluar la biocompatibilidad de los biomateriales empleados en este estudio, hemos utilizado un modelo experimental *in vitro* de cultivos celulares realizando análisis morfológico y de actividad metabólica.

Las líneas celulares que se han utilizado en estudios experimentales de biocompatibilidad han sido de distinta naturaleza y origen, destacando: fibroblastos de ratón 3T3 (Ratanasathien et al., 1995), células odontoblastoides MDPC-23 (Costa et al., 1999), L929 (Kanga et al., 2001), células pulmonares A549 y L2 (Kehe et al., 2001), células de pulpa humana (Spagnuolo et al., 2004a) y la línea celular monoblástica humana U937 (Rodríguez, 2005).

### **Cultivo Celular. Obtención de la muestra**

Como modelo experimental se utilizó células fibroblásticas de tejido gingival humano obtenidas de pacientes clínicamente sanos tratados en el Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Virgen de las Nieves de Granada (España) que previamente han leído y aceptado el consentimiento informado, que se adjunta.

Las muestras fueron divididas en cinco grupos experimentales:

Grupo 1: Control Tritón X al 2.0 % (CT) (Grupo control negativo).

Grupo 2: Medio de cultivo DMEM (CM) (Grupo control positivo).

Grupo 3: Cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad (EQUIA™ Fil).

Grupo 4: Cemento de silicato tricálcico (Biodentine® Septodont).

Grupo 5: Hidróxido de Calcio Fraguable (Dycal).

Los biomateriales empleados, se mezclaron de acuerdo con las indicaciones del fabricante y en su estado fluido y brillante se colocaron en moldes siliconados con apertura de 2mm de diámetro por 1mm de espesor para la confección de pastillas de estos biomateriales.

Los fibroblastos gingivales humanos se cultivaron en placas de 24 pocillos a una concentración de 20000 células/500µl de medio de cultivo DMEM, con 10.0%

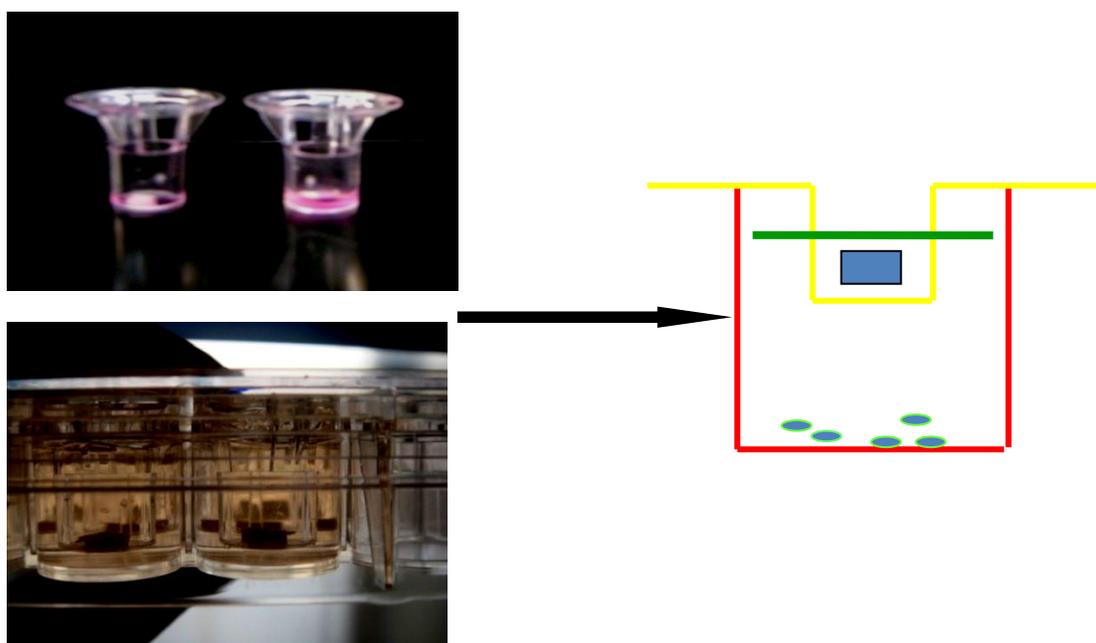
**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

FBS y antibióticos. Las células fueron incubadas a 37°Celsius con un 5.0% de dióxido de carbono durante 24 horas (**Figura 24**).



**Figura 24:** Molde siliconado y pastilla de biomaterial. Cultivo celular con placa de 26 pocillos con células.

Posteriormente se procedió a la colocación de un inserto en cada pocillo, el cual poseía una membrana en su base y es donde se apoyaron cada una de las pastillas de los biomateriales objeto de estudio. Por último, se añadió 1500µl de medio para que fluya por los insertos cubriendo también las pastillas. Las células sometidas a la acción de los distintos biomateriales fueron analizadas a las 72 horas (**Figura 25**).



**Figura 25:** Inserto (Amarillo) con pastilla (Azul) que apoya en su membrana. En la base del pocillo (Rojo) el cultivo de células (Círculos Azules).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Cumplido ese tiempo los distintos grupos experimentales fueron sometidos a distintos análisis de viabilidad celular:

**a) Análisis morfológico**

Para la observación de las muestras y su análisis morfológico se utilizó microscopía óptica. Para ello, se retiró parte del medio de cultivo y la morfología celular fue analizada en un Microscopio Óptico Nikon Japan Optifhot-2.

**b) Análisis de actividad metabólica**

Para este análisis se utilizó la técnica de WST-1 (sales de tetrazolium / formazan) la que nos permite medir de una forma directa la viabilidad. También nos posibilita, pero de una manera indirecta, medir la proliferación celular. Se trata de un ensayo colorimétrico, no radiactivo, de cuantificación espectrofotométrica que se basa en la degradación de las sales de tetrazolium a sales de formazan, mediante la acción de las deshidrogenasas mitocondriales, que se producen de forma natural cuando las células son viables. La cantidad de formazán producida durante el ensayo, evalúa mediante medidas de absorbancia en un espectrofotómetro, y esto se relaciona con el número de células viables, es decir, el número de células metabólicamente activas dentro del cultivo.

Se midió la densidad óptica a 450nm con un lector para ensayos inmunoenzimáticos (ELISA, por sus siglas en inglés). Con los valores de absorbancia obtenidos por el lector de ELISA de los compuestos en estudio a las diferentes concentraciones, y la de los controles, se logró determinar el porcentaje de viabilidad celular a través de la siguiente fórmula matemática:

$$\% Viabilidad = \frac{Abs\ analito - Abs\ control (-)}{Abs\ control (+) - Abs\ control (-)} \cdot 100$$

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

**Estudio estadístico** Para determinar diferencias globales entre todos los grupos experimentales y para identificar las diferencias entre dos grupos concretos se empleó la prueba de Kruskal-Wallis ( $p < 0.05$ ). A tal fin se contó con el asesoramiento del Ing. Luis Crohare.

**INFRAESTRUCTURA DISPONIBLE**

Los trabajos de biocompatibilidad se desarrollaron en los laboratorios del Departamento de Histología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Granada, España (Anexo 2).

Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar



Anexo 1

Cátedra de Cirugía II “B” y Cirugía III. Facultad de Odontología. UNC

**Marque con un círculo la respuesta correspondiente**

- |          |  |           |   |
|----------|--|-----------|---|
| 1. SI NO | Cree Ud. que goza de buena salud?  | 6. SI NO  | Sufre algún dolor, ¿desde cuándo?   |
| 2. SI NO | Ha padecido de variación en su peso?<br>Cuantos kilos y en que tiempo?   | 7. SI NO  | Hepatitis, otras enfermedades hepáticas?                                  |
| 3. SI NO | Ha tenido alguna internación?  | 8. SI NO  | Tuvo problemas estomacales,<br>gastritis, úlceras, hemorragias?           |
| 4. SI NO | Está bajo tratamiento médico?<br>Fecha último examen.....<br>Nombre del Médico.....<br>Servicio de emergencia.....                           | 9. SI NO  | Alergias a drogas, comidas<br>Medicamentos ú otras.<br>Sufre de diabetes? |
| 5. SI NO | Tuvo accidentes o problemas con<br>tratamientos dentales?<br>Nombre del odontólogo.....<br>Domicilio.....<br>Teléfono.....<br>Domicilio..... | 10. SI NO | Enfermedades cardíacas?   |
|          |  | 11. SI NO | SIDA, HÍV, Infecciones?   |
|          |  | 12. SI NO | Tumores, Cáncer?  |
|          |  | 13. SI NO | Artritis, reumatismo, chagas<br>T.B.C.                                    |
|          |  | 14. SI NO | Anemia, enfermedades de la<br>de la sangre. Usa lentes de contacto?       |

**CONSENTIMIENTO INFORMADO**

El Profesor Asistente, Odontólogo ..... me ha dado una pormenorizada explicación acerca de mi estado de salud bucal y de la naturaleza del procedimiento propuesto: ....., sus beneficios, sus riesgos, complicaciones y posibles cambios de plan de tratamiento, en el curso del mismo, sus alternativas, incluidas la de no hacer nada. ....

Me someto libre y voluntariamente para que el tratamiento sea efectuado por un alumno en proceso de formación, con la supervisión docente, comprometiéndome a cumplir las indicaciones dadas, y que también se han confeccionado, en la receta por separado. ....

Que he podido reflexionar y he entendido lo suficiente acerca de lo expuesto, a la vez que he podido formular todas las preguntas que tanto yo como mis familiares directos hemos querido hacer para aclarar todas las dudas surgidas. .... Entiendo y comprendo los riesgos que puede ocasionar que el procedimiento propuesto sea practicado por un estudiante en formación, riesgo que asumo voluntariamente. Entiendo y comprendo que no hay garantías de resultado. ....

Además he sido adecuadamente informado/a sobre el impacto que tiene el trabajo con piezas dentales en la enseñanza, la investigación y el significativo aporte que conlleva para la mejora de la salud de la población. Con conocimiento y libertad expreso mi voluntad de donar a la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba la/s pieza/s dental/es que me han sido extraídas en la Cátedra.....de la misma Facultad. ....

Asimismo, he sido adecuadamente informado/a que mis datos personales serán incluidos en un fichero, con las garantías en orden al almacenamiento, ordenación, conservación y protección de la Ley Nacional 25.326 de Habeas Data. ....

Por todo lo expuesto, autorizo al Profesor Asistente Odontólogo ..... y al estudiante en formación que éste me designe para llevar a cabo el procedimiento propuesto. ....

En la ciudad de Córdoba, a los ..... días del mes de ..... de 201....

.....  
Firma del Paciente o Representante Legal

.....  
Aclaración

.....  
Tipo y N° de Documento



**Hospital Universitario Virgen de las Nieves de Granada (España)**

Este documento tiene como finalidad dejar constancia de que usted ha otorgado su consentimiento para su inclusión en el estudio: "ESTUDIO COMPARATIVO SOBRE LA EFECTIVIDAD DE DIFERENTES MATERIALES EMPLEADOS EN LA PROTECCIÓN Y CONSERVACIÓN DEL COMPLEJO DENTINOPULPAR".

Antes de firmar este documento, usted debe haber sido informado de forma verbal y por escrito sobre dicho estudio.

CONSENTIMIENTO:

El objetivo de este estudio es analizar el comportamiento de distintos materiales utilizados en odontología sobre células provenientes de pequeñas muestras de mucosa bucal procedente de pacientes intervenidos quirúrgicamente mediante anestesia local. En ningún caso se extraerá más tejido que el estrictamente necesario para llevar a cabo la cirugía prevista en cada paciente, por lo que las muestras a utilizar en el estudio corresponderán siempre a tejido sobrante que habitualmente se desecha durante el curso de la intervención quirúrgica que el paciente tiene programada. En ningún caso se obtendrá más tejido que el estrictamente necesario para el tratamiento programado en el paciente.

El tejido obtenido en este estudio no será utilizado con otros fines diferentes a los descritos.

Manifiesto que estoy conforme con mi inclusión en el estudio propuesto, y que he recibido y comprendido satisfactoriamente toda la información, tanto de la hoja informativa como de las preguntas que he creído convenientes realizar por mi parte, y que mi participación es totalmente voluntaria.

Asimismo, se me ha informado sobre mi derecho a solicitar más información complementaria, a la confidencialidad de los datos obtenidos, y a retirar mi consentimiento en el momento que lo considere oportuno, sin necesidad de justificar mi voluntad y sin que de ello se derive ninguna consecuencia adversa para mi persona.

También manifiesto que he leído y comprendido toda la información sobre el estudio propuesto, dejando constancia de haber recibido la suficiente información sobre el estudio, y por tanto acepto mi inclusión en el mismo.

Datos del paciente:  
..... Firma.....

(Nombre y apellidos del paciente)

He sido informado por: Dr..... Fecha: ...../...../20.....

Yo, el abajo firmante, he explicado todos los detalles importantes de este estudio.

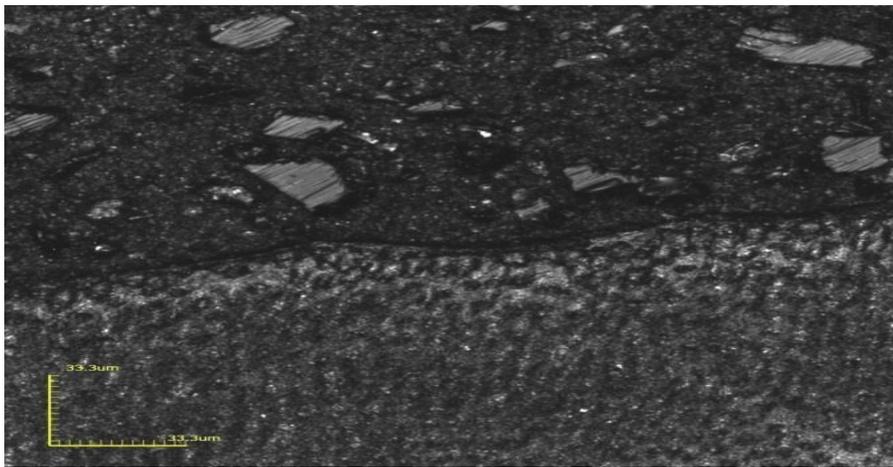
Firma del investigador..... Fecha: ...../...../20.....

## RESULTADOS

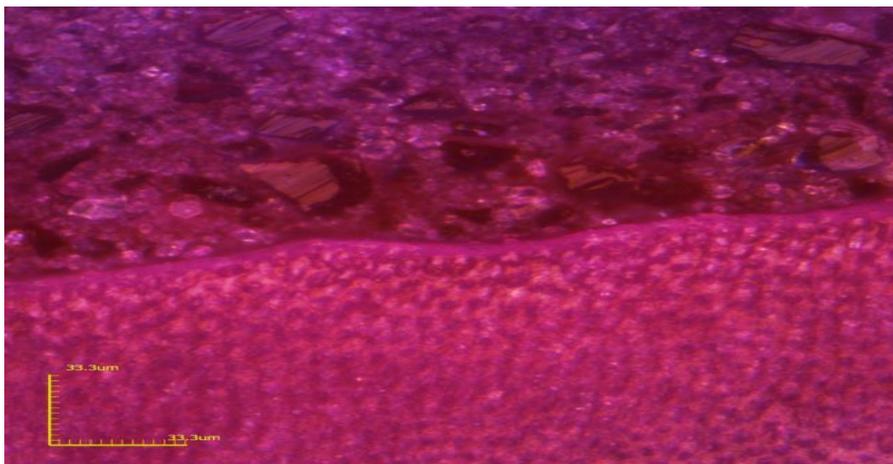
### A.- INTERFACES DE SELLADO DENTINOPULPAR CON DIFERENTES BIOMATERIALES.

#### Cemento de ionómero de vidrio (EQUIA™ Fil)

a) Al analizar la adhesión/adaptación a la pared pulpar cavitaria se pudo determinar que las interfaces dentina-cemento de Ionómero Vítreo EQUIA™ Fil mostraron una media 0,47 $\mu$ m. EQUIA™ Fil presentó en sus interfaces mínimas fracturas de tipo cohesivo (en la estructura del material), donde el sellado de los túbulos dentinarios no fue afectado (**Figuras 25, 26, 27 y 28**).

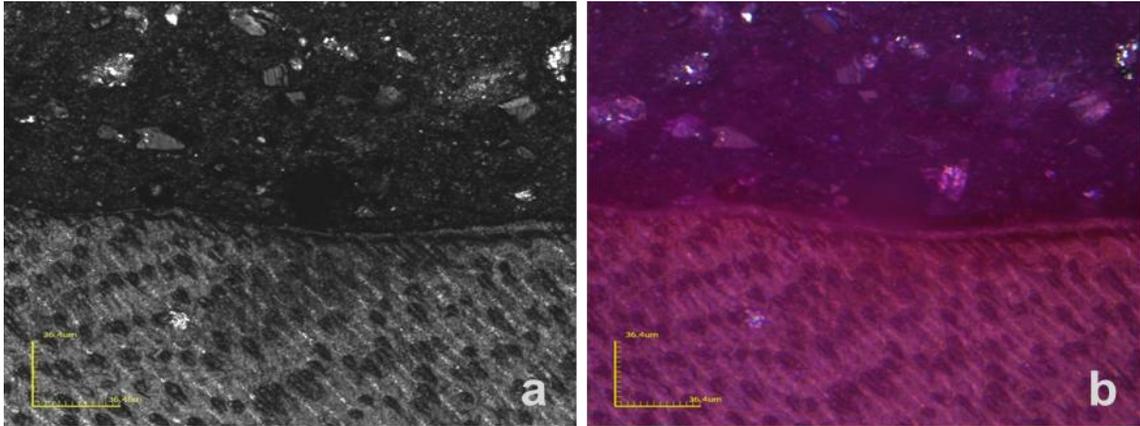


**Figura 25:** *Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina-cemento de ionómero de vidrio Equia™ Fil. Nótese la adecuada adaptación del material a la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050.*

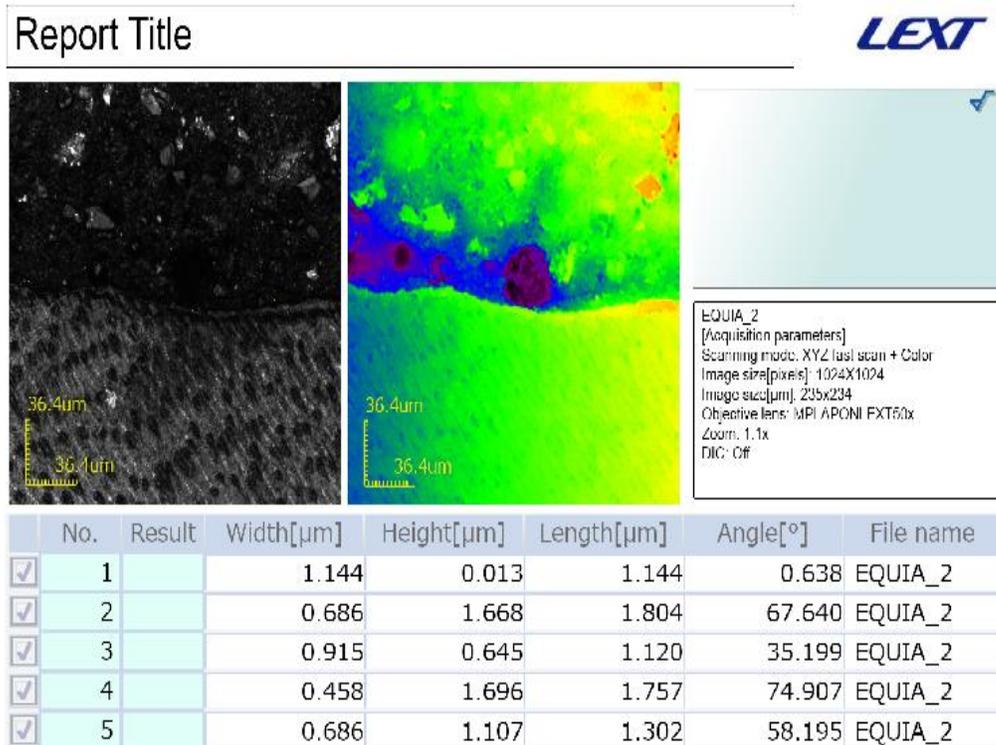


**Figura 26:** *Imagen de la figura anterior procesada con Rodamina B.*

## Cemento de ionómero de vidrio (EQUIA™ Fil)



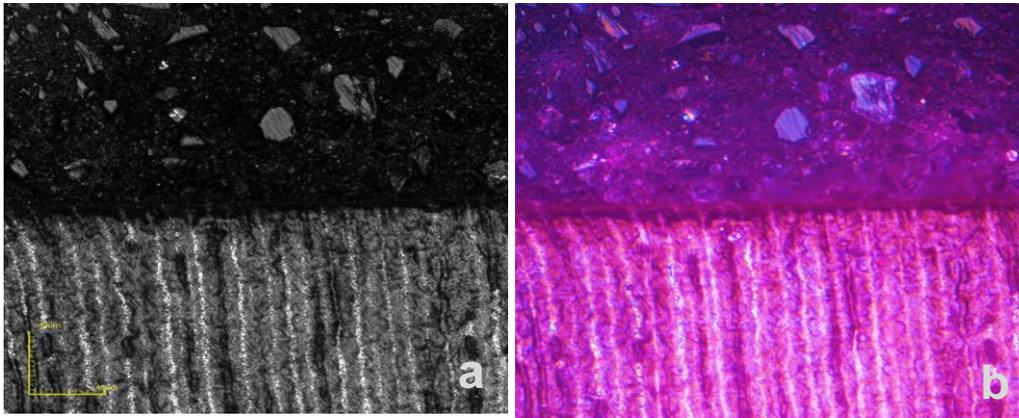
**Figura 27:** a.- Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina-cemento de ionómero de vidrio EQUIA™ Fil, se observa adecuada adaptación del material a la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



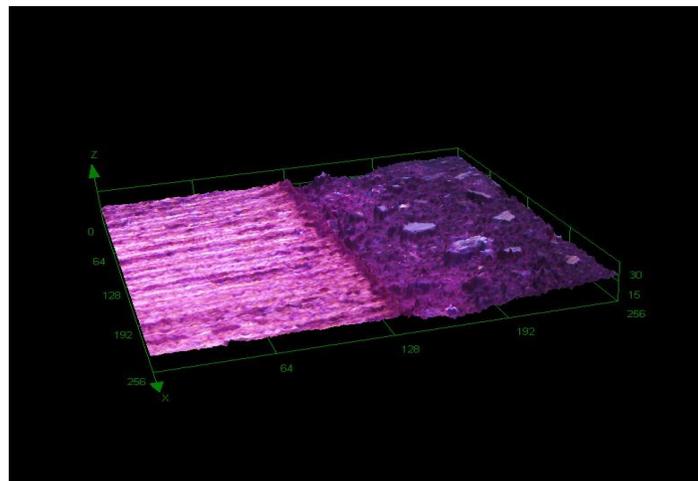
**Figura 28:** Reporte del Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina- cemento de ionómero de vidrio EQUIA™ Fil. Mediciones efectuadas sobre la pared pulpar cavitaria.

## Cemento de ionómero de vidrio (EQUIA™ Fil)

- b) Al medir las interfaces de dentina con cemento de ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad (EQUIA™ Fil) a la pared pulpar cavitaria arrojaron un valor mínimo de  $0,00\mu\text{m}$  con una máxima de  $1,25\mu\text{m}$ . (**Figuras 29 y 30**).



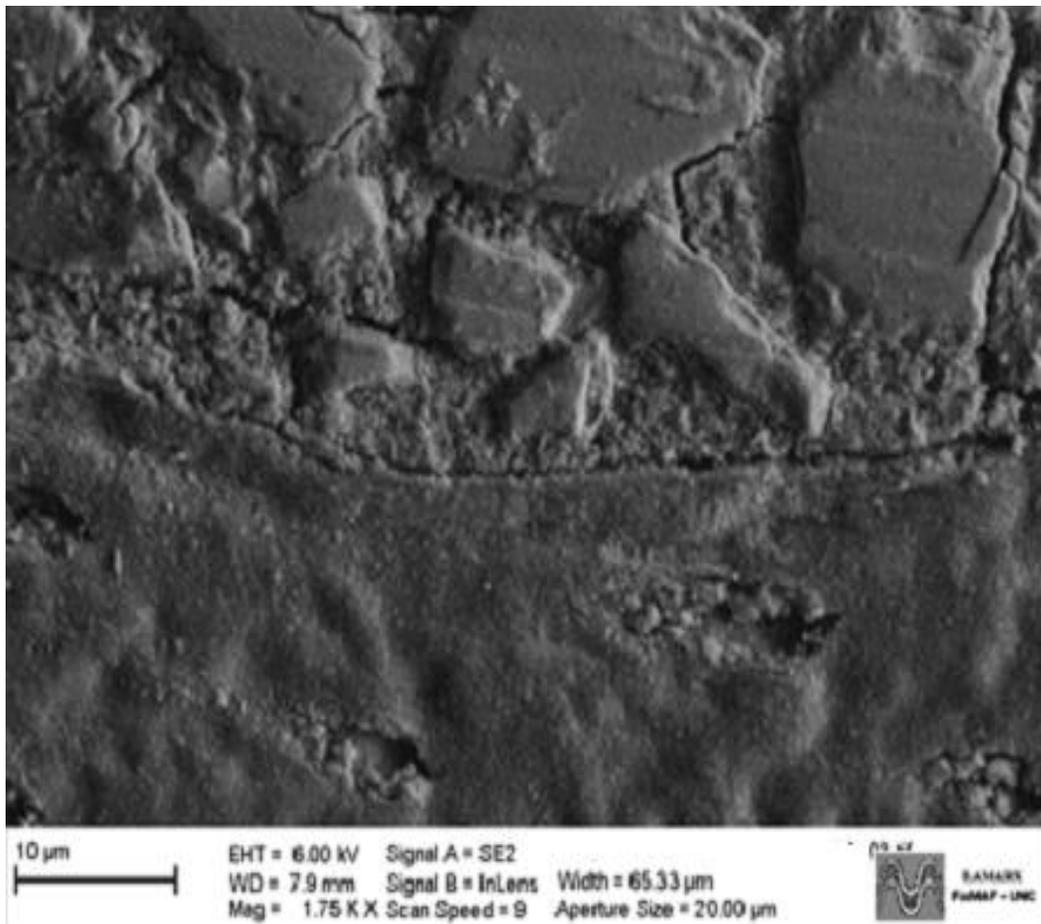
**Figura 29:** a.- Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina-cemento de ionómero de vidrio EQUIA™ Fil. Nótese la adecuada adaptación del material a la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



**Figura 30:** Imagen de la figura anterior con proyección tridimensional y procesada con Rodamina B.

## Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo FEG SEM (Zeiss, Germany)

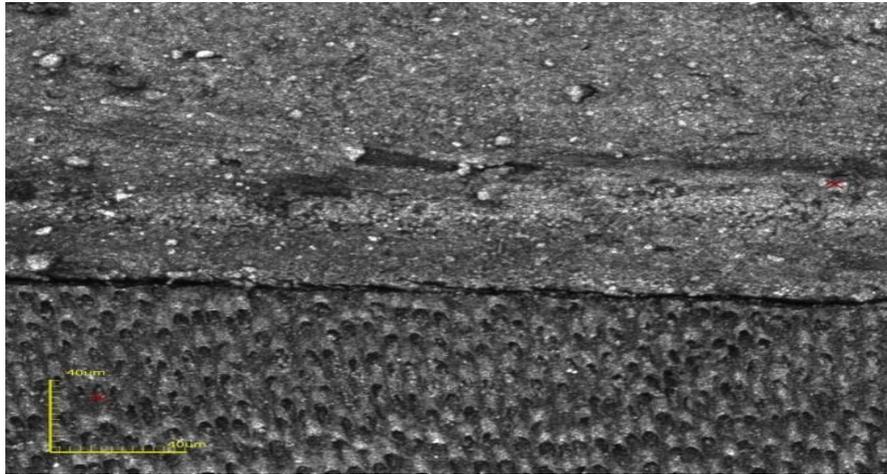
- c) Las interfaces de EQUIA™ Fil a la pared pulpar cavitaria visualizadas con FEG SEM no sufrieron modificaciones por la tecnología aplicada. En la **Figura 31** podemos observar una interfaz adaptada y con tendencia cero o nula.



**Figura 31:** Micrografía obtenida con FEG SEM, donde se analizó de la interfaz dentina-cemento de ionómero de vidrio EQUIA™ Fil. Nótese la adecuada adaptación del material a la pared pulpar cavitaria.

## Cemento de Silicato Tricálcico (BIODENTINE®)

- d) Al analizar la adhesión/adaptación a la pared pulpar cavitaria se pudo determinar que Biodentine® manifestó en sus interfaces fracturas de tipo cohesivo dentro del biomaterial, donde el sellado de la superficie de la dentina no fue afectado (**Figuras 32 y 33**).



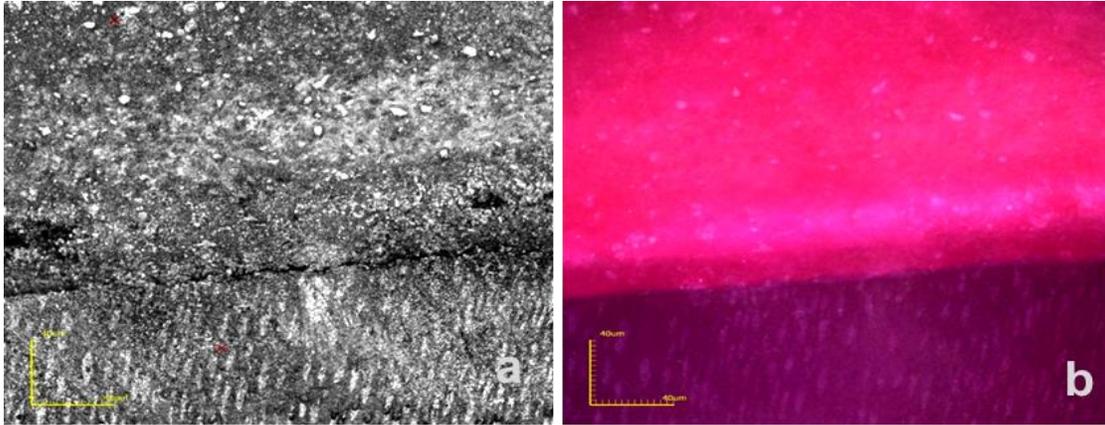
**Figura 32:** *Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina-Biodentine®. Nótese la adecuada adaptación del material a la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050.*



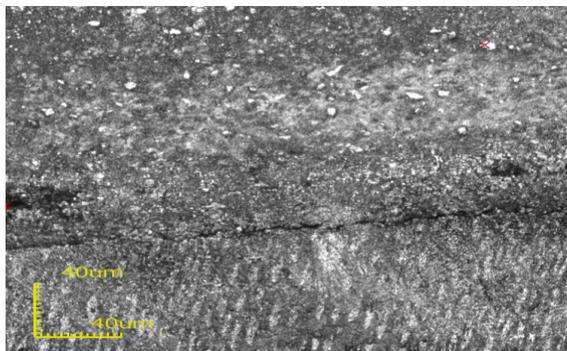
**Figura 33:** *Imagen de la figura anterior procesada con Rodamina B.*

## Cemento de Silicato Tricálcico (BIODENTINE®)

- e) Las interfaces dentina-Biodentine® fueron de un valor mínimo de 0,00µm con una máxima de 4,76µm y una media 1,98µm. (Figuras 34, 35,36 y 37).



**Figura 34:** a.- Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina- Biodentine®, Se observa adecuada adaptación del material a la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



User ID: ADMIN  
User name: Administrator  
Description: FIRST ADMINISTRATOR USER

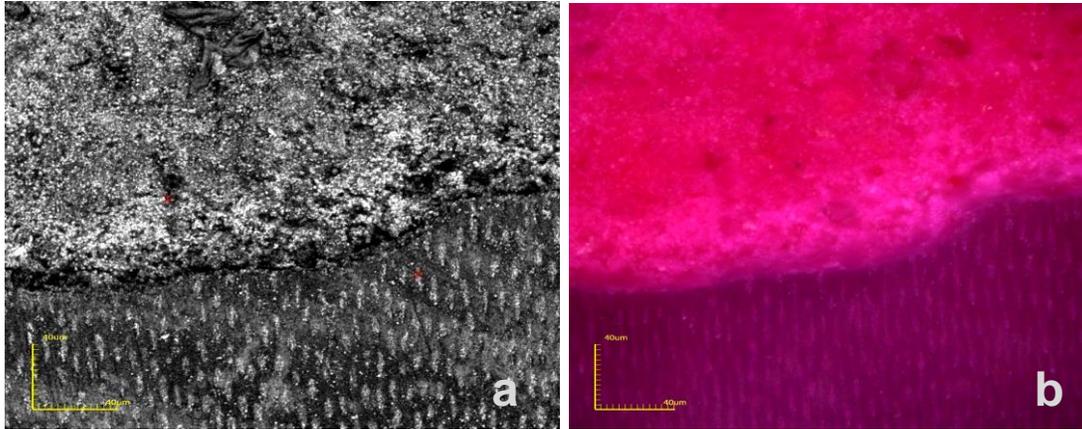
BIODENTINE\_01\_x50  
[Acquisition parameters]  
Scanning mode: XYZ fast scan + Color  
Image size[pixels]: 1024X1024  
Image size[µm]: 258x258  
Objective lens: MPLAPONLEXT50x  
Zoom: 1x  
DIC: Off

Comment

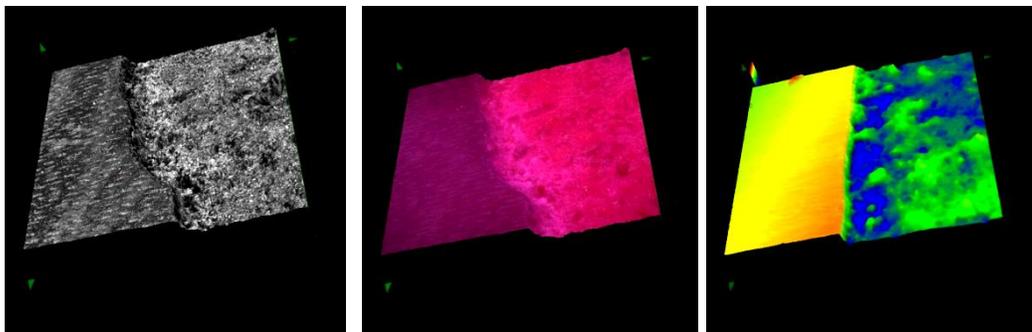
| No.             | Result | Width[µm] | Height[µm] | Length[µm] | Angle[°] | File name  |
|-----------------|--------|-----------|------------|------------|----------|------------|
| 1               |        | 1.007     | 4.648      | 4.755      | 77.780   | BIODENTINE |
| 2               |        | 1.007     | 2.798      | 2.974      | 70.216   | BIODENTINE |
| 3               |        | 0.755     | 0.764      | 1.074      | 45.329   | BIODENTINE |
| 4               |        | 1.007     | 0.808      | 1.291      | 38.751   | BIODENTINE |
| 5               |        | 0.252     | 0.431      | 0.499      | 59.696   | BIODENTINE |
| Count           |        | 5         | 5          | 5          | 5        | 5          |
| Average         |        | 0.805     | 1.890      | 2.118      | 58.355   |            |
| Min.            |        | 0.252     | 0.431      | 0.499      | 38.751   |            |
| Max.            |        | 1.007     | 4.648      | 4.755      | 77.780   |            |
| Range           |        | 0.755     | 4.217      | 4.257      | 39.029   |            |
| σ               |        | 0.328     | 1.803      | 1.738      | 16.384   |            |
| 3σ              |        | 0.984     | 5.408      | 5.215      | 49.153   |            |
| Tolerance       |        | Off       | Off        | Off        | Off      | Off        |
| Upper tolerance |        | 0         | 0          | 0          | 0        | 0          |
| Standard        |        | 0         | 0          | 0          | 0        | 0          |
| Lower tolerance |        | 0         | 0          | 0          | 0        | 0          |

**Figura 35:** Reporte del Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina - Biodentine®. Mediciones efectuadas sobre la pared pulpar cavitaria.

## Cemento de Silicato Tricálcico (BIODENTINE®)



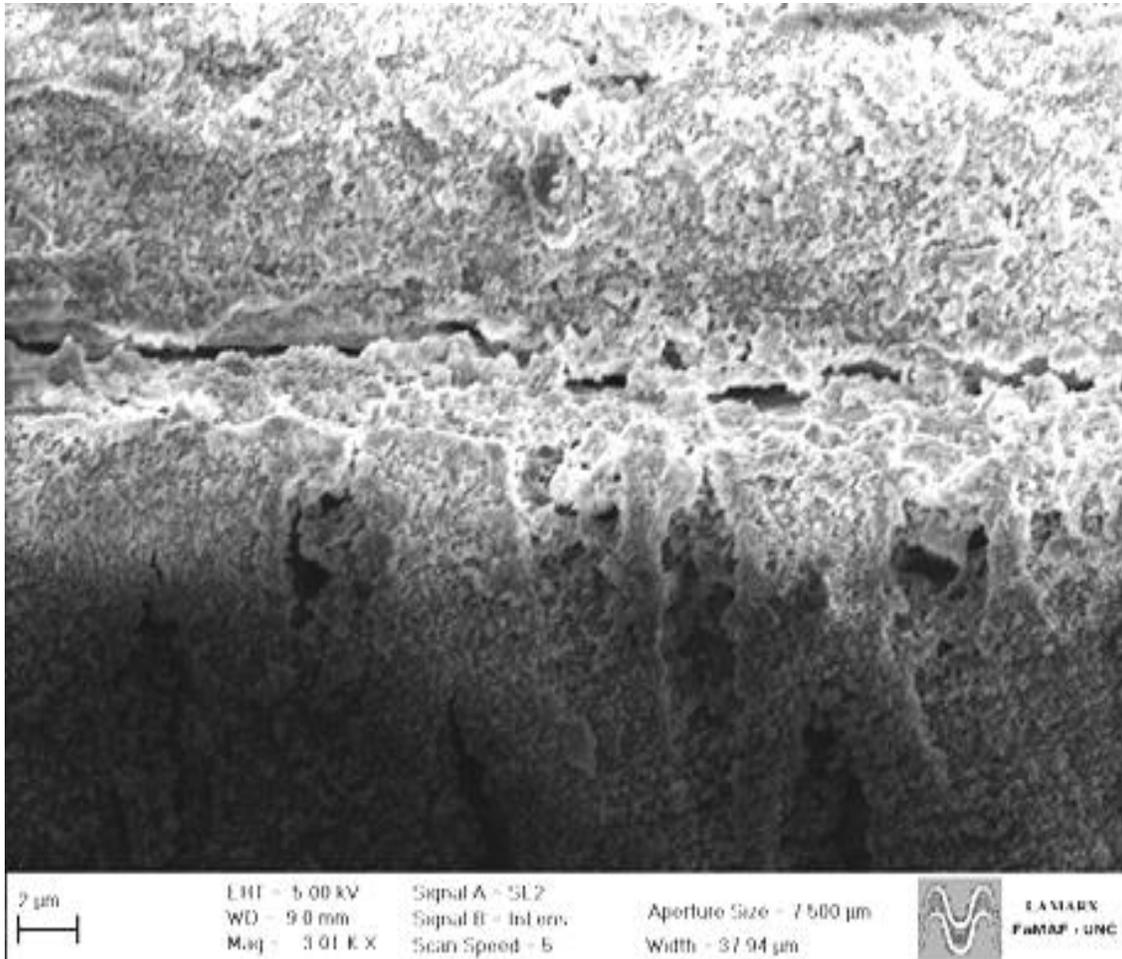
**Figura 36:** a.- Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina- Biodentine®. Nótese la adecuada adaptación del material a la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



**Figura 37:** Imágenes de la figura anterior con proyección tridimensional.

## Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo FEG SEM (Zeiss, Germany)

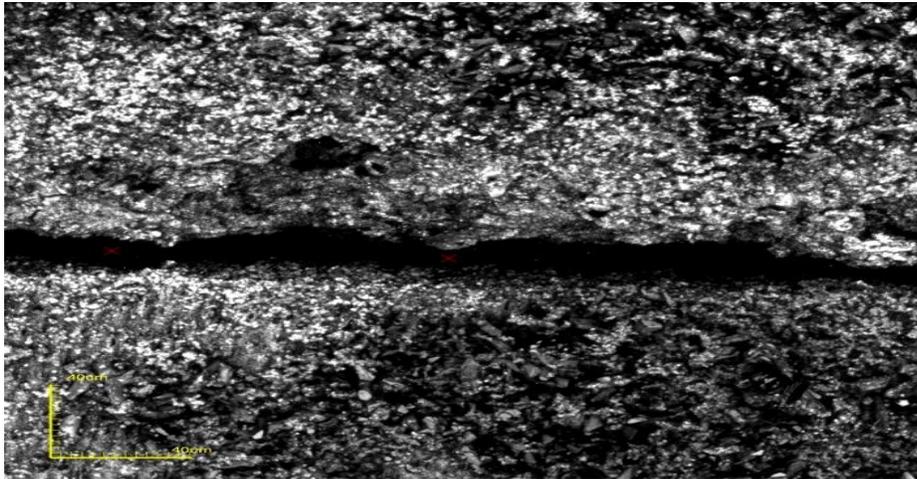
- f) Biodentine® manifestó en sus interfaces fracturas de tipo cohesivo, como se puede observar en la **Figura 38**, la misma se produce dentro del biomaterial, sin afectar el sellado de la superficie de la dentina.



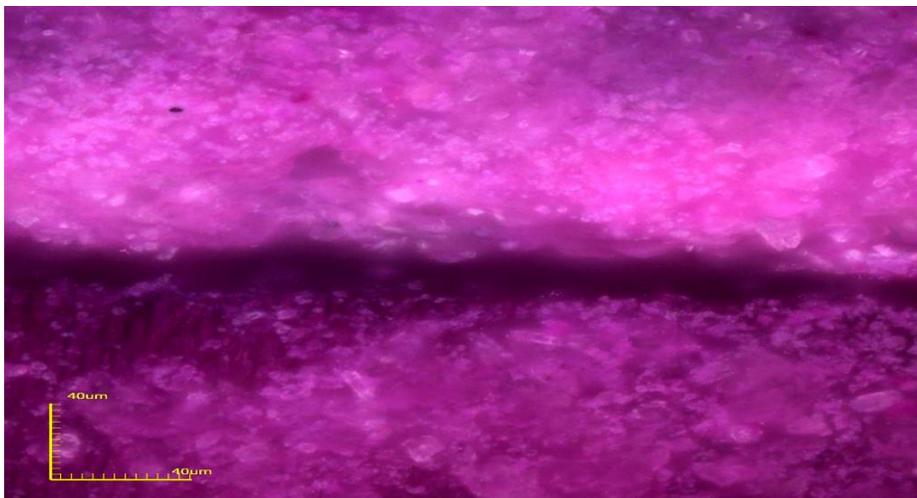
**Figura 38:** Micrografía obtenida con FEG SEM. Nótese la correcta adaptación entre Biodentine® y pared dentinaria.

## TRIOXIDO MINERAL AGREGADO (MTA)

- g) Al analizar la adhesión/adaptación a la pared pulpar cavitaria se pudo determinar que las interfaces dentina-MTA revelaron fracturas adhesivas (en la zona de unión del material y sustrato) y cohesivas, con falta de sellado de la superficie de la dentina (**Figuras 39, 40, 41 y 42**).

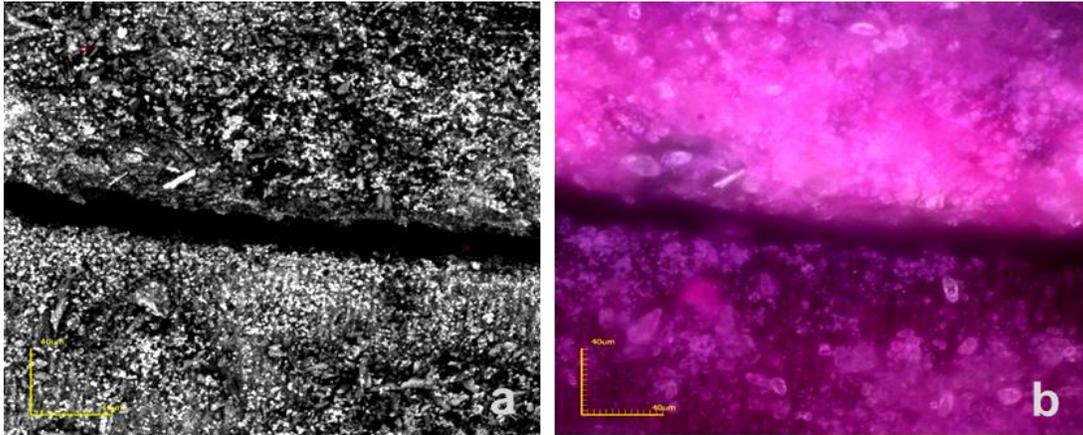


**Figura 39:** Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina- MTA. Nótese la desadaptación del material en la interfaz a la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050.

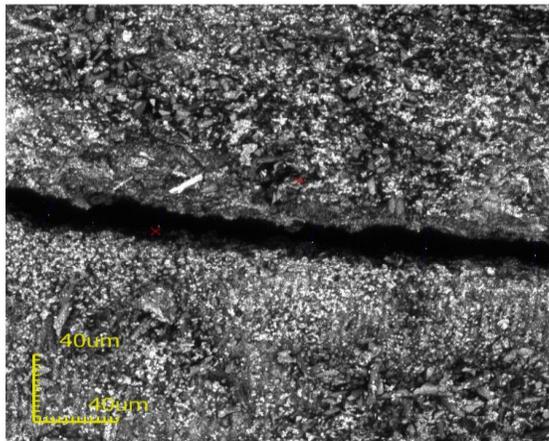


**Figura 40:** Imagen de la figura anterior procesada con Rodamina B.

## TRIOXIDO MINERAL AGREGADO (MTA)



**Figura 41:** a.- Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina- MTA. Nótese la desadaptación del material a la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



User ID: ADMIN  
User name: Administrator  
Description: FIRST ADMINISTRATOR USER

MTA\_01\_x50  
[Acquisition parameters]  
Scanning mode: XYZ fast scan + Color  
Image size[pixels]: 1024X1024  
Image size[µm]: 258x258  
Objective lens: MPLAPONLEXT50x  
Zoom: 1x  
DIC: Off

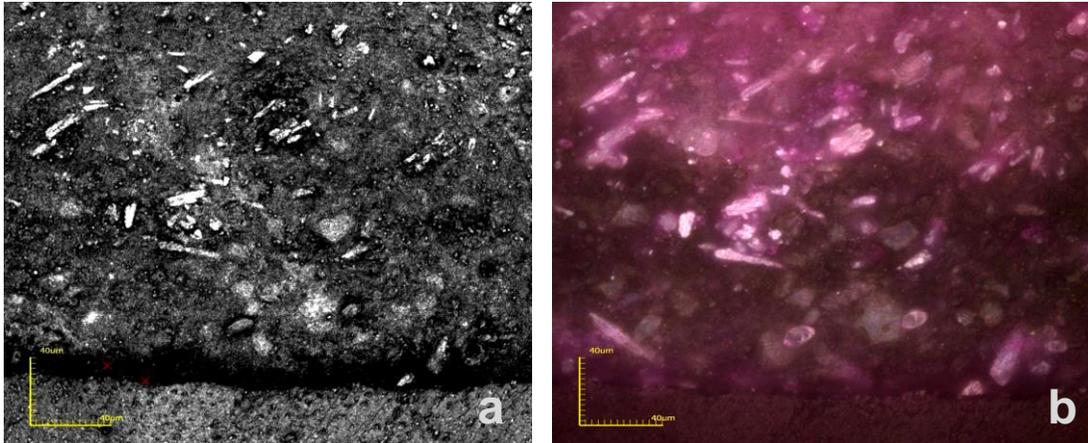
Comment

| No.                                 | Result | Width[µm] | Height[µm] | Length[µm] | Angle[°] | File name  |
|-------------------------------------|--------|-----------|------------|------------|----------|------------|
| <input checked="" type="checkbox"/> | 1      | 18.873    | 1.763      | 18.955     | 5.336    | MTA_01_x50 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 2      | 21.389    | 1.248      | 21.426     | 3.340    | MTA_01_x50 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 3      | 19.124    | 7.969      | 20.718     | 22.620   | MTA_01_x50 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 4      | 24.409    | 2.120      | 24.501     | 4.964    | MTA_01_x50 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 5      | 15.098    | 9.225      | 17.693     | 31.424   | MTA_01_x50 |
| Count                               |        | 5         | 5          | 5          | 5        | 5          |
| Average                             |        | 19.779    | 4.465      | 20.659     | 13.537   |            |
| Min.                                |        | 15.098    | 1.248      | 17.693     | 3.340    |            |
| Max.                                |        | 24.409    | 9.225      | 24.501     | 31.424   |            |
| Range                               |        | 9.311     | 7.977      | 6.807      | 28.085   |            |
| σ                                   |        | 3.435     | 3.811      | 2.600      | 12.720   |            |
| 3σ                                  |        | 10.304    | 11.432     | 7.801      | 38.160   |            |
| Tolerance                           |        | Off       | Off        | Off        | Off      | Off        |
| Upper tolerance                     |        | 0         | 0          | 0          | 0        | 0          |
| Standard                            |        | 0         | 0          | 0          | 0        | 0          |
| Lower tolerance                     |        | 0         | 0          | 0          | 0        | 0          |

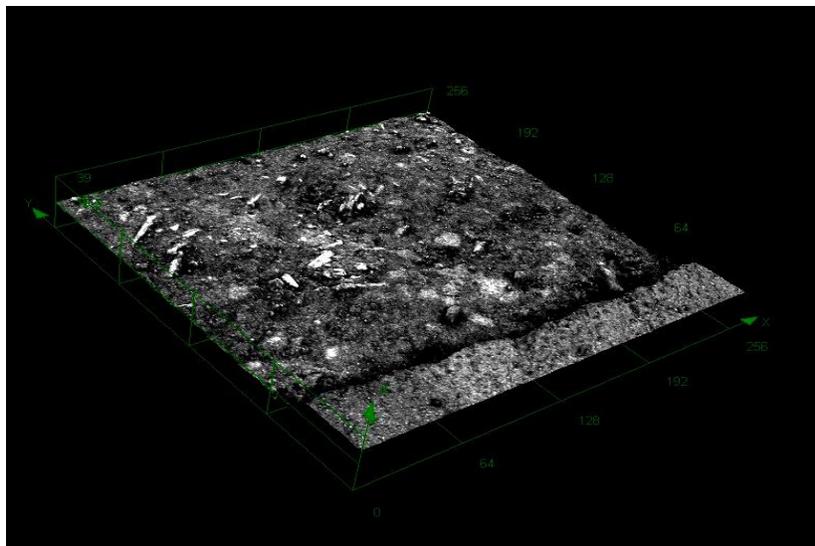
**Figura 42:** Reporte del Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina – MTA. Mediciones efectuadas sobre la pared pulpar cavitaria.

## TRIOXIDO MINERAL AGREGADO (MTA)

- h) MTA registró desadaptaciones con interfaces abiertas con un valor mínimo fue de  $9,03\mu\text{m}$  con una máxima de  $27,75\mu\text{m}$  y una media  $17,58\mu\text{m}$ . (Figuras 43 y 44).



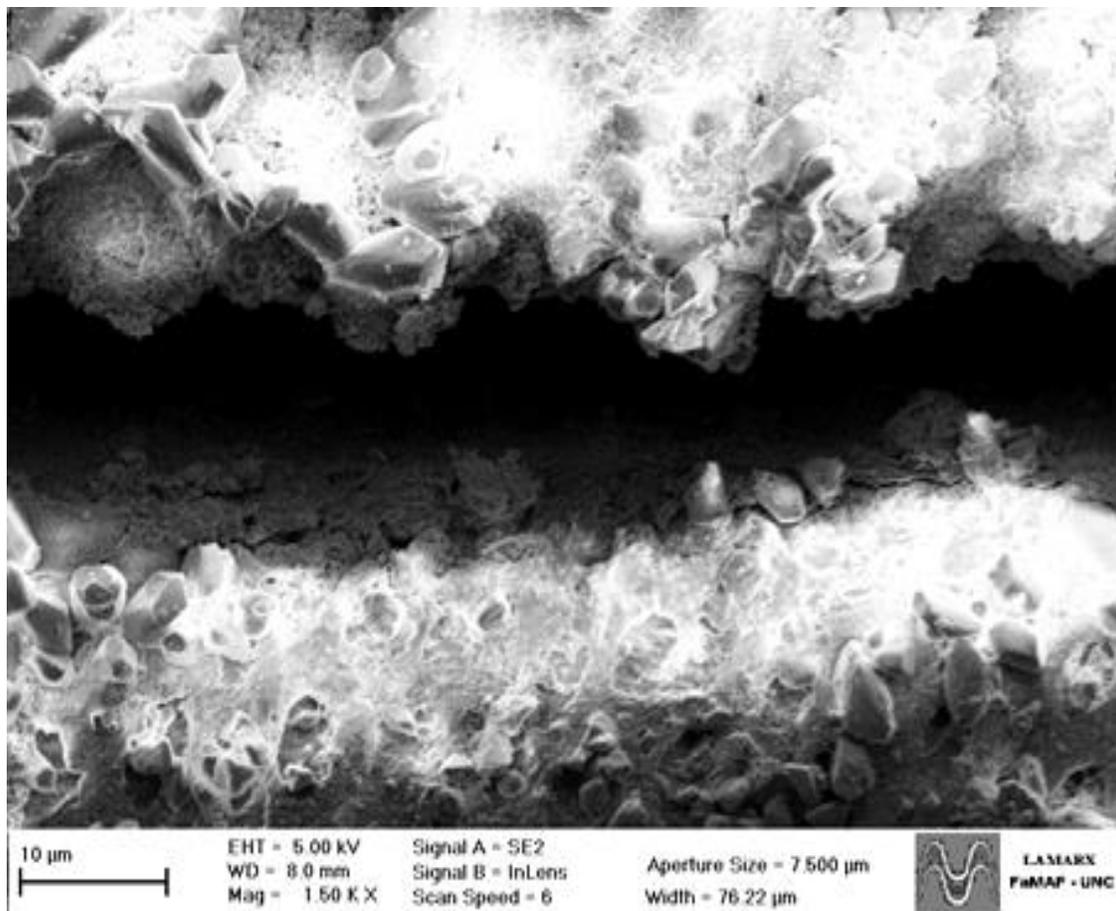
**Figura 43:** Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina- MTA. Nótese la desadaptación del material a la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



**Figura 44:** Imagen la figura anterior con proyección tridimensional

## Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo FEG SEM (Zeiss, Germany)

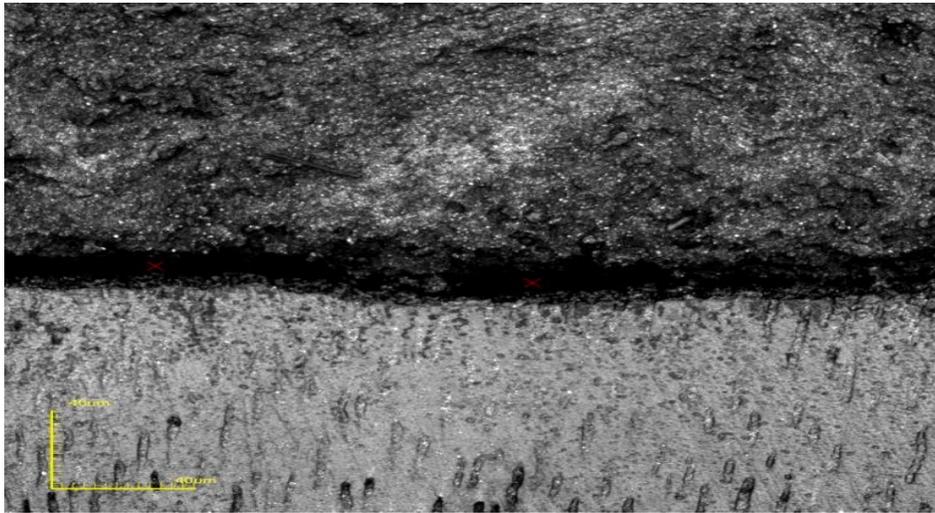
- i) El grupo MTA evidenció desadaptaciones interfácicas. En la **Figura 45** se observa una falta de sellado de la superficie de la dentina, registrando una interfaz abierta del biomaterial con la pared dentinaria.



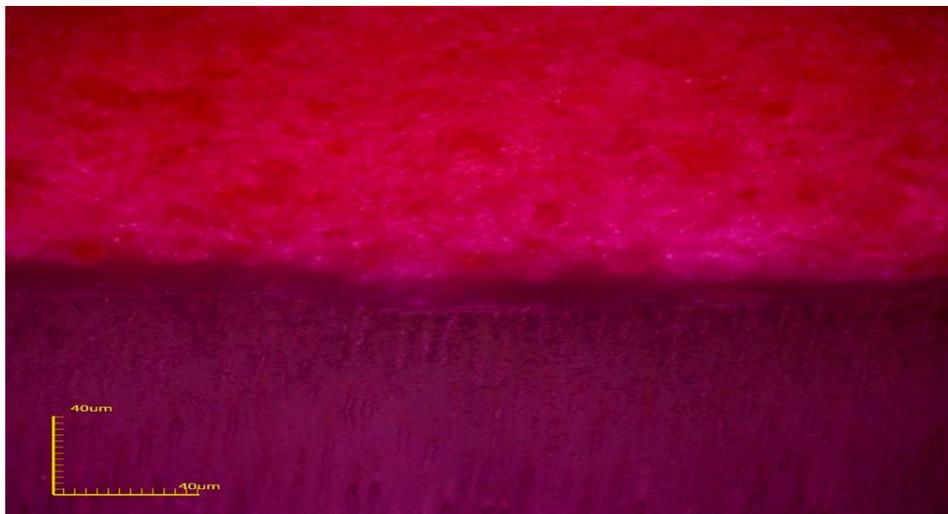
**Figura 45:** Micrografía con FEG SEM de MTA, donde se analizó la adhesión-adaptación del material. Nótese la separación de la interfaz MTA y dentina.

## Hidróxido de Calcio Fraguable (Dycal)

- j) Al analizar la adhesión/adaptación a la pared pulpar cavitaria se pudo determinar que las interfaces dentina-Dycal fueron de un valor mínimo de  $20,13\mu\text{m}$  con una máxima de  $30,35\mu\text{m}$  y una media  $24,54\mu\text{m}$ . (Figuras 46, 47, 48 y 49).

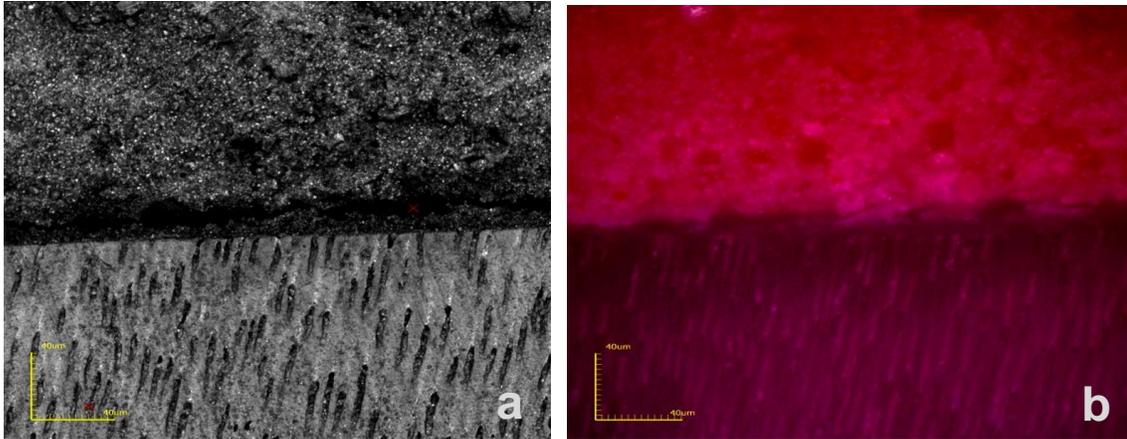


**46:** Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina-Dycal. Nótese la desadaptación del biomaterial a la pared pulpar cavitaria. OLS 4000 3D LEXT x1050.

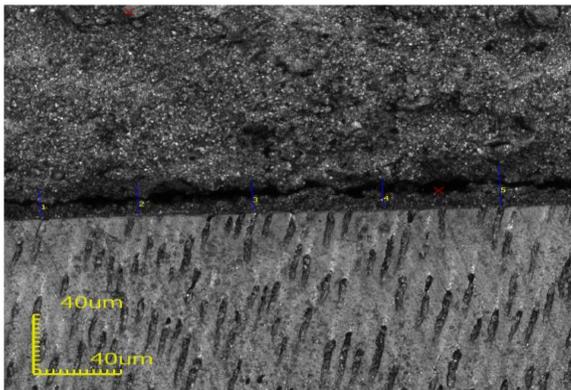


**Figura 47:** Imagen de la figura anterior procesada con Rodamina B.

## Hidróxido de Calcio Fraguable (Dycal)



**Figura 48:** a.- Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina- Dycal. Nótese la desadaptación del material a la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



User ID: ADMIN  
User name: Administrator  
Description: FIRST ADMINISTRATOR  
USER

DHCAL\_01\_B\_x50  
[Acquisition parameters]  
Scanning mode: XYZ fast scan + Color  
Image size[pixels]: 1024X1024  
Image size[µm]: 258x258  
Objective lens: MPLAPONLEXT50x  
Zoom: 1x  
DIC: Off

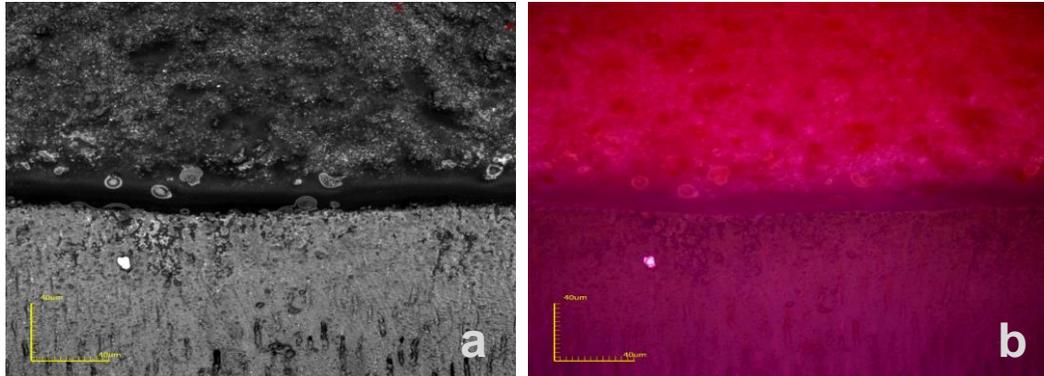
Comment

| No.             | Result | Width[µm] | Height[µm] | Length[µm] | Angle[°] | File name  |
|-----------------|--------|-----------|------------|------------|----------|------------|
| 1               |        | 20.131    | 12.494     | 23.693     | 31.826   | DHCAL_01_B |
| 2               |        | 19.879    | 16.198     | 25.643     | 39.174   | DHCAL_01_B |
| 3               |        | 19.879    | 13.311     | 23.924     | 33.805   | DHCAL_01_B |
| 4               |        | 19.376    | 13.732     | 23.748     | 35.325   | DHCAL_01_B |
| 5               |        | 26.674    | 14.274     | 30.253     | 28.153   | DHCAL_01_B |
| Count           |        | 5         | 5          | 5          | 5        | 5          |
| Average         |        | 21.188    | 14.002     | 25.452     | 33.656   |            |
| Min.            |        | 19.376    | 12.494     | 23.693     | 28.153   |            |
| Max.            |        | 26.674    | 16.198     | 30.253     | 39.174   |            |
| Range           |        | 7.297     | 3.704      | 6.560      | 11.021   |            |
| σ               |        | 3.079     | 1.389      | 2.802      | 4.089    |            |
| 3σ              |        | 9.236     | 4.168      | 8.407      | 12.268   |            |
| Tolerance       |        | Off       | Off        | Off        | Off      | Off        |
| Upper tolerance |        | 0         | 0          | 0          | 0        | 0          |
| Standard        |        | 0         | 0          | 0          | 0        | 0          |
| Lower tolerance |        | 0         | 0          | 0          | 0        | 0          |

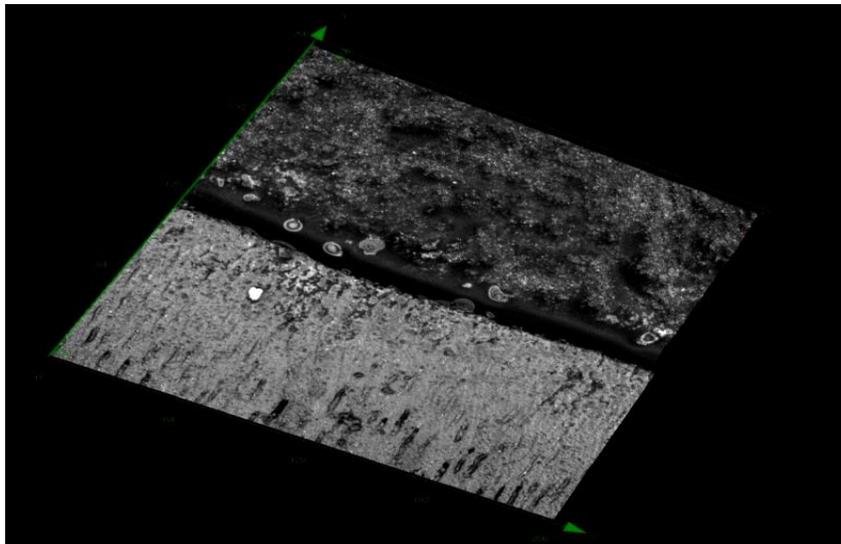
**Figura 49:** Reporte del Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina – Dycal. Mediciones efectuadas sobre la pared pulpar cavitaria.

## Hidróxido de Calcio Fraguable (Dycal)

- k) Dycal fue el grupo que exhibió las mayores desadaptaciones en sus interfaces. Los resultados de nuestro estudio demuestran que Dycal presentó fracturas adhesivas, con falta de sellado de la superficie dentinaria (Figuras 50 y 51).



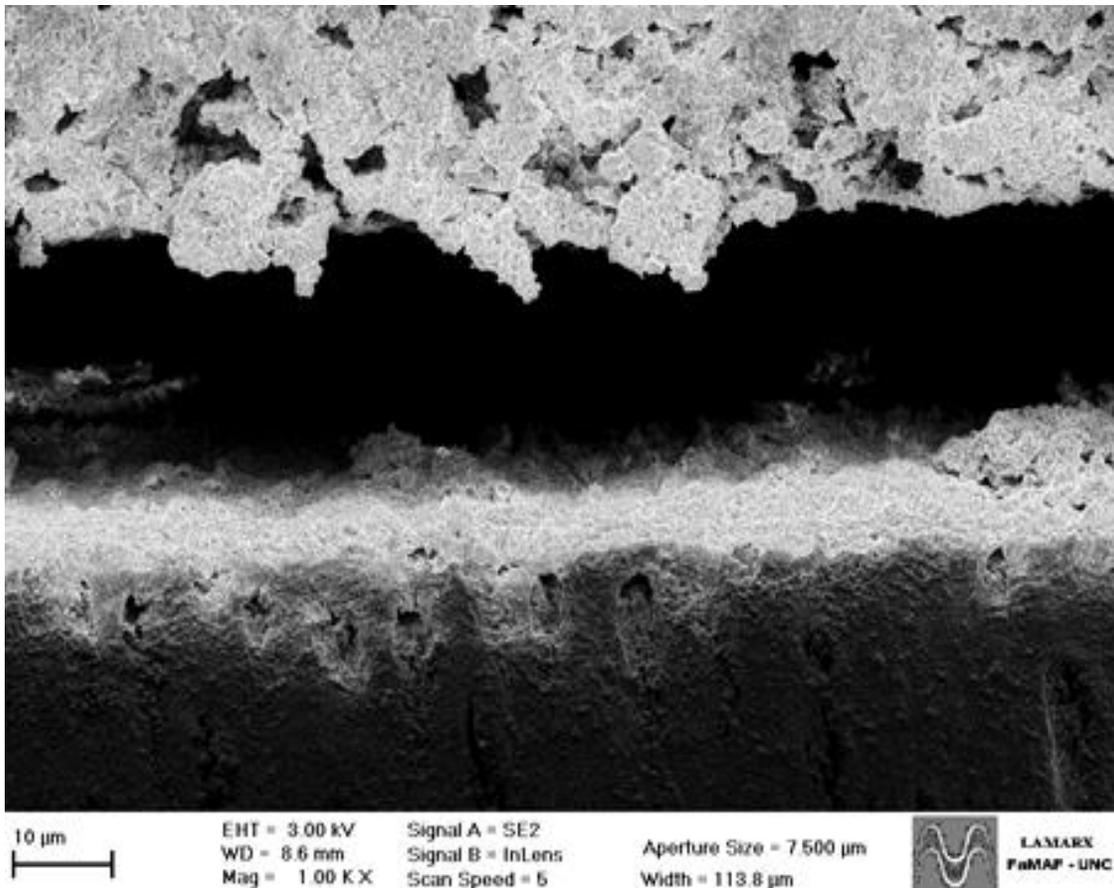
**Figura 50:** Micrografía con Microscopio Laser Confocal de Barrido por Reflexión de la interfaz dentina- Dycal. Nótese la desadaptación del material con la pared pulpar cavitaria. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



**Figura 51:** Imagen de la figura anterior con proyección tridimensional.

## Microscopio Electrónico de Barrido de Emisión de Campo FEG SEM (Zeiss, Germany)

- l) La visualización de Dycal con FEG SEM mostró fracturas de tipo adhesivas del material con la pared pulpar dentinaria. En la **Figura 52** se puede observar esta gran desadaptación interfásica.



**Figura 52:** Micrografía obtenida con FEG SEM. Nótese la interfaz abierta con desadaptación entre Dycal y pared dentinaria.

### Valores estadísticos de las interfaces de adaptación

Se evaluó la adaptación marginal de cuatro grupos de estudio: EQUIA™ Fil; Biodentine®; MTA y Dycal; a partir de 15 mediciones lineales realizadas en cada grupo. En la **Tabla 1** se muestran los valores obtenidos en cada medición y los valores estadísticos descriptivos de cada grupo: Media; Desviación estándar; Mínimo y Máximo.

| Ref.         | Adaptación (µm) |             |              |              |
|--------------|-----------------|-------------|--------------|--------------|
|              | EQUIA           | BIODENTINE  | MTA          | DYCAL        |
| A1           | 0,76            | 0,92        | 13,63        | 24,20        |
| A2           | 0,34            | 0,74        | 12,58        | 27,39        |
| A3           | 0,79            | 1,66        | 10,84        | 26,45        |
| A4           | 0,02            | 0,00        | 15,07        | 25,30        |
| A5           | 0,00            | 1,62        | 9,03         | 26,46        |
| B1           | 0,01            | 4,76        | 18,96        | 23,69        |
| B2           | 0,01            | 2,97        | 21,43        | 25,64        |
| B3           | 0,45            | 1,07        | 20,72        | 23,92        |
| B4           | 0,33            | 1,29        | 24,50        | 23,75        |
| B5           | 0,12            | 0,50        | 17,69        | 30,25        |
| C1           | 1,25            | 4,54        | 17,36        | 23,26        |
| C2           | 0,57            | 2,49        | 27,75        | 21,69        |
| C3           | 0,49            | 3,60        | 22,08        | 20,13        |
| C4           | 1,14            | 1,43        | 19,35        | 25,47        |
| C5           | 0,83            | 2,13        | 12,68        | 20,44        |
| <b>Media</b> | <b>0,47</b>     | <b>1,98</b> | <b>17,58</b> | <b>24,54</b> |
| DE           | 0,41            | 1,43        | 5,28         | 2,65         |
| Mínimo       | 0,00            | 0,00        | 9,03         | 20,13        |
| Máximo       | 1,25            | 4,76        | 27,75        | 30,25        |

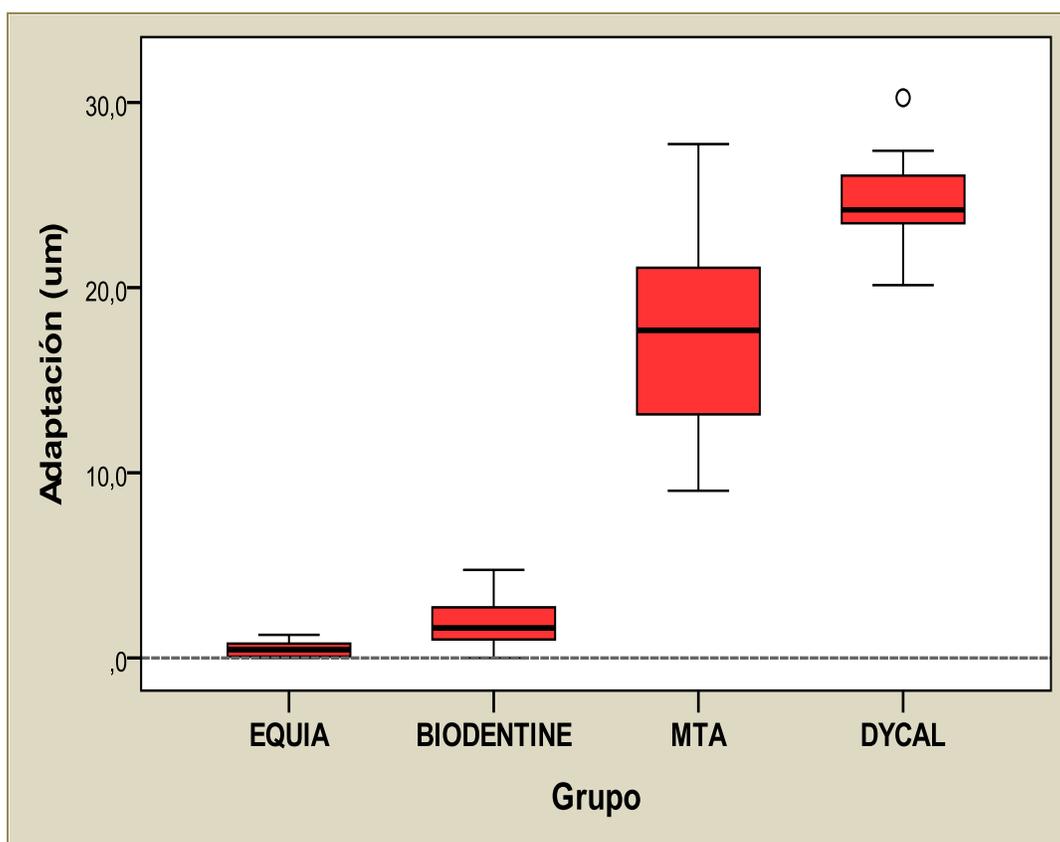
**Tabla 1:** Adaptación según grupo. Se utilizó una escala colorimétrica correlacionada con la magnitud de la adaptación, los colores rojizos se asocian a mayores desadaptaciones y los tonos verdosos a menores desadaptaciones. En el sector inferior del cuadro se expresan: Media; Desviación estándar (DE); Mínimo y Máximo. Valores expresados en micrómetros (µm).

Al observar los colores de las casillas de la **Tabla 1**, queda en evidencia que los grupos Dycal y MTA registraron las mayores desadaptaciones (24,54µm y 17,58µm de media respectivamente) y en el otro extremo, con valores de

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

desadaptaciones menores se hayan los grupos Biodentine® (1,98µm de media) y EQUIA™ Fil (0,47µm de media).

El gráfico de cajas de la **Figura 53** complementa lo expuesto, en el mismo se muestran de manera esquemática las distribuciones de valores de desadaptación para cada grupo.



**Figura 53:** *Distribuciones de valores de adaptación según grupo. En cada caja la línea central representa la mediana, la caja en sí equivale al 50.0% de los datos más centrales (2do. y 3er. cuartil) y los bigotes representan los valores mínimo y máximo. El círculo en el grupo Dycal simboliza un valor atípico dentro de ese grupo, pero no llega a ser extremo, por lo cual se incluyó en el análisis comparativo.*

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Debido a que no se verificó el requisito de homogeneidad de las varianzas, se aplicó un modelo de contraste no paramétrico para comparar las distribuciones de valores de desadaptación de los cuatro grupos, específicamente se utilizó el test de Kruskal-Wallis (**Tabla 2**), el cual indicó que existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ( $p < 0,05$ ), posteriormente se realizaron contrastes múltiples entre los grupos mediante prueba de dos caras, los resultados de dichas pruebas se muestran en la **Tabla 3**.

**Resumen de prueba de hipótesis**

|          | Hipótesis nula   | Test   | Sig. | Decisión                    |
|----------|--|--|------|-----------------------------|
| <b>1</b> | La distribución de Desadaptación (um) es la misma entre las categorías de Grupo. | Prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes | ,000 | Rechazar la hipótesis nula. |

Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

**Tabla 2: Test de Krukal-Wallis**

**Comparaciones múltiples entre grupos**

| Grupo 1 - Grupo 2  | Prueba estadística | Sig. (p-valor) |
|--------------------|--------------------|----------------|
| BIODENTINE - DYCAL | 30,07              | <0,001         |
| EQUIA - DYCAL      | 41,07              | <0,001         |
| EQUIA - MTA        | 29,93              | <0,001         |
| BIODENTINE - MTA   | 18,93              | 0,003          |
| MTA - DYCAL        | 11,13              | 0,081          |
| EQUIA - BIODENTINE | 11,00              | 0,085          |

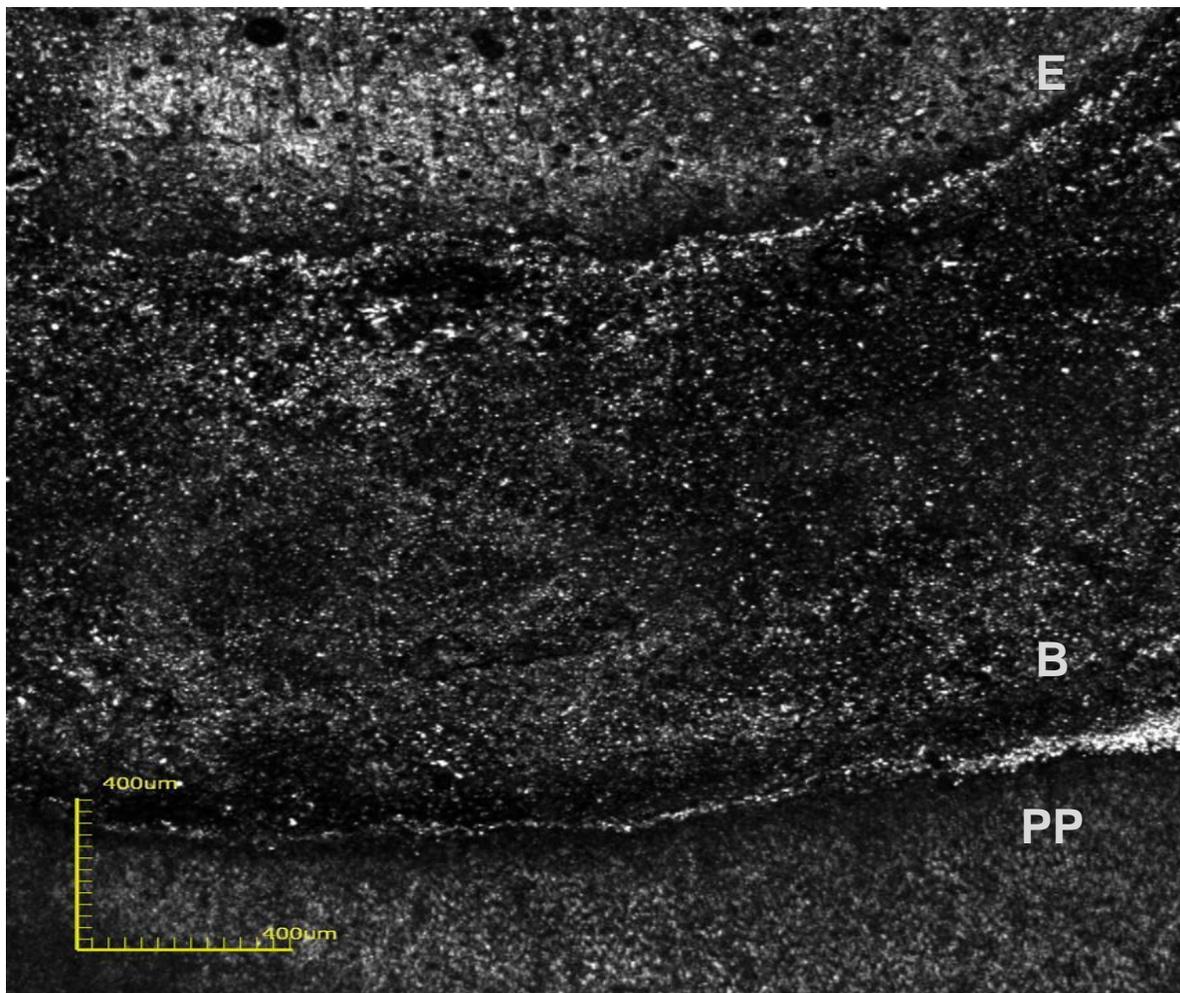
**Tabla 3: Contraste por parejas (pruebas de dos caras).** Se ordenaron en forma decreciente respecto al nivel de significatividad de la prueba, los p-valores significativos se muestran en rojo ( $p < 0,05$ ).

Aunque el grupo MTA registró valores por encima del grupo Dycal, las diferencias entre ellos no llegaron a ser estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ), estos dos grupos sí se diferenciaron significativamente de los otros dos (Biodentine® y EQUIA™ Fil) ( $p < 0,05$ ), los cuales a su vez presentaron distribuciones semejantes y sin diferencias significativas ( $p > 0,05$ ).

## B.- INTERFACES DE SELLADO DENTINOPULPAR CON DISTINTOS BIOMATERIALES COMBINADOS

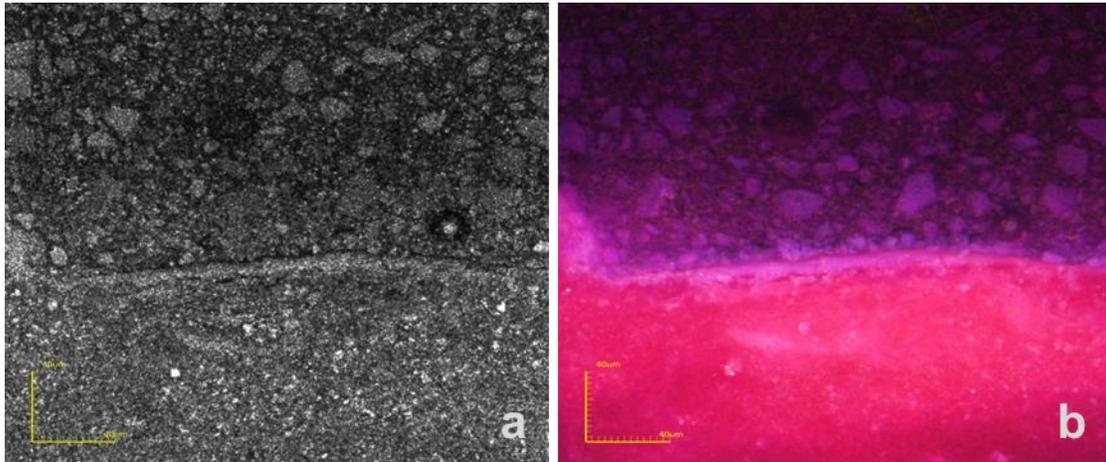
m) Al analizar la adhesión/adaptación entre Biodentine® y EQUIA™ Fil las interfaces evaluadas mostraron un valor medio de 2,77µm. Las mismas se pueden observar en las Figuras 54, 55 y 56.

### BIODENTINE® – EQUIA™ Fil

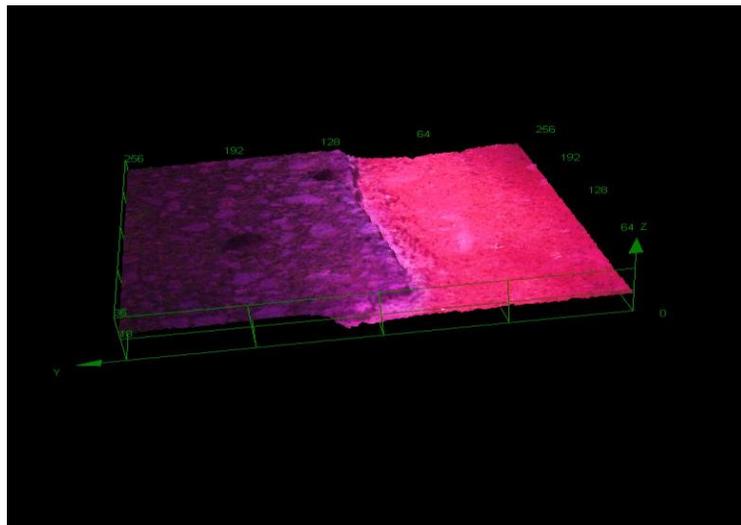


**Figura 54:** Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión. E.- EQUIA™, B.- Biodentine® Fil, PP.-Pared Pulpar. OLS4000 3D LEXT x1050.

## BIODENTINE® – EQUIA™ Fil



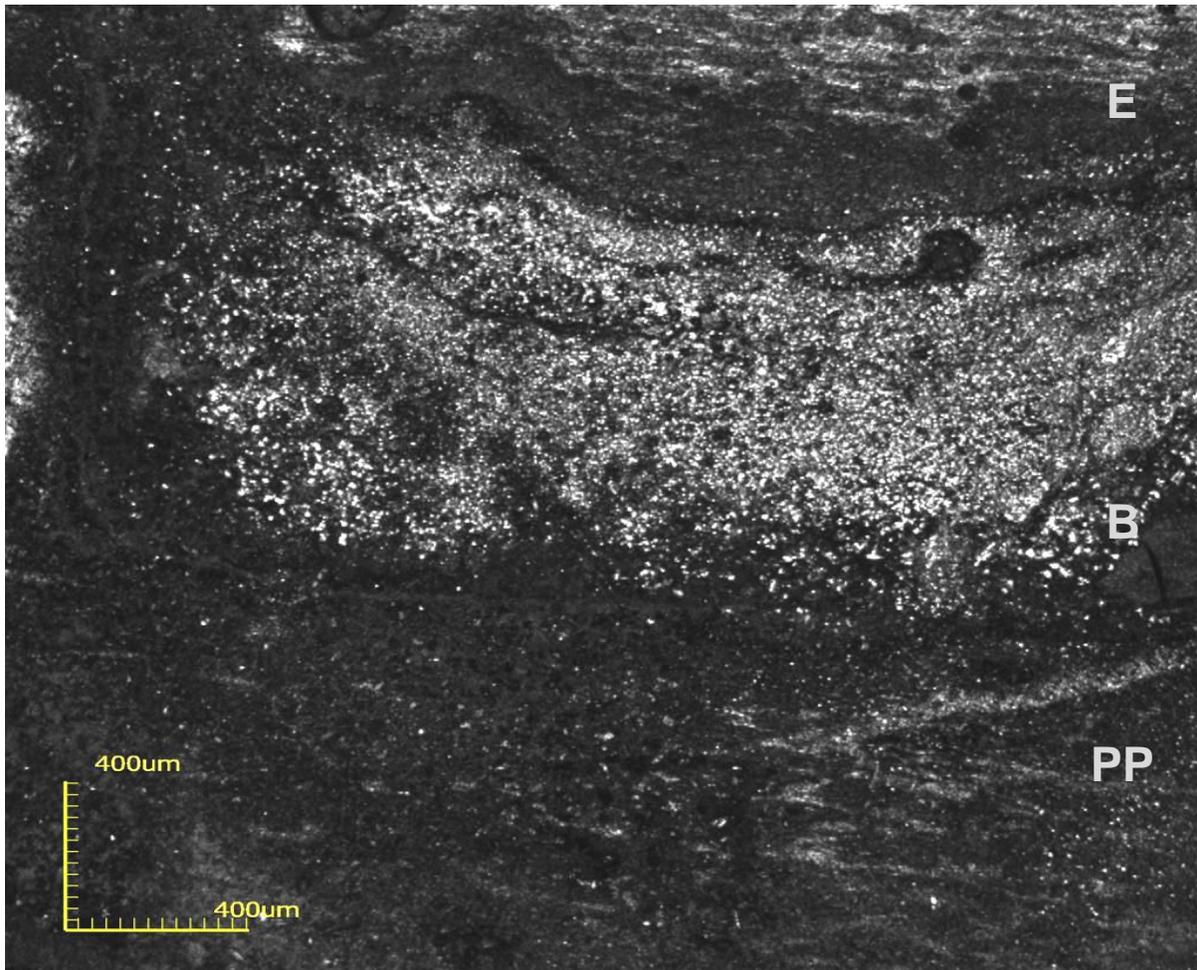
**Figura 55:** Micrografía con Microscopio Confocal Lase de Barrido por Reflexión de la interfaz Biodentine®- Equia™ Fil, Nótese la adaptación adecuada entre ambos biomateriales. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



**Figura 56:** Imagen de la figura anterior con proyección tridimensional y procesada con Rodamina B.

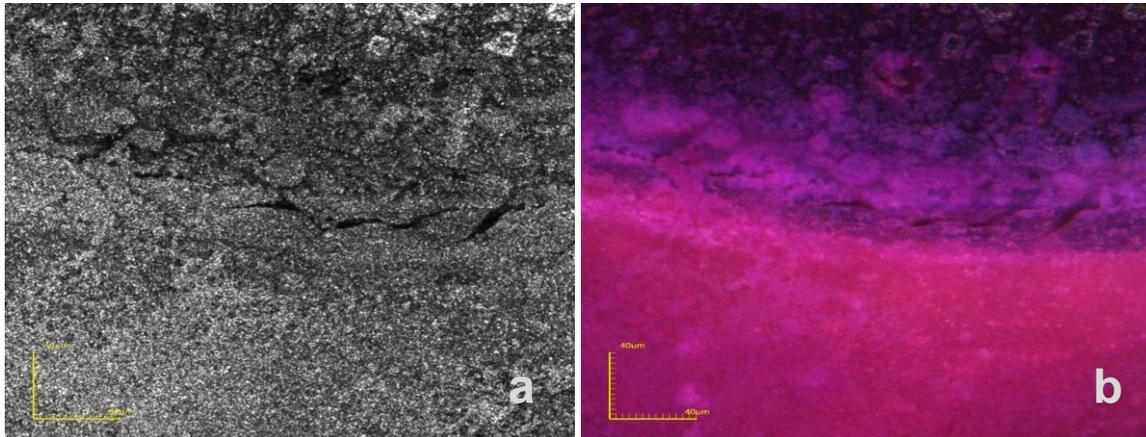
## BIODENTINE® – EQUIA™ Fil

- n) Las interfaces Biodentine®- EQUIA™ Fil presentaron un valor mínimo fue de 0,25µm, el máximo de 8,79µm. (Figuras 57, 58 y 59)

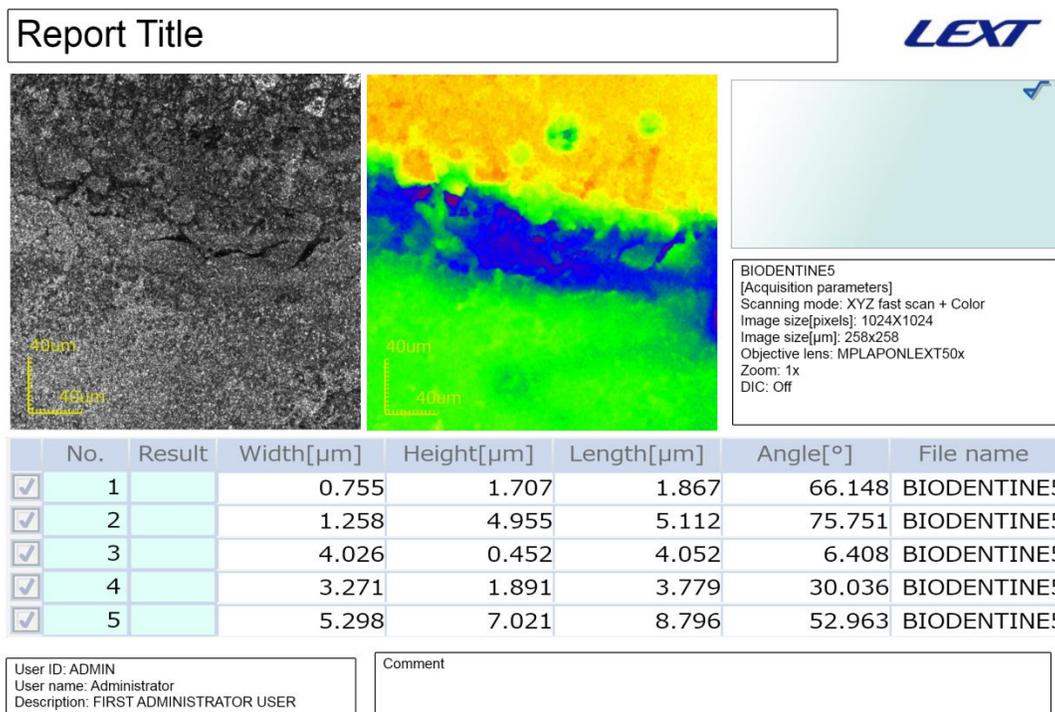


**Figura 57:** Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión. E.- EQUIA™ Fil, B.-Biodentine®, PP.-Pared Pulpar. OLS4000 3D LEXT x1050.

## BIODENTINE® – EQUIA™ Fil



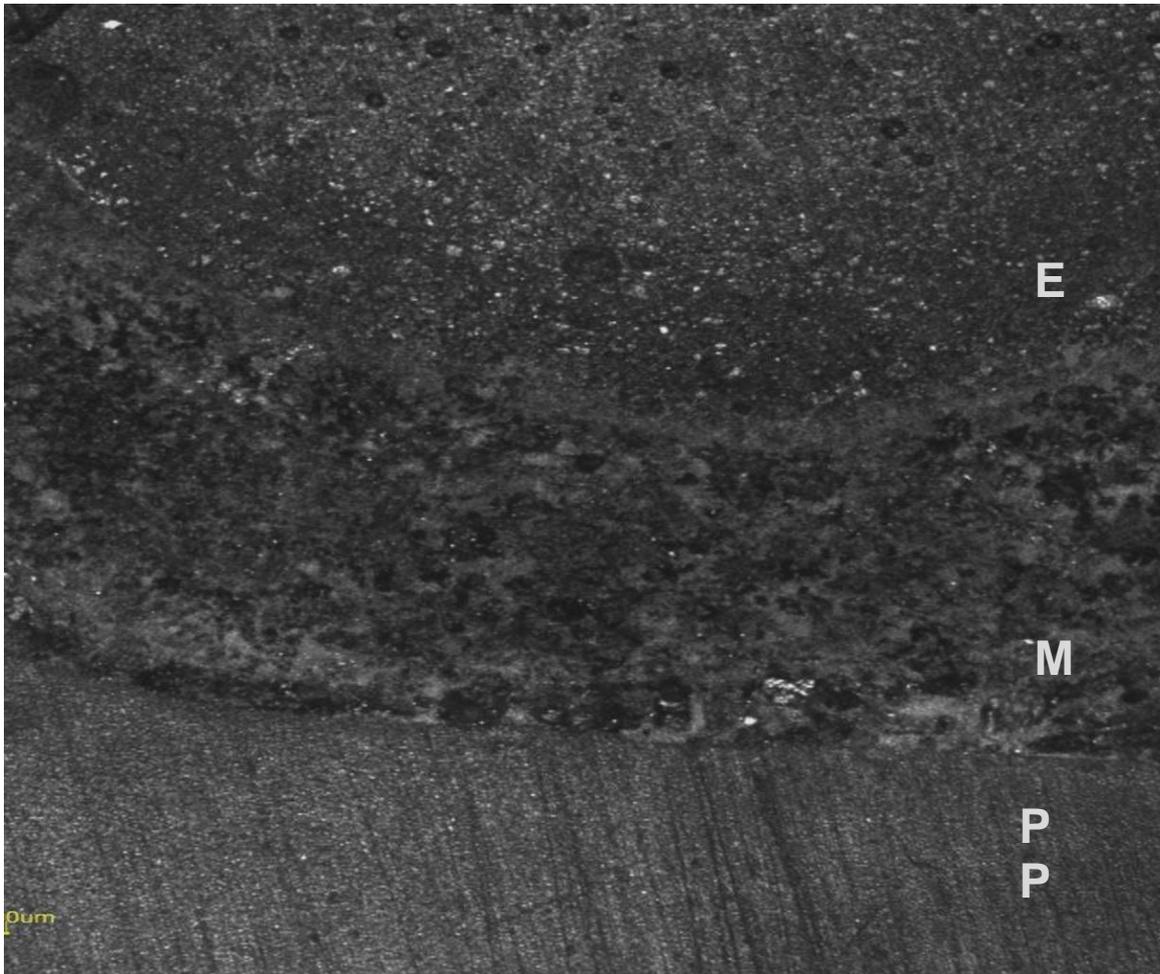
**Figura 58:** a.-Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión de la interfaz Biodentine®- EQUIA™ Fil, Nótese la adaptación adecuada entre ambos biomateriales. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



**Figura 59:** Reporte del Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión de la figura anterior.

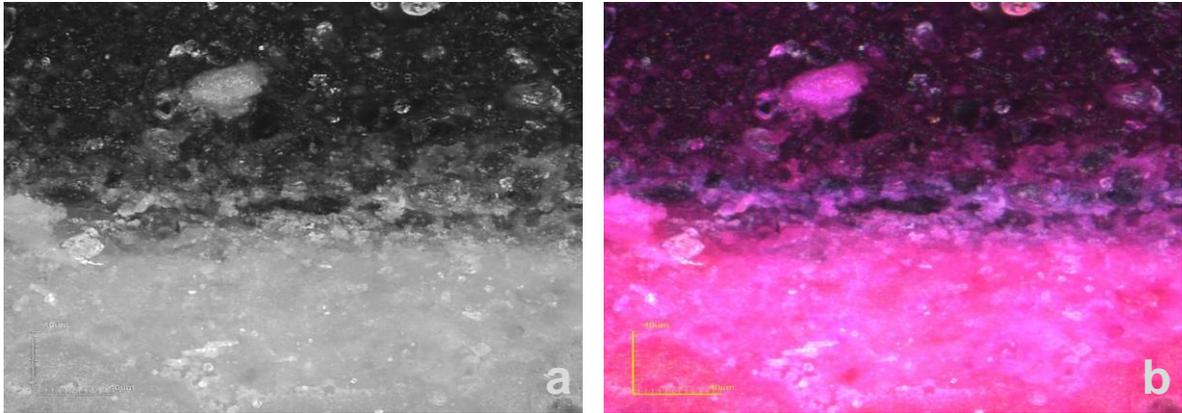
## MTA – EQUIA™ Fil

- o) Al analizar la adhesión/adaptación entre MTA y EQUIA™ Fil, las interfaces entre los biomateriales registraron los valores más desfavorables de los tres grupos evaluados (11,87µm. de media), las mismas se observan en las Figuras 60, 61 y 62.

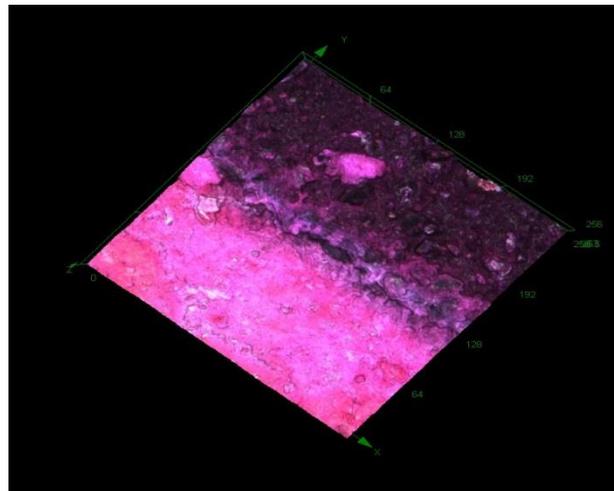


**Figura 60:** Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión. E.- EQUIA™ Fil, M.- MTA, PP.-Pared Pulpar. OLS4000 3D LEXT x1050.

## MTA – EQUIA™ Fil



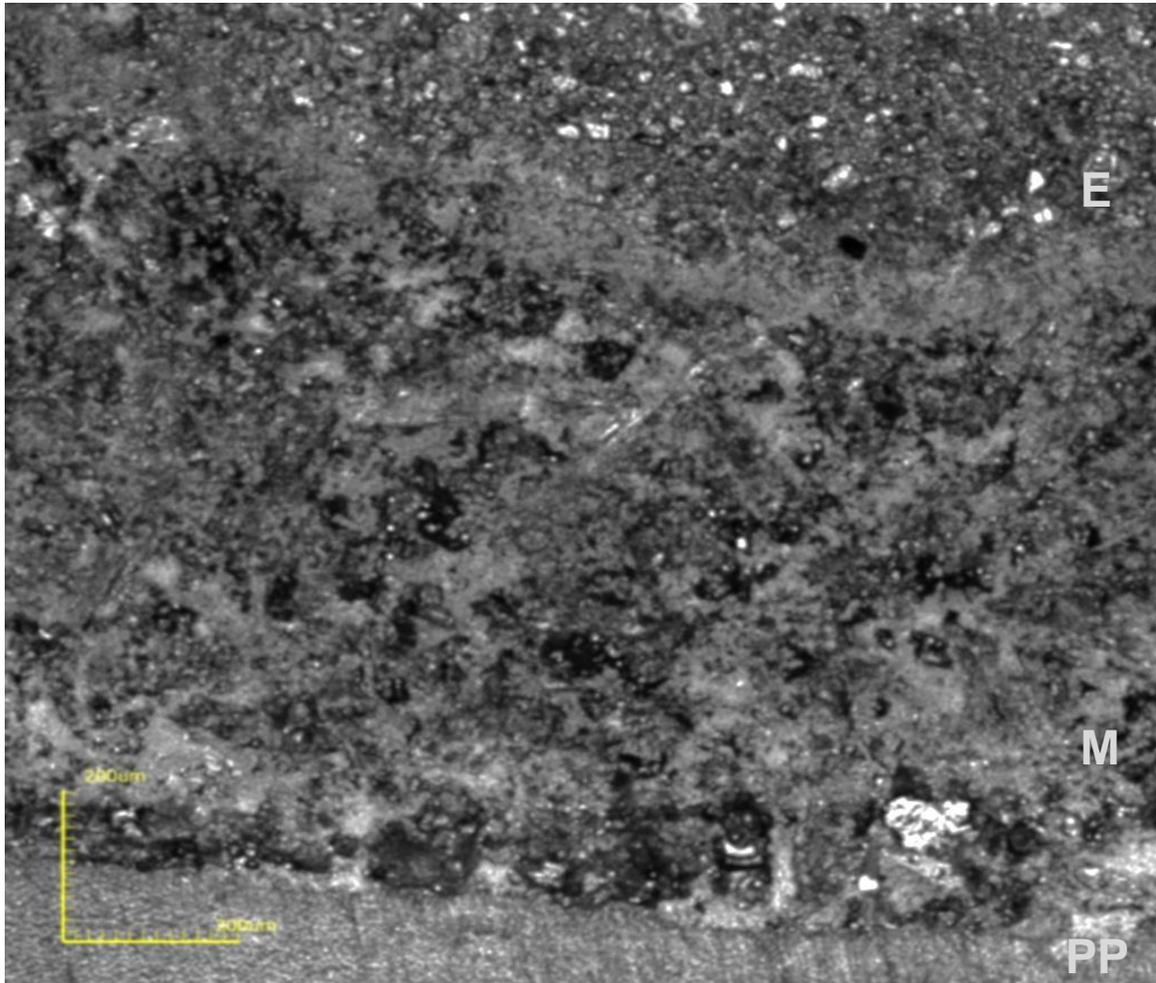
**Figura 61:** a.-Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión, nótese la desadaptación entre ambos biomateriales. OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



**Figura 62:** Imagen de la figura anterior con proyección tridimensional y procesada con Rodamina B.

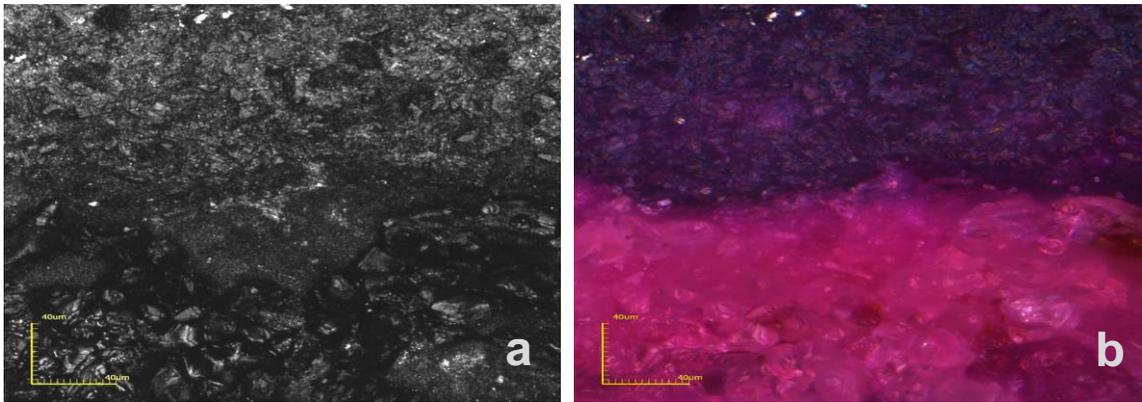
## MTA – EQUIA™ Fil

- p) MTA- EQUIA™ Fil en sus interfaces presentaron un valor mínimo de 2,12µm. y un máximo de 30,34µm. (Figuras 63, 64 y 65).

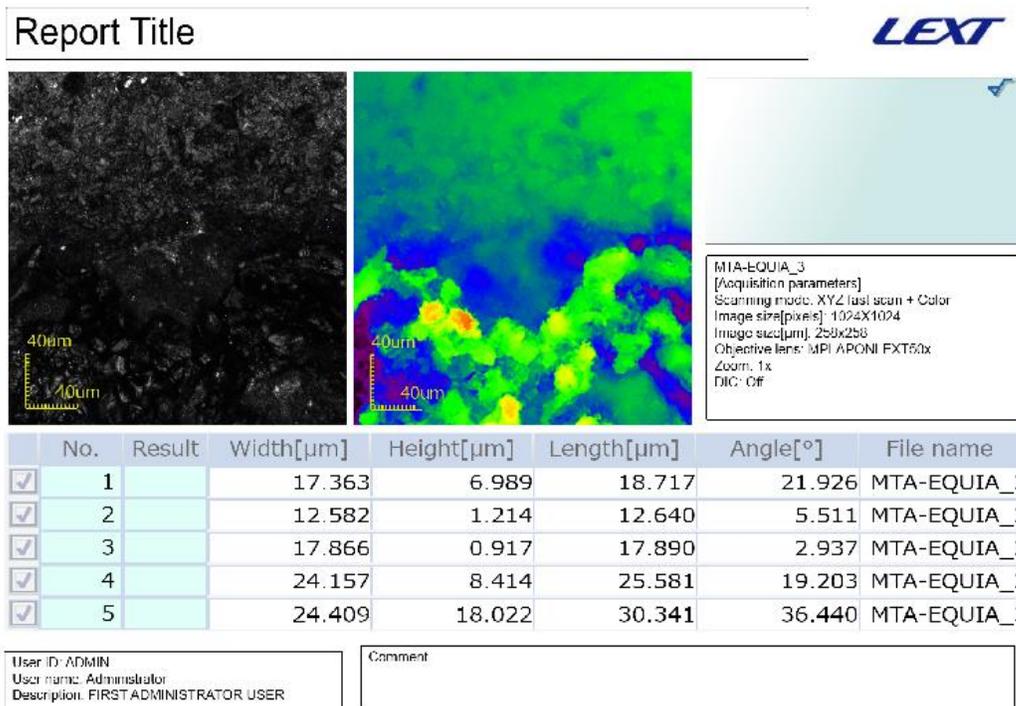


**Figura 63:** Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión. M.- MTA, E.- EQUIA™ Fil, PP.-Pared Pulpar. OLS4000 3D LEXT x1050.

## MTA – EQUIA™ Fil



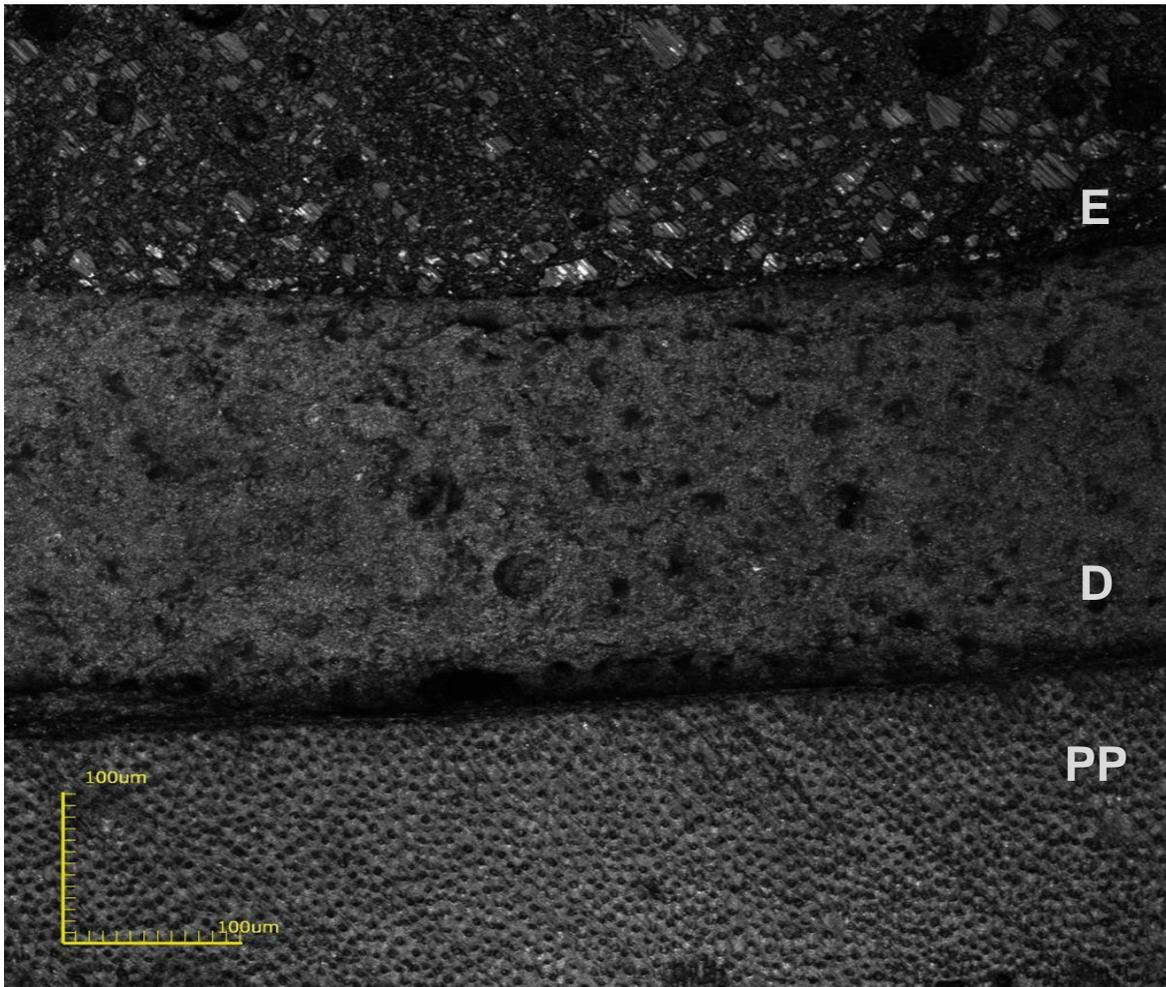
**Figura 65:** a.- Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión OLS4000 3D LEXT x1050. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



**Figura 65:** Reporte del Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión de la figura anterior.

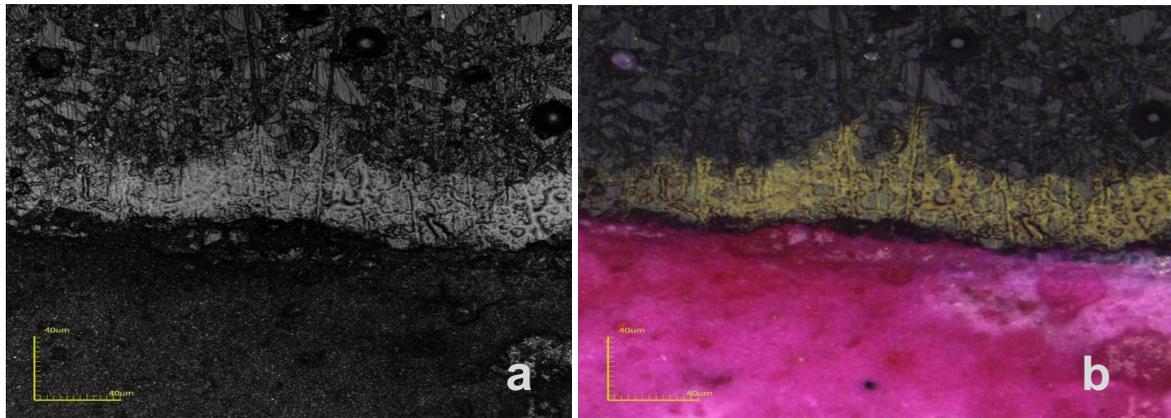
## Dycal- EQUIA™ Fil

- q) Al analizar la adhesión/adaptación entre Dycal y EQUIA™ Fil, las interfaces mostraron un valor medio de  $5,28\mu\text{m}$ ., las mismas se pueden observar en las Figuras 66, 67 y 68.

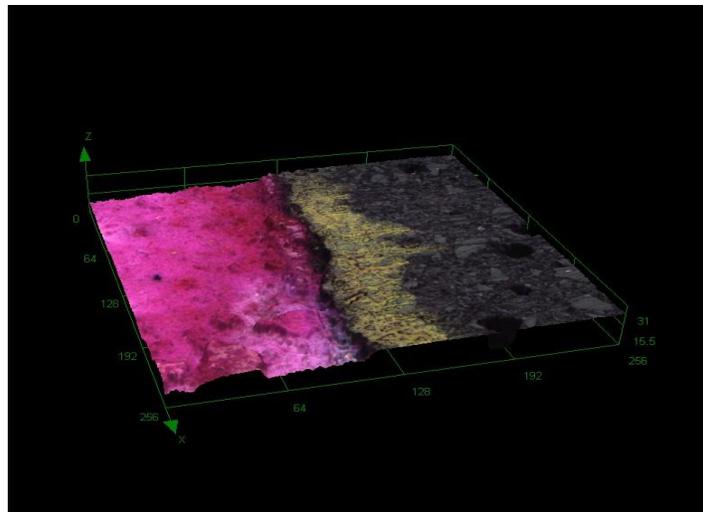


**Figura 66:** Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión. E.- EQUIA™ Fil, D.- Dycal, PP.-Pared Pulpar. OLS4000 3D LEXT x1050.

## Dycal- EQUIA™ Fil



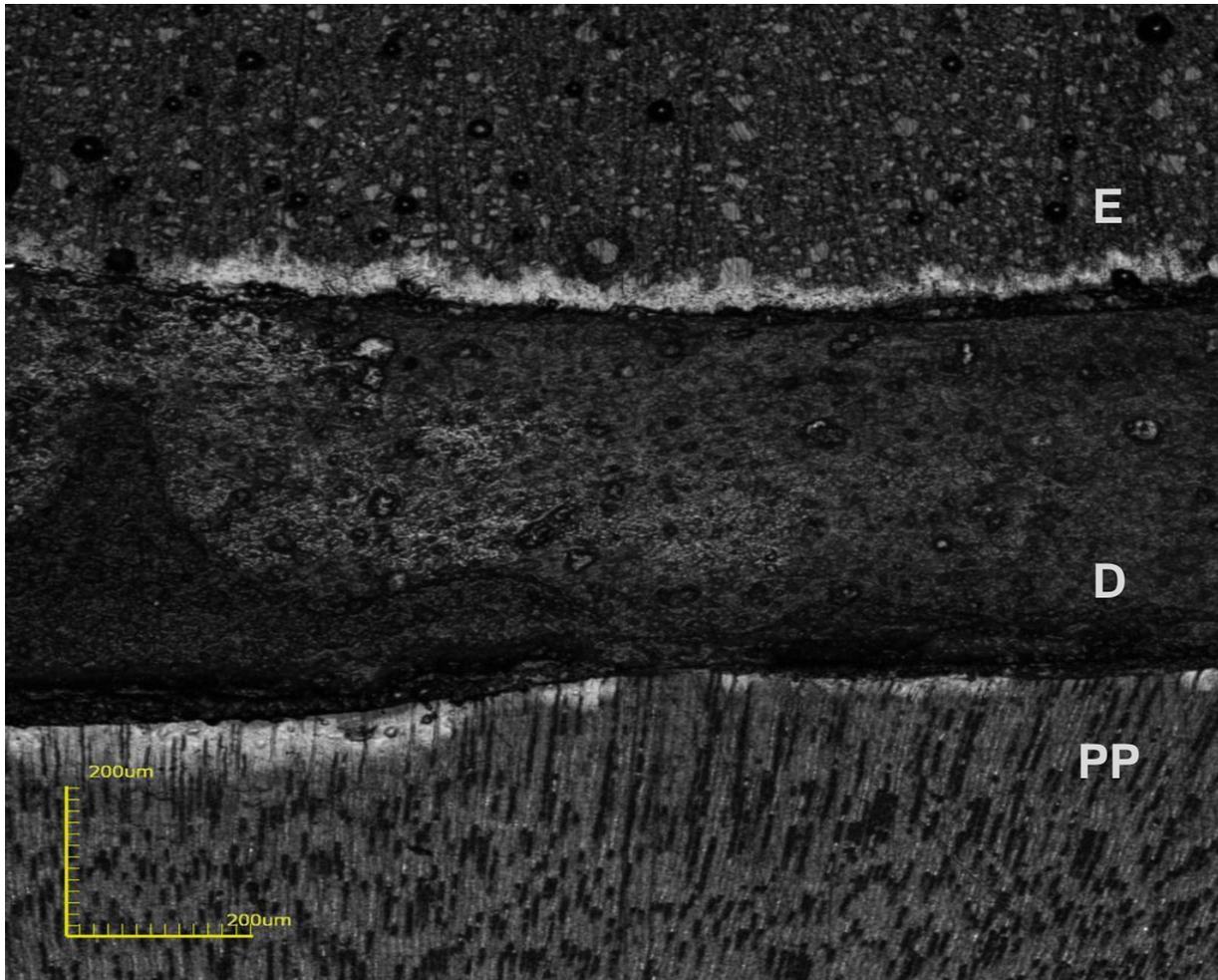
**Figura 67:** a.-Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión.OLS4000 3D LEXT x1050, nótese la desadaptación entre ambos biomateriales. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



**Figura 67:** Imagen de la figura anterior con proyección tridimensional y procesada con Rodamina B.

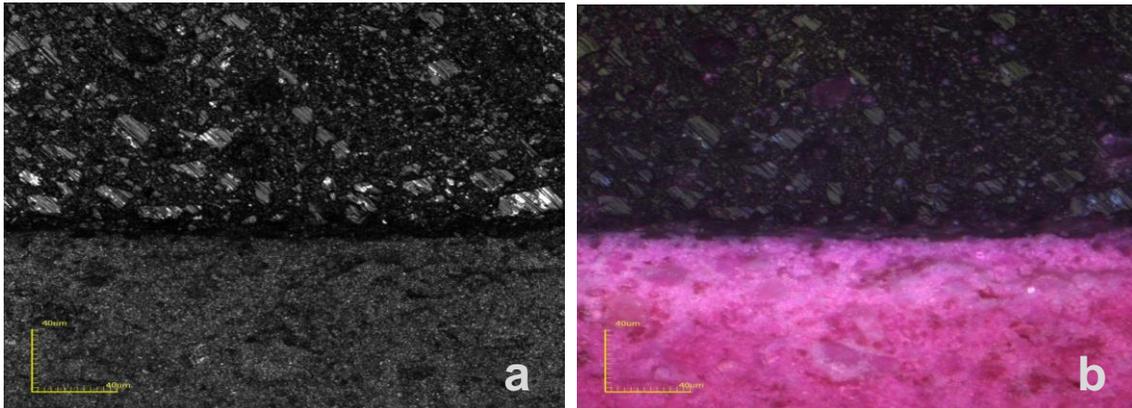
## Dycal- EQUIA™ Fil

- r) Las interfaces Dycal- EQUIA™ Fil presentaron un valor mínimo fue de 0,79 $\mu$ m. y un máximo de 9,20 $\mu$ m. (Figuras 69, 70 y 71).

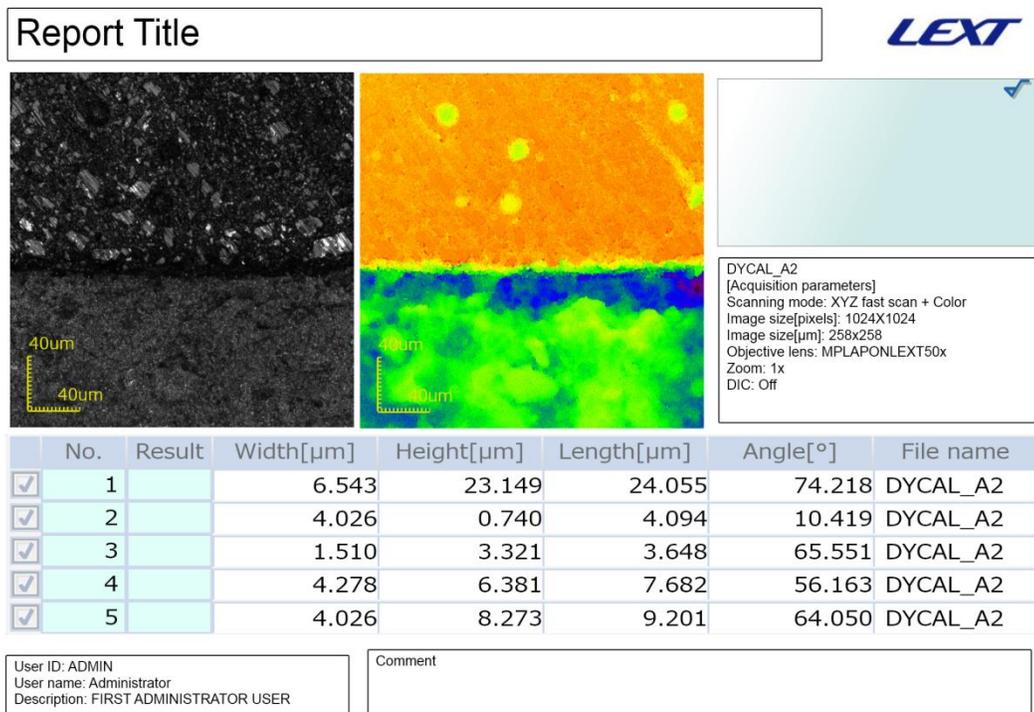


**Figura 69:** Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión. D.- Dycal, E.- EQUIA™ Fil, PP.-Pared Pulpar. OLS4000 3D LEXT x1050.

## Dycal- EQUIA™ Fil



**Figura 70:** a.-Micrografía con Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión.OLS4000 3D LEXT x1050, nótese la desadaptación entre ambos biomateriales. b.- Imagen procesada con Rodamina B.



**Figura 71:** Reporte del Microscopio Confocal Laser de Barrido por Reflexión de la figura anterior.

## ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se evaluó la adaptación de tres grupos: Biodentine®- EQUIA™ Fil; MTA-EQUIA™ Fil; y Dycal- EQUIA™ Fil, a partir de 15 mediciones lineales realizadas en cada grupo. En la **Tabla 4** se muestran los valores obtenidos en cada medición y los valores estadísticos descriptivos de cada grupo: Media; Desviación estándar; Mínimo y Máximo.

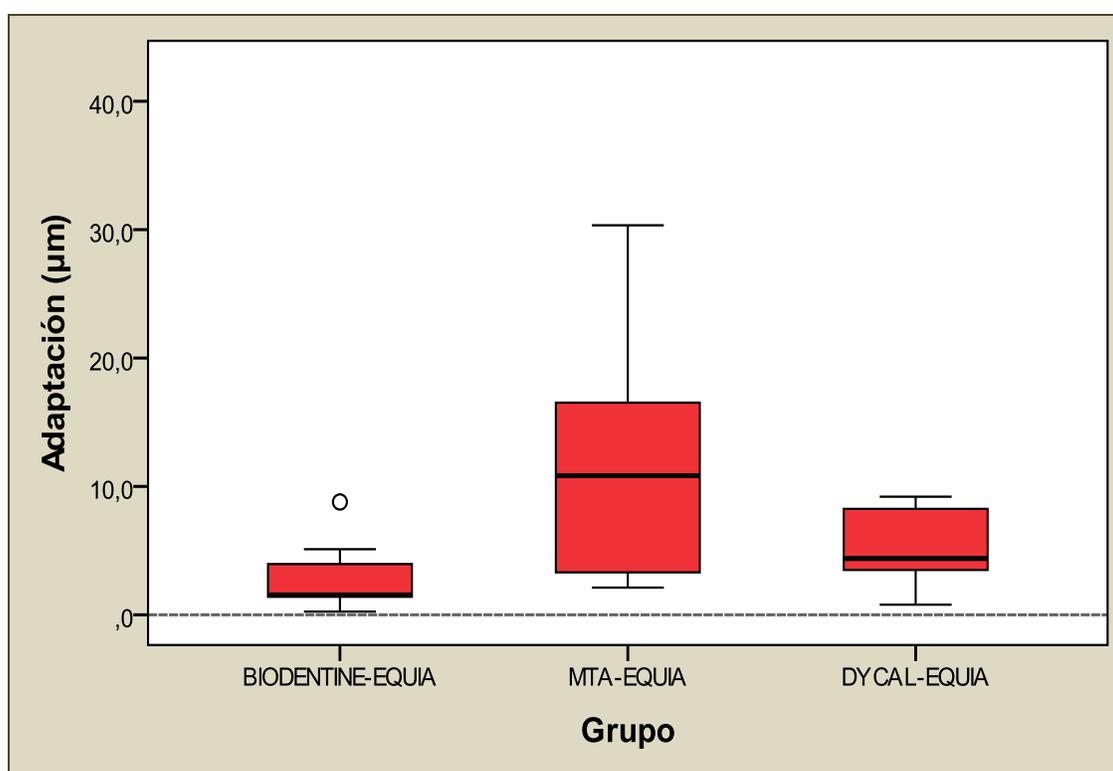
| Ref.         | Adaptación ( $\mu\text{m}$ ) |              |             |
|--------------|------------------------------|--------------|-------------|
|              | Biodentine-EQUIA             | MTA-EQUIA    | Dycal-EQUIA |
| A1           | 1,86                         | 10,42        | 9,05        |
| A2           | 5,11                         | 12,79        | 4,09        |
| A3           | 4,05                         | 15,16        | 3,64        |
| A4           | 3,77                         | 10,39        | 7,68        |
| A5           | 8,79                         | 10,84        | 9,20        |
| B1           | 1,41                         | 18,71        | 0,79        |
| B2           | 1,50                         | 12,64        | 1,80        |
| B3           | 1,56                         | 17,89        | 1,34        |
| B4           | 3,86                         | 25,58        | 4,38        |
| B5           | 4,63                         | 30,34        | 6,46        |
| C1           | 1,43                         | 3,17         | 8,82        |
| C2           | 1,40                         | 3,44         | 3,35        |
| C3           | 1,17                         | 2,28         | 9,12        |
| C4           | 0,25                         | 2,32         | 4,01        |
| C5           | 0,76                         | 2,12         | 5,45        |
| <b>Media</b> | <b>2,77</b>                  | <b>11,87</b> | <b>5,28</b> |
| DE           | 2,26                         | 8,68         | 2,95        |
| Mínimo       | 0,25                         | 2,12         | 0,79        |
| Máximo       | 8,79                         | 30,34        | 9,20        |

**Tabla 4:** Adaptación según grupo. Se utilizó una escala colorimétrica correlacionada con la magnitud de la dimensión, los colores rojizos se asocian a mayores desadaptaciones y los tonos verdosos a menores desadaptaciones. En el sector inferior del cuadro se expresan: Media; Desviación estándar (DE); Mínimo y Máximo. Valores expresados en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Al observar los colores de las casillas de la **Tabla 4**, queda en evidencia que el grupo MTA- EQUIA™ Fil registró los valores de adaptación más desfavorables de los tres grupos evaluados (11,87µm de media), le siguió en orden decreciente el grupo Dycal (5,28µm de media), y finalmente el grupo Biodentine® con longitudes menores (2,77µm de media).

El gráfico de cajas de la **Figura 72** complementa lo expuesto, en el mismo se muestran de manera esquemática las distribuciones de valores de longitud para cada grupo.



**Figura 72:** Distribuciones de valores de adaptación según grupo. En cada caja la línea central representa la mediana, la caja en sí equivale al 50.0% de los datos más centrales (2do. y 3er. cuartil) y los bigotes representan los valores mínimo y máximo. El círculo en el grupo Biodentine® simboliza un valor atípico dentro de ese grupo, pero no llega a ser extremo y menos aún en comparación a los otros subgrupos, por lo cual se incluyó en el análisis comparativo.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Debido a que no se verificó el requisito de homogeneidad de las varianzas, se aplicó un modelo de contraste no paramétrico para comparar las distribuciones de valores de desadaptación de los cuatro grupos, específicamente se utilizó el test de Kruskal-Wallis (**Tabla 5**), el cual indicó que existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ( $p < 0,05$ ), por lo que se rechaza la hipótesis nula.

**Resumen de prueba de hipótesis**

|          | Hipótesis nula   | Test   | Sig. | Decisión                    |
|----------|--|--|------|-----------------------------|
| <b>1</b> | La distribución de Adaptación es la misma entre las categorías de Grupo. | Prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes | ,001 | Rechazar la hipótesis nula. |

Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

**Tabla 5: Test de Krukal-Wallis**

Posteriormente se realizaron contrastes múltiples entre los grupos mediante prueba de dos caras. El grupo MTA- EQUIA™ Fil registró valores de adaptaciones significativamente menores que el grupo Biodentine®- EQUIA™ Fil ( $p < 0,05$ ), y aunque también adaptó algo mejor que el grupo Dycal- EQUIA™ Fil, las diferencias no resultaron estadísticamente significativas con respecto a este grupo ( $p > 0,05$ ). En tanto que los grupos Dycal- EQUIA™ Fil y Biodentine®- EQUIA™ Fil no llegaron a diferenciarse de forma significativa ( $p > 0,05$ ). Los resultados de dichas pruebas se muestran en la **Tabla 6**.

**Comparaciones múltiples entre grupos**

| Grupo 1 - Grupo 2  | Prueba estadística | Sig. (p-valor) |
|--------------------|--------------------|----------------|
| BIODENTINE - MTA   | 18,27              | <b>0,001</b>   |
| BIODENTINE - DYCAL | 9,33               | 0,310          |
| MTA - DYCAL        | -8,93              | 0,375          |

**Tabla 6: Contraste por parejas (pruebas de dos caras).** Se ordenaron en forma decreciente respecto al nivel de significatividad de la prueba, los p-valores significativos se muestran en rojo ( $p < 0,05$ ).

## ANÁLISIS COMPARATIVO

Se evaluó la desadaptación marginal de siete grupos de estudio, cuatro de los cuales corresponden a interfaces puras: EQUIA™ Fil; Biodentine®; MTA y Dycal y los tres restantes a interfaces combinadas: Biodentine®/ EQUIA™ Fil; MTA/ EQUIA™ Fil y Dycal/ EQUIA™ Fil. Se registraron 15 mediciones lineales en cada grupo. En la **Tabla 7** se muestran los valores obtenidos en cada medición y los valores estadísticos descriptivos de cada grupo: Media; Desviación estándar; Mínimo y Máximo.

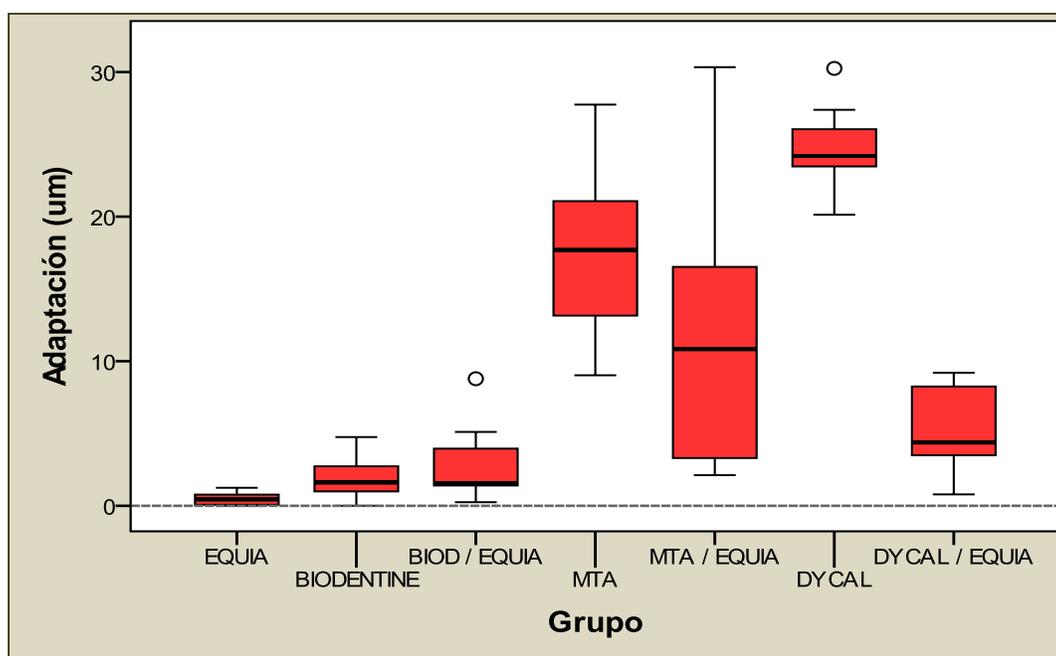
| Ref.         | Adaptación (µm) |             |             |              |              |              |             |
|--------------|-----------------|-------------|-------------|--------------|--------------|--------------|-------------|
|              | EQUIA           | BIODENT.    | BIO. /EQ.   | MTA          | MTA/EQ.      | DYCAL        | DYC. /EQ.   |
| A1           | 0,76            | 0,92        | 1,86        | 13,63        | 10,42        | 24,20        | 9,05        |
| A2           | 0,34            | 0,74        | 5,11        | 12,58        | 12,79        | 27,39        | 4,09        |
| A3           | 0,79            | 1,66        | 4,05        | 10,84        | 15,16        | 26,45        | 3,64        |
| A4           | 0,02            | 0,00        | 3,77        | 15,07        | 10,39        | 25,30        | 7,68        |
| A5           | 0,00            | 1,62        | 8,79        | 9,03         | 10,84        | 26,46        | 9,2         |
| B1           | 0,01            | 4,76        | 1,41        | 18,96        | 18,71        | 23,69        | 0,79        |
| B2           | 0,01            | 2,97        | 1,5         | 21,43        | 12,64        | 25,64        | 1,8         |
| B3           | 0,45            | 1,07        | 1,56        | 20,72        | 17,89        | 23,92        | 1,34        |
| B4           | 0,33            | 1,29        | 3,86        | 24,50        | 25,58        | 23,75        | 4,38        |
| B5           | 0,12            | 0,50        | 4,63        | 17,69        | 30,34        | 30,25        | 6,46        |
| C1           | 1,25            | 4,54        | 1,43        | 17,36        | 3,17         | 23,26        | 8,82        |
| C2           | 0,57            | 2,49        | 1,4         | 27,75        | 3,44         | 21,69        | 3,35        |
| C3           | 0,49            | 3,60        | 1,17        | 22,08        | 2,28         | 20,13        | 9,12        |
| C4           | 1,14            | 1,43        | 0,25        | 19,35        | 2,32         | 25,47        | 4,01        |
| C5           | 0,83            | 2,13        | 0,76        | 12,68        | 2,12         | 20,44        | 5,45        |
| <b>Media</b> | <b>0,47</b>     | <b>1,98</b> | <b>2,77</b> | <b>17,58</b> | <b>11,87</b> | <b>24,54</b> | <b>5,28</b> |
| DE           | 0,41            | 1,43        | 2,26        | 5,28         | 8,68         | 2,65         | 2,95        |
| Mínimo       | 0,00            | 0,00        | 0,25        | 9,03         | 2,12         | 20,13        | 0,79        |
| Máximo       | 1,25            | 4,76        | 8,79        | 27,75        | 30,34        | 30,25        | 9,20        |

**Tabla 7:** Desadaptación según grupo. Se utilizó una escala colorimétrica correlacionada con la magnitud de la desadaptación, los colores rojizos se asocian a mayores desadaptaciones y los tonos verdosos a menores desadaptaciones. En el sector inferior del cuadro se expresan: Media; Desviación estándar (DE); Mínimo y Máximo. Valores expresados en micrómetros (µm).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Al observar los colores de las casillas de la **Tabla 7**, queda en evidencia que los grupos Dycal, MTA y MTA/ EQUIA™ Fil registraron las mayores desadaptaciones (24,54, 17,58 y 11,87  $\mu\text{m}$  de media respectivamente) y en el otro extremo, con mejor adaptación de interfaces se encuentran los grupos EQUIA™ Fil, Biodentine® y Biodentine®/ EQUIA™ Fil (0,47, 1,98 y 2,77  $\mu\text{m}$  de media respectivamente), en tanto que el grupo Dycal/ EQUIA™ Fil registró valores de adaptación algo mayores que estos últimos (5,28  $\mu\text{m}$  de media).

El gráfico de cajas de la **Figura 73** complementa lo expuesto, en el mismo se muestran de manera esquemática las distribuciones de valores de desadaptación para cada grupo.



**Figura 73:** Distribuciones de valores de desadaptación según grupo. En cada caja la línea central representa la mediana, la caja en sí equivale al 50.0% de los datos más centrales (2do. y 3er. cuartil) y los bigotes representan los valores mínimo y máximo. El círculo en el grupo Dycal simboliza un valor atípico dentro de ese grupo, pero no llega a ser extremo, por lo cual se incluyó en el análisis comparativo.

Debido a que no se verificó el requisito de homogeneidad de las varianzas, se aplicó un modelo de contraste no paramétrico para comparar las distribuciones de valores de adaptación de los siete grupos, específicamente se utilizó el test de Kruskal-Wallis (**Tabla 8**), el cual indicó que existían diferencias estadísticamente

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

significativas entre los grupos ( $p < 0,05$ ), posteriormente se realizaron contrastes múltiples entre los grupos mediante prueba de dos caras, los resultados de dichas pruebas se muestran en la **Tabla 9**, en la misma sólo se incluyeron los contrastes de mayor interés: EQUIA™ Fil vs interfaces combinadas: Dycal/ EQUIA™ Fil; MTA/ EQUIA™ Fil y Biodentine®/ EQUIA™ Fil, y por otra parte los grupos de interfaces puras restantes: Biodentine®; MTA Y Dycal en contraste con sus respectivas interfaces combinadas con EQUIA™ Fil.

**Resumen de prueba de hipótesis**

|          | Hipótesis nula  | Test   | Sig. | Decisión                    |
|----------|---|--|------|-----------------------------|
| <b>1</b> | La distribución de Adaptación (um) es la misma entre las categorías de Grupo. | Prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes | ,000 | Rechazar la hipótesis nula. |

Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

**Tabla 8:** Test de Krukal-Wallis

**Comparaciones múltiples entre grupos**

| Grupo 1    | Grupo 2     | Prueba estadística | Sig. ( <i>p-valor</i> ) |
|------------|-------------|--------------------|-------------------------|
| EQUIA      | BIOD./EQUIA | 25,43              | <b>0,02</b>             |
|            | MTA/EQUIA   | 55,07              | <b>&lt;0,01</b>         |
|            | DYCAL/EQUIA | 39,30              | <b>&lt;0,01</b>         |
| BIODENTINE | BIOD./EQUIA | 5,63               | <b>0,61</b>             |
| MTA        | MTA/EQUIA   | 14,13              | <b>0,20</b>             |
| DYCAL      | DYCAL/EQUIA | 43,83              | <b>&lt;0,01</b>         |

**Tabla 9:** Contraste por parejas (pruebas de dos caras). Los *p-valor*es significativos se muestran en rojo ( $p < 0,05$ ).

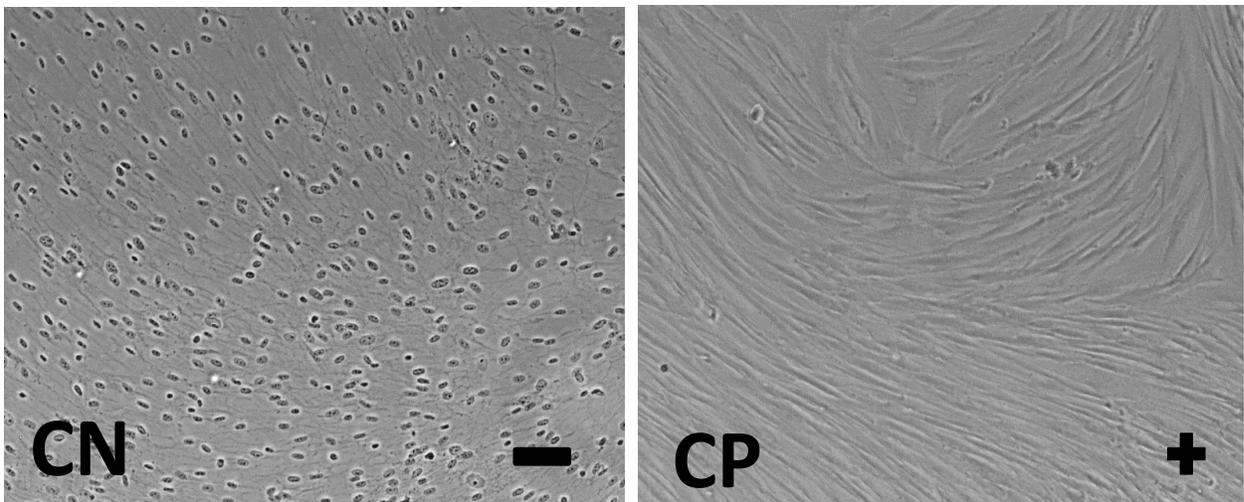
Todas las interfaces con materiales combinados presentaron adaptaciones significativamente mayores que los registrados en EQUIA™ Fil, aún el grupo más similar a éste (Biodentine®/ EQUIA™ Fil) ( $p > 0,05$ ). En cuanto a las comparaciones entre los materiales puros vs combinados con EQUIA™ Fil, se observó una mejoría en la adaptación en MTA y Dycal al incorporar EQUIA™ Fil, aunque sólo resultó significativa la diferencia entre Dycal y Dycal/ EQUIA™ Fil.

## C.- ANÁLISIS DE BIOCOMPATIBILIDAD *IN VITRO* DE LOS DISTINTOS BIOMATERIALES UTILIZADOS.

### Análisis Morfológico

Uno de los parámetros para analizar la viabilidad celular fue el estudio morfológico a través de la microscopía óptica.

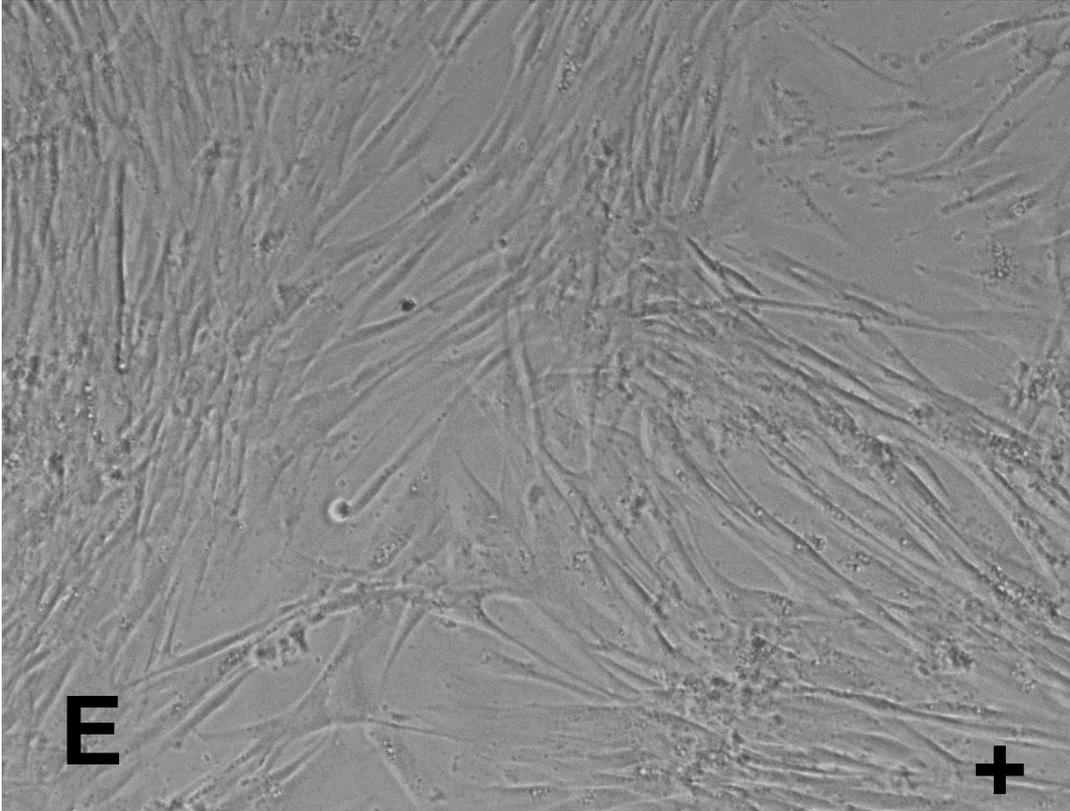
En la **Figura 74** se muestra en un análisis de campo la población de fibroblastos gingivales. Las células controles que no han sido sometidas a ningún biomaterial (control positivo), se caracterizan por mostrar una morfología ahusada o estrellada con finas prolongaciones citoplasmáticas compatible con la normalidad. En el grupo control negativo (Tritón al 2.0%), los fibroblastos gingivales humanos adoptan una morfología esférica o circular evidenciando alteración en las mismas.



**Figura 74:** CP: Control Positivo; CN: Control Negativo. Magnificación 100 $\mu$ m.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

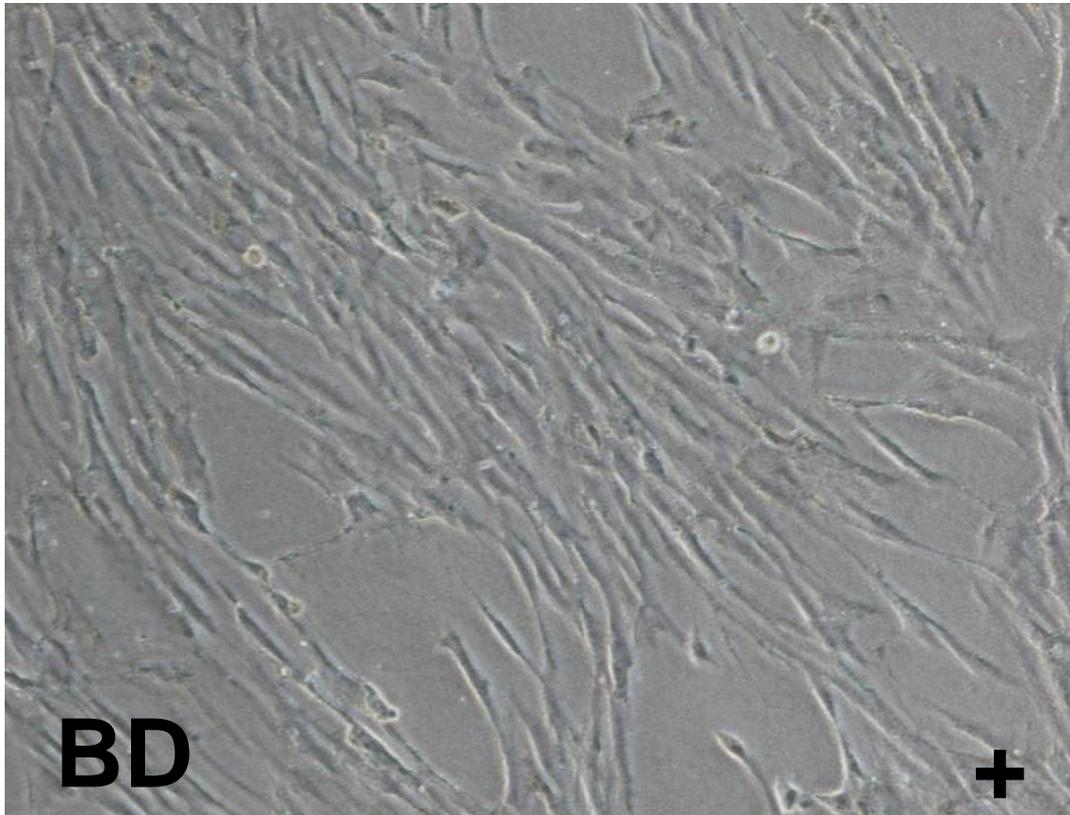
Cuando fueron sometidos a EQUIA™ Fil los fibroblastos gingivales humanos, mantienen una morfología ahusada o estrellada similar al control positivo (**Figura 75**).



**Figura 75:** E: EQUIA™ Fil. Magnificación 100µm.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

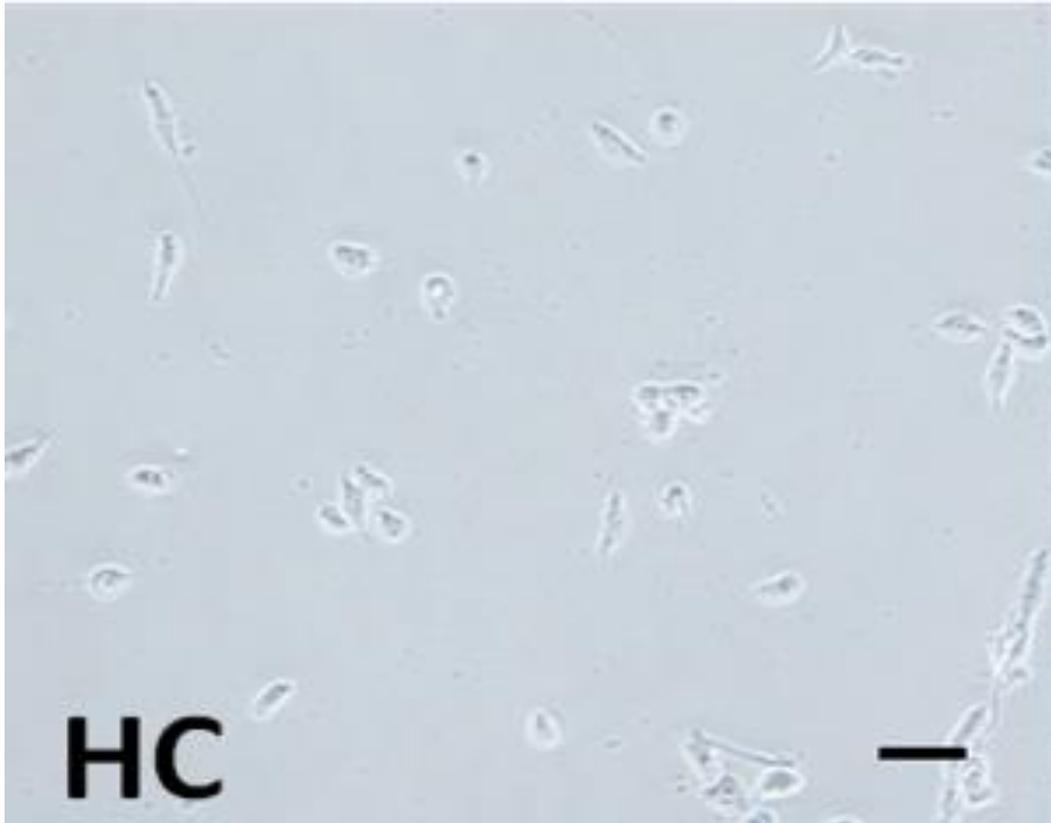
Cuando fueron sometidas a Biodentine® los fibroblastos gingivales humanos, mantienen una morfología ahusada o estrellada similar al control positivo (**Figura 76**).



**Figura 76:** *BD: Biodentine®. Magnificación 100µm.*

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

En cambio, no sucede lo mismo con Dycal, donde podemos observar que los fibroblastos gingivales humanos presentan forma esférica similar al control negativo (**Figura 77**).



**Figura 77:** HC: Hidróxido de Calcio (Dycal). Magnificación 100 $\mu$ m.

## Análisis de Actividad Metabólica (Test de WST-1)

Para evaluar la actividad metabólica se analizaron concentraciones por triplicado tanto de los grupos experimentales (EQUIA™ Fil, Biodentine® y Dycal), como de los grupos control (positivo y negativo). En la **Tabla 10** se muestran los valores de absorbancia obtenidos y en la **Tabla 11** se expresan los valores promedios de cada muestra y los valores de tendencia central y de dispersión de cada grupo (Media y desviación estándar).

| Muestras | EQUIA FIL | BIODENTINE | DYCAL | Control (+) | Control (-) |
|----------|-----------|------------|-------|-------------|-------------|
| 1        | 1,740     | 2,335      | 0,234 | 2,136       | 0,214       |
|          | 1,718     | 2,379      | 0,244 | 2,153       | 0,219       |
|          | 1,691     | 2,377      | 0,220 | 2,139       | 0,229       |
| 2        | 1,614     | 2,331      | 0,250 | 2,188       | 0,239       |
|          | 1,661     | 2,407      | 0,253 | 2,192       | 0,239       |
|          | 1,619     | 2,375      | 0,249 | 2,227       | 0,231       |
| 3        | 1,401     | 2,333      | 0,853 | 2,136       | 0,236       |
|          | 1,376     | 2,418      | 0,904 | 2,151       | 0,252       |
|          | 1,386     | 2,255      | 0,924 | 2,153       | 0,201       |

**Tabla 10:** Valores registrados de absorbancia (cada muestra por triplicado).

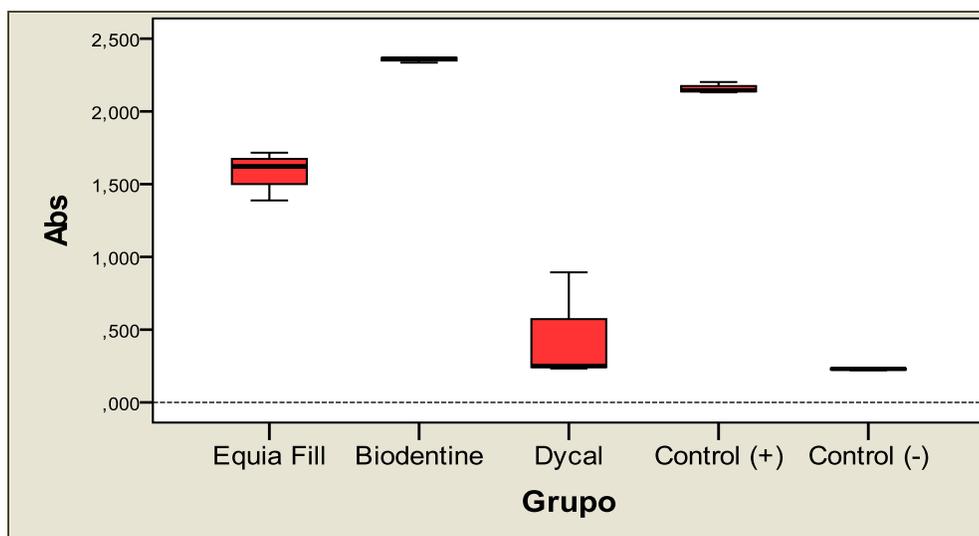
| Muestras     | EQUIA FIL    | BIODENTINE   | DYCAL        | Control (+)  | Control (-)  |
|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| 1            | 1,716        | 2,364        | 0,233        | 2,143        | 0,221        |
| 2            | 1,631        | 2,371        | 0,251        | 2,202        | 0,236        |
| 3            | 1,388        | 2,335        | 0,894        | 2,147        | 0,230        |
| <b>Media</b> | <b>1,578</b> | <b>2,357</b> | <b>0,459</b> | <b>2,164</b> | <b>0,229</b> |
| Desv. Std.   | 0,171        | 0,019        | 0,377        | 0,033        | 0,008        |

**Tabla 11:** Valores promedios de absorbancia de cada muestra y valores medios y de desviación según grupo.

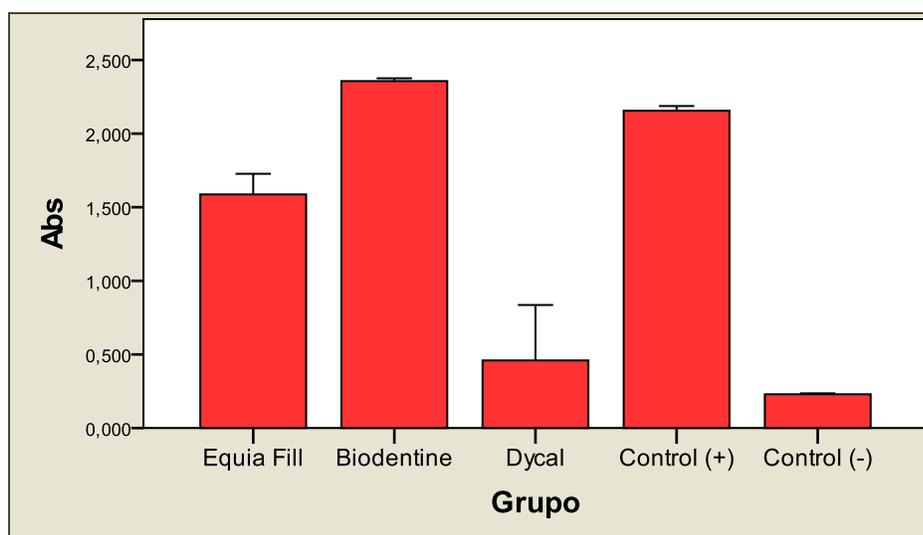
El grupo Biodentine® registró valores de absorbancia aún mayores que el control positivo, lo cual puede interpretarse como máxima viabilidad celular y en el otro extremo, el grupo Dycal registró valores de absorbancia próximos al control negativo, demostrando ser el grupo experimental Dycal con mayor citotoxicidad. En tanto que el grupo EQUIA™ Fil presentó valores intermedios, próximos al control positivo.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

El gráfico de cajas de la **Figura 78** complementa lo expuesto, en el mismo se muestran de manera esquemática las distribuciones de valores de absorbancia para cada grupo y en la **Figura 79** se grafican los valores medios y de dispersión de cada grupo.



**Figura 78:** Distribuciones de valores de absorbancia según grupo. En cada caja la línea central representa la mediana, la caja en sí equivale al 50.0% de los datos más centrales (2do. y 3er. cuartil) y los bigotes representan los valores mínimo y máximo.



**Figura 79:** Diagrama de barras. Valores de absorbancia según grupo: Media y desviación estándar.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Los grupos se contrastaron mediante test no paramétrico (Kruskal-Wallis) para comparar las distribuciones de valores de absorbancia de los cinco grupos, el cual indicó que existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ( $p < 0,05$ ), posteriormente se realizaron contrastes múltiples entre los grupos mediante prueba de dos caras, los resultados de dichas pruebas se muestran en la **Tabla 12**, en la cual se resaltaron las casillas correspondientes a los resultados de las pruebas de contrastes entre los tres grupos experimentales, resultando significativas las diferencias entre Biodentine® y Dycal ( $p < 0,05$ ), y respecto a los contrastes con los grupos control, sólo Biodentine® se diferenció significativamente del control negativo.

**Comparaciones múltiples entre grupos**

|             | EQUIA FILL | BIODENTINE      | DYCAL       | Control (+) | Control (-)     |
|-------------|------------|-----------------|-------------|-------------|-----------------|
| EQUIA FILL  |            | 0,10            | 0,36        | 0,41        | 0,12            |
| BIODENTINE  | 0,10       |                 | <b>0,01</b> | 0,40        | <b>&lt;0,01</b> |
| DYCAL       | 0,36       | <b>0,01</b>     |             | 0,08        | 0,52            |
| Control (+) | 0,41       | 0,40            | 0,08        |             | <b>0,02</b>     |
| Control (-) | 0,12       | <b>&lt;0,01</b> | 0,52        | <b>0,02</b> |                 |

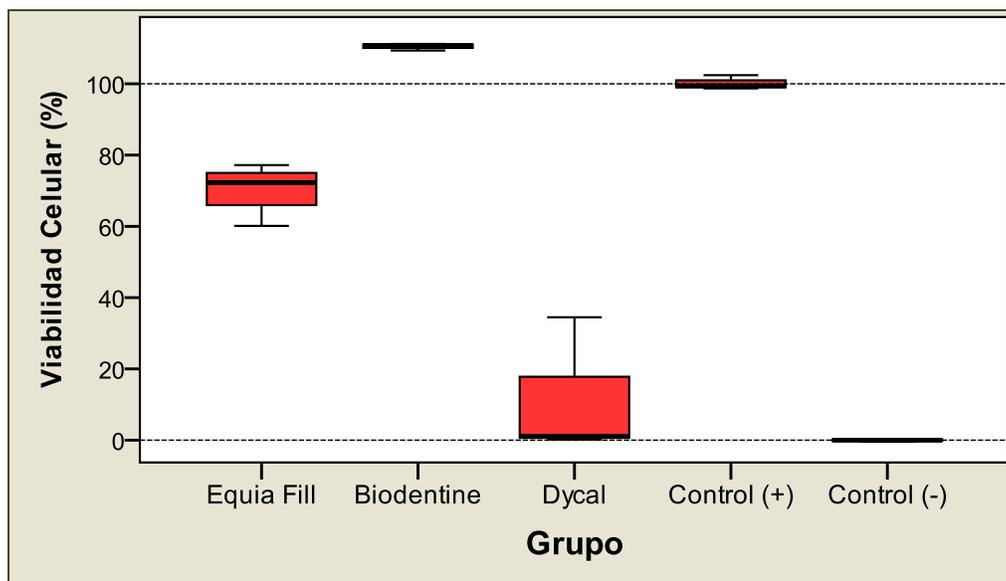
**Tabla 12:** *Contraste por parejas (pruebas de dos caras). Los p-valores significativos se muestran en rojo ( $p < 0,05$ ).*

## Análisis complementario

Para cada concentración se calculó el porcentaje de viabilidad celular respecto a los valores medios de los controles de células (**Tabla 13**) y se graficaron los resultados (**Figura 80**). Los porcentajes mayores a 100.0% (Biodentine®), surgen de aplicar la fórmula para el cálculo de viabilidad celular, debido a que los valores de absorbancia registrados para el analito en cuestión fueron mayores el promedio de absorbancias de control positivo, pero a fines prácticos estos valores deben interpretarse como de 100.0%.

| Muestras     | EQUIA FIL    | BIODENTINE    | DYCAL        | Control (+)   | Control (-) |
|--------------|--------------|---------------|--------------|---------------|-------------|
| 1            | 76,9%        | 110,3%        | 0,2%         | 98,9%         | -0,4%       |
| 2            | 72,5%        | 110,7%        | 1,1%         | 102,0%        | 0,4%        |
| 3            | 59,9%        | 108,9%        | 34,4%        | 99,1%         | 0,0%        |
| <b>Media</b> | <b>69,7%</b> | <b>110,0%</b> | <b>11,9%</b> | <b>100,0%</b> | <b>0,0%</b> |
| Desv. Std.   | 8,8%         | 1,0%          | 19,5%        | 1,7%          | 0,4%        |

**Tabla 13:** Valores de porcentajes de viabilidad celular de cada muestra y valores medios y de desviación según grupo



**Figura 80:** Distribuciones de valores de viabilidad celular según grupo.

### Resumen de prueba de hipótesis

|   | Hipótesis nula   | Test   | Sig. | Decisión                    |
|---|--|--|------|-----------------------------|
| 1 | La distribución de Viabilidad Celular (%) es la misma entre las categorías de Grupo. | Prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes | ,027 | Rechazar la hipótesis nula. |

Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

### Comparaciones múltiples entre grupos

|             | EQUIA FILL | BIODENTINE | DYCAL | Control (+) | Control (-) |
|-------------|------------|------------|-------|-------------|-------------|
| EQUIA FILL  |            | 0,10       | 0,36  | 0,41        | 0,12        |
| BIODENTINE  | 0,10       |            | 0,01  | 0,41        | <0,01       |
| DYCAL       | 0,36       | 0,01       |       | 0,08        | 0,52        |
| Control (+) | 0,41       | 0,41       | 0,08  |             | 0,02        |
| Control (-) | 0,12       | <0,01      | 0,52  | 0,02        |             |

**Tabla 14:** Contraste por parejas (pruebas de dos caras). Los p-valores significativos se muestran en rojo ( $p < 0,05$ ).

Se ratifica el resultado obtenido al considerar los valores de absorbancia.

En este estudio se verificó que Biodentine® registró actividad metabólica igual o mayor al control positivo de biocompatibilidad ( $p=0,41$ ), ambos grupos se diferenciaron significativamente del control negativo ( $p < 0,05$ ). EQUIA™ Fil también presentó una actividad celular semejante al control positivo ( $p=0,41$ ), aunque con valores menores que este y sin llegar a diferenciarse significativamente del control negativo ( $p=0,12$ ) en tanto que Dycal registró valores de viabilidad celular más próximos al control negativo ( $p=0,52$ ) que al control positivo ( $p=0,08$ ). EL grupo EQUIA™ Fil, que presentó valores intermedios de viabilidad celular respecto a los otro grupos experimentales Biodentine® y Dycal no se diferenció significativamente de ellos ( $p=0,10$  y  $p=0,36$  respectivamente), pero si resultaron significativas las diferencias entre Biodentine® y Dycal ( $p=0,01$ ).

## DISCUSIÓN

El tejido pulpar y dentinario conforman estructural y funcionalmente una verdadera unidad biológica denominada complejo dentinopulpar. La dentina y la pulpa constituyen una unidad estructural, por la inclusión de las prolongaciones de los odontoblastos en la dentina; conforman una unidad funcional, debido a que la pulpa mantiene la vitalidad de la dentina y ésta a su vez la protege. También comparten un origen embrionario común, ambas derivan del ectomesénquima que forma la papila del germen dentario (Ten Cate, 1986; Pashley y Walton, 1996; Ferraris y Campos, 1999; Trowbridge, 2002).

Leonardo en 2005 expresa: “la pulpa y la dentina son aspectos morfológicos diferentes de un mismo tejido orgánico, durante la preparación de una cavidad clasificada como profunda o muy profunda, el profesional deberá tener presente que actúa sobre una estructura que contiene 65.000 túbulos dentinarios por  $\text{mm}^2$ , y que en cada uno de ellos hay una prolongación citoplasmática de los dentinoblastos” (Leonardo, 2005).

Esta situación determina que la pulpa y la dentina no se consideren como estructuras aisladas, sino al contrario existen mecanismos de respuestas integradas que establece que estos tejidos constituyan y se denominen complejo dentinopulpar (Miyashita et al., 2005).

Mientras la dentina esté cubierta en la periferia por esmalte sobre las superficies coronales, y por cemento sobre las radicales, la pulpa dental suele permanecer sana durante toda la vida, a menos que la irrigación sanguínea apical sea alterada por fuerzas ortodóncicas excesivas o traumatismos por impacto importante. La mayor parte de las afecciones pulpares patológicas comienzan con la pérdida de una o ambas barreras protectoras, debido a caries, fracturas o abrasión. El resultado es la comunicación de los tejidos pulpares blandos con la cavidad bucal a través de los túbulos dentinarios, según han demostrado en estudios de penetración de colorantes y por experimentos con marcadores radiactivos. Es evidente que determinadas sustancias penetran con facilidad en la dentina, permitiendo que los irritantes térmicos, osmóticos y químicos actúen sobre los componentes de la pulpa. Las etapas iniciales implican el estímulo o la irritación de los odontoblastos, y pueden avanzar a la inflamación y a menudo a la destrucción de los tejidos (Tönder y Naess, 1978).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados  
en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Las respuestas del complejo dentinopulpar ante una irritación dependen del agente causante y de su proximidad a la pulpa. Generalmente, cuando la irritación es leve se forma dentina terciaria, pero si la lesión es moderada o severa se presenta inflamación pulpar (Kafrawy, 1983). Las respuestas pulpares se caracterizan por un proceso inflamatorio que tiende a defender la integridad de la pulpa y a reparar el daño sufrido. Los estados pulpares pueden ser reversibles o irreversibles (Barrancos Mouney y Barrancos, 2006). Cuando la pulpa se daña más allá de cualquier reparación posible, se degenerará poco a poco y, en consecuencia, se producirá la necrosis pulpar (Ingle, 1996). Cuando se considera la elección de un tratamiento, los beneficios terapéuticos deben ser superiores a la probabilidad de causar una lesión. Generalmente, no se puede evitar completamente una reacción pulpar durante la ejecución de los procedimientos restauradores; inicialmente, se provoca una respuesta inflamatoria transitoria. En este sentido, con la aplicación de una adecuada técnica durante la ejecución de los procedimientos restauradores, el órgano dentinopulpar podrá tolerar bien dichos procedimientos, debido a su capacidad de defensa y preservará la integridad pulpar (Kim y Trowbridge, 1999).

La preparación y restauración cavitaria inadecuada y el uso incorrecto de los materiales dentales durante la ejecución de los procedimientos restauradores son también, causas frecuentes de irritación del órgano dentinopulpar (Cox, 1987; Kim y Trowbridge, 1999; Schwartz et al., 1999).

Toda vez que ha habido pérdida de sustancia y como consecuencia de esto el diente deba ser restaurado, se hace indispensable la protección de la pulpa para preservar su vitalidad, interponiendo entre el material de restauración y el sustrato dentario ya sea una capa o más de material es indicado para esa situación clínica con el objeto de no dañar la pulpa (Stefanelloet et al., 2005).

Por tal motivo, el sellado del complejo dentinopulpar es una preocupación constante para la Odontología Restauradora, ya que al superar la unión amelodentinaria durante el tallado de una preparación cavitaria, inevitablemente se cortan miles de túbulos dentinarios que se encuentran sin proceso odontológico en la dentina superficial o media y con prolongaciones odontoblásticas en la dentina profunda, generando en ambos casos, el drenaje permanente de fluido dentinario. En consecuencia, el complejo dentinopulpar debe ser sellado para evitar el drenaje de fluido dentinario, protegiendo el medio interno y evitando la penetración de diferentes

## Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar

noxas físicas, químicas y biológicas, cualquiera sea el material de restauración utilizado (Uribe Echevarria et al., 2013 a y b).

Los biomateriales utilizados en la protección del complejo dentinopulpar son diversos y entre ellos podemos nombrar a los cementos de ionómero de vidrio, Biodentine®, el trióxido mineral agregado e hidróxido de calcio, (De Bruyne y De Moor, 2004; Estrela y Bamman, 1999; Torabinejad et al., 1995; Boukpepsi et al., 2009; Uribe Echevarria et al., 2013; Koubi et al., 2013; Alsubait et al., 2014; Cedillo Valencia et al., 2017).

Hasta el momento no ha sido demostrada la eficacia de algún material de restauración permanente que brinde las garantías de un sellado marginal perfecto, de modo que la filtración y la consecuente contaminación bacteriana se constituyen en una amenaza latente para la integridad de la pulpa (Cohen y Burns, 2002).

Los biomateriales deben poseer dos propiedades fundamentales que son la biocompatibilidad y la capacidad de sellado del medio interno mediante la adhesión-adaptación a las estructuras dentarias (Uribe Echevarria et al., 2003 a y b; Rodriguez et al., 2008).

### ADHESIÓN / ADAPTACIÓN A LA ESTRUCTURA DENTARIA

La palabra **adhesión** se deriva del latín “**adhaeso**” y es definida por la Real Academia Española como la fuerza de atracción que mantiene unidas moléculas de distinta especie química. A nivel dentario, la mayoría de los casos de adhesión consisten en verdaderas articulaciones adhesivas resultado de las interacciones de una capa de material intermedio o adhesivo con dos superficies adherentes, dando lugar a dos interfaces adhesivas (Bayne y Taylor, 1996; Van Meerbeek et al., 1998).

Davidson, (1996), citado por Nakabayashi y Pashley define la adhesión como el mecanismo que une dos materiales en íntimo contacto a través de una interfaz.

**Interfaz** es lo que conocemos en inglés como **interface** (“superficie de contacto”).

La calidad y durabilidad de la interfaz es un factor clave para la supervivencia de un material restaurador en condiciones clínicas; la adaptación marginal y el contacto íntimo con el material circundante (dentina, esmalte y material dental) son características determinantes (Laurent et al., 2008; Watson et al., 2008).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Actualmente el ideal, es lograr una interfaz cero o nula que impida el drenaje permanente de fluido dentinario con sellado de los túbulos dentinarios, sin la presencia de hiatos, interfaces abiertas y fracturas adhesivas, con lo que con lo que se eliminaría la manifestación de hipersensibilidad y de dolor post-operatorio (Uribe Echevarría et al., 2013).

Varios autores sostienen que el análisis de las interfaces de adaptación de los diferentes biomateriales a las preparaciones cavitarias depende fundamentalmente del tamaño, la amplitud, la profundidad, el contorno y el volumen de las cavidades donde se va a contener el material de restauración (Uribe Echevarría et al., 2013; Uribe Echevarria, 2017).

En su tesis doctoral Leonardo Uribe Echevarría (2017), expresa : “el procedimiento de estandarización de las preparaciones cavitarias es de gran importancia, ya que no se pueden comparar y cuantificar microscópicamente interfaces en cavidades diferentes, porque aunque estén realizadas por un mismo operador calibrado, difícilmente serán iguales, puesto que las preparaciones son talladas en milímetros y las interfaces se miden en micrómetros o sea una medida del Sistema Internacional de Medidas, 1000 veces menor. El diseño y la realización del posicionador de altura oclusal y del estandarizador de preparaciones cavitarias lograron solucionar esta problemática de extrema importancia”.

La medición de las interfaces en micrómetros depende de la metodología utilizada para la observación y cuantificación de las muestras. En este trabajo se emplearon dos técnicas microscópicas de evaluación: a) Microscopía Laser Confocal de Barrido por Reflexión, OLS4000 3D LEXT (Olympus, Japan) de FAMAF (Facultad de Matemática Astronomía y Física, UNC) y b) Microscopía Electrónica de Barrido de Emisión de Campo FEG SEM (Zeiss Sigma, Germany).

De los resultados obtenidos se desprenden las siguientes conclusiones generales:

Al considerar las interfaces de sellado dentinopulpar con diferentes biomateriales los grupos Dycal y MTA registraron las mayores desadaptaciones con interfaces abiertas y en el otro extremo, con interfaces de menor desadaptación y selladas correspondieron a Biodentine® y EQUIA™ Fil.

Respecto a las interfaces de sellado dentinopulpar con distintos materiales combinados el grupo MTA-EQUIA™ Fil registró los valores de adaptación más

desfavorables, le siguió en orden decreciente el grupo Dycal-EQUIA™ Fil y finalmente el grupo Biodentine®-EQUIA™ Fil.

## **A.- Interfaces de sellado dentinopulpar con diferentes biomateriales.**

### **Cementos de ionómero de vidrio**

Los cementos de ionómero de vidrio quizás constituyan el grupo de biomateriales restauradores que más han evolucionado no sólo por las modificaciones introducidas en sus componentes, sino por el mejoramiento de sus propiedades, principalmente por su excelente unión por el intercambio iónico con la dentina y esmalte (Cedillo Valencia, 2011). Tienen la propiedad de adherirse a las estructuras dentarias a través de una unión química entre los grupos carboxílicos y el calcio de la hidroxiapatita del esmalte y la dentina (Edelberg, 2003).

Heysy Fitzgerald, (1991), Murray et al., (2002), de Souza Costa et al., (2008), Luczaj-Cepowicz et al., (2014), plantean que el ionómero de vidrio es el indicado, ya que presenta la potencialidad de realizar un sellado químico perfecto con la estructura dentaria, puede impedir la difusión al tejido pulpar de agentes tóxicos y bacterianos difundidos de la dentina a la pulpa y muestra excelente biocompatibilidad cuando es usado próximo, pero no directamente, al tejido pulpar. Es la base cavitaria ideal cuando no está en contacto directo con el tejido pulpar, ofrece una interfaz de unión perfecta entre tejido dentario-ionómero y al mismo tiempo ionómero-resina compuesta; independientemente, de que el mismo se puede utilizar con cualquier material de restauración permanente (Dell'acqua, et al., 2006).

A pesar de que los cementos de ionómero de vidrio fueron creados a finales del siglo pasado, son los cementos dentales que más modificaciones han tenido dentro de sus componentes para mejorar sus propiedades. Gracias al constante mejoramiento de propiedades y modificación en sus componentes han surgido posteriormente los cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad, característica que se da, por el menor tamaño de la partícula y aumento en la proporción polvo / líquido (Bala et al., 2012). Adicional a lo antes expuesto estos poseen ácido poliacrílico en el polvo, con el objetivo de superar su unión con la estructura dentaria y convertirlo en un material de fácil manipulación. Es así, como se crearon los cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad (Ketac Molar EM, 3M-ESPE; Fuji IX GP, GC; Ionofil Molar ART, VOCO, EQUIA™ Fil) que ofrecen una solución

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

superior como material restaurador en el sector anterior, medio y posterior de la cavidad bucal. Su adhesión a la estructura dental permite lograr una menor eliminación de dentina sana o desmineralizada, remineralizando el tejido y ofreciendo un sellado dentinopulpar eficiente con biocompatibilidad (Uribe Echevarria et al., 2013 a y b).

Uribe Echevarria et al. (2013 a y b), han empleado clínicamente EQUIA™ Fil, de GC Corporation (Japón), desde hace ocho años con óptimos resultados y estudiando microscópicamente la estructura y composición de este biomaterial con hallazgos importantes que explican su excelente performance clínica.

Cedillo Valencia et al. en el año 2017 seleccionaron 16 primeros premolares, a cada uno se le aplicó la preparación convencional de cavidad clase uno de Black de 2 mm de altura por 2 mm de ancho. Se acondicionó la cavidad (esmalte y dentina) con ácido poliacrílico al 10.0% por 10 segundos, posteriormente se lavó y secó generosamente y se colocaron los ionómeros de vidrio. Se dividieron en cuatro grupos: 1. Ionofi I Molar® (VOCO), 2. Ketac Molar® (3M ESPE), 3. EQUIA™ Fil (GC) y 4. EQUIA Forte® (GC). En la parte final de la obturación, una vez seleccionadas y preparadas las muestras, se analizaron bajo el microscopio electrónico de barrido (MEB). Los resultados obtenidos en los cuatro grupos fueron que la integración del ionómero de vidrio a la dentina resultó mejor que al esmalte. De los cuatro grupos estudiados el EQUIA™ Fil y el EQUIA™ Forte fueron los que presentaron excelente adaptación marginal (Cedillo Valencia et al., 2017).

La mayoría de los autores que se refieren a este biomaterial resaltan sus propiedades tales como: liberación de flúor, biocompatibilidad, adhesión a las estructuras dentales y cualidades mecánicas debido a la baja contracción y al estrés acumulado durante su colocación, lo que posibilita que sean empleados como base cavitaria en restauraciones directas de resina, brindando soporte rígido generando lo que se ha denomina como "dentina artificial" (Nicholson y Croll, 1997; Hidalgo y Mendez, 2009; Marshall et al., 2010; Zoergiebel y Ilie, 2013).

Por otra parte, Uribe Echevarria et al., (2013 a y b) al realizar pruebas clínicas de adaptación interfácica, con el cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad reforzado EQUIA™ Fil, comprobaron un óptimo comportamiento adhesivo, adaptación y sellado de las preparaciones cavitarias.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Asimismo, en su tesis doctoral, Uribe Echevarria (2017), compara las interfaces de adhesión a la pared pulpar cavitaria de los cementos de ionómero de vidrio convencionales (GC Gold Label 9), los cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad (Ketac Molar Easymix, Ionofil Molar, EQUIA™ Fil), y los cementos de ionómeros de vidrio modificados con resina (Vitremer, Fuji Lining LC). Los resultados obtenidos posibilitaron arribar a las siguientes conclusiones: a) interfaces abiertas mayores correspondieron a Vitremer e Ionofil Molar; b) interfaces de menor desadaptación se obtuvieron con EQUIA™ Fil y GC Gold Label 9; c) interfaces con desadaptaciones intermedias fueron verificadas con Ketac Molar Easymix y Fuji Lining LC; d) Vitremer, Ionofil Molar y Fuji Lining LC mostraron fracturas adhesivas, con mínimo sellado dentinario; e) Ketac Molar Easymix reveló fracturas adhesivas y cohesivas, sin sellado dentinario; f) GC Gold Label 9 generó fracturas de tipo cohesivo dentro del material, sin afectar el sellado dentinario; g) EQUIA™ Fil presentó interfaces mínimas con fracturas de tipo cohesivo y correcto sellado de los túbulos dentinarios.

Nuestro resultados concuerdan con los mencionados autores (Heys y Fitzgerald, 1991; Nicholson y Croll, 1997; Murray et al., 2002; de Souza et al., 2008; Edelberg, 2003; Dell'acqua, et al., 2006; Hidalgo y Mendez., 2009; Marshall et al., 2010; Cedillo-Valencia, 2011b; Zoergiebel y Ilie, 2013; Uribe Echevarria et al., 2013 a y b; Luczaj-Cepowicz et al., 2014; Cedillo Valencia et al., 2017; Uribe Echevarria., 2017) al comprobar que EQUIA™ Fil fue el biomaterial que presentó interfaces mínimas con fracturas de tipo cohesivo, donde el sellado de los túbulos dentinarios no fue afectado. Por otra parte, al medir las interfaces de dentina con cementos de ionómero de vidrio convencionales de alta viscosidad (EQUIA™ Fil) a la pared pulpar cavitaria arrojaron un valor mínimo de 0,00µm con una máxima de 1,25µm y una media 0,47µm. Estos valores coinciden con Uribe Echevarría (2017), quien halló con este material un valor mínimo de 0,01µm con una máxima de 1,14µm y una media 0,38µm., quienes además atribuyen que la interface cero o nula se debe a la autoadhesión a las estructuras dentales a través de una capa químico- micromecánica de interacción iónica y polar.

Además, coincidimos con Uribe Echevarría et al., (2013), al manifestar que: “la aplicación de un cemento de ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad reforzado como EQUIA™ Fil, posibilita obtener al mismo tiempo el sellado

dentinopulpar y la restauración de la preparación cavitaria en un solo acto operatorio”.

### **Cementos de silicato tricálcico**

Biodentine®, otro material de obturación basado en el silicato tricálcico, es un sustituto bioactivo de la dentina, tiene propiedades mecánicas similares a la dentina sana y puede sustituirla sin tratamiento superficial previo de los tejidos. Contiene principalmente minerales de alta pureza y está libre de monómeros, lo que lo transforma en biocompatible (Lizeth et al., 2016).

Este material es una buena alternativa para el tratamiento de caries dentinaria profunda, incluyendo casos en los que ya se han generado procesos inflamatorios pulpares reversibles. Biodentine® por sus propiedades bioactivas, provee un adecuado sellado pulpo-dentinario, favoreciendo una respuesta pulpar de reparación y cambiando las condiciones de los tejidos afectados por caries. Algunos estudios han analizado la interfaz y los cambios químicos que se generan cuando el material está en contacto con la dentina tanto radicular como coronaria (Han y Okiji, 2011; Atmeh. et al., 2012; Kim et al., 2015).

En un estudio realizado por Camilleri en 2013, de microfiltración producida por Biodentine® comparándolo con un ionómero de vidrio modificado con resina (Fuji II LC) concluye que Fuji II LC tiene menor microfiltración que Biodentine®.

Koubi et al., (2012), Raskin et al., (2012), Koubi et al., (2013), observaron que Biodentine® tenía una buena integridad marginal, esto lo atribuyeron a la capacidad del material para formar cristales de hidroxiapatita en la superficie. Estos cristales pueden tener el potencial de aumentar la capacidad de sellado, especialmente cuando se forman en la interfaz del material con las paredes dentales, lo que contribuye a disminuir la microfiltración.

Gjorgievska et al., (2013); Malkondu et al., (2014), comprobaron que la excelente adaptabilidad de Biodentine® a la dentina subyacente depende principalmente de la adhesión micromecánica.

Ahmeh et al., (2012), analizaron la interfaz dentina/Biodentine® y dentina/Ionómero de Vidrio al MEB. Los resultados obtenidos mostraron la formación de prolongaciones intratubulares, aparición de una zona de infiltración mineral adyacente a la interfaz (de 10 a 20µm) y de una banda de dentina alterada

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

estructuralmente bajo la interfaz sólo en las muestras de Biodentine® y no así en las Ionómero de vidrio.

Allwyn et al., (2016), evaluaron la microfiltración midiendo el espacio (en  $\mu\text{m}$ ) entre el piso de la cámara pulpar y el material utilizado para la reparación. MTA tuvo microfiltración más alta ( $0.583 \mu\text{m}$ ) que Biodentine® ( $0.149 \mu\text{m}$ ).

Jameel et al., (2014) observaron con SEM que hay un contacto directo (sin espacio), entre Biodentine® y la dentina. Emplearon sesenta y tres molares humanos recién extraídos, los que se dividieron en tres grupos (A, B, C) y cada grupo principal se dividió en tres subgrupos: (A1, A2, A3) se rellenó con (Biodentine®), (B1, B2, B3) se rellenó con (MTA) y (C1, C2, C3) se rellenó con cemento de ionómero de vidrio (GIC). Después períodos de almacenamiento de 7, 14, 28 días, los dientes fueron seccionados mesio-distal, utilizando una sierra de diamante de baja velocidad (Isomet, Buehler Ltd.) y examinados bajo SEM. Bajo la condición de este estudio *in vitro*, el examen con SEM mostró que las interfaces entre los materiales experimentales y la dentina dependen del tiempo, siendo Biodentine® el que mostró mejores resultados con el transcurso del tiempo. En el examen con SEM Biodentine® mostró interfaces de  $8.1 \pm 0.888\mu\text{m}$  y al cabo de dos semanas  $3.16 \pm 0.7638\mu\text{m}$ .

Niranjan et al., (2016), utilizaron para su análisis 60 molares extraídos y prepararon cavidades de clase I con un ancho de aproximadamente un cuarto de distancia intercuspídea y una profundidad de 0,5-1 mm por debajo de la unión dentino-esmalte sin biseles. En el Grupo 1: cemento de ionómero de vidrio (GIC); Grupo 2: agregado de trióxido mineral (MTA); Grupo 3: Biodentine® se colocó como una base debajo del compuesto. Los dientes se seccionaron longitudinalmente en dos mitades, se sumergieron en azul de metileno al 2.0% y se evaluó la microfiltración bajo microscopio estereoscópico y se evaluó la interfaz entre la base y la dentina en SEM. Bajo la condición de estudio *in vitro*, se observó menos microfiltración y menos espacios internos en Biodentine® ( $0.00 \pm 0.00$  y  $4.00 \pm 1.59$ ) que MTA ( $0.00 \pm 0.00$  y  $6.08 \pm 1.82$ ) y GIC ( $25.25 \pm 6.57$  y  $14.73 \pm 3.72$ , respectivamente) y mostró una correlación positiva muy fuerte entre microfiltración y lagunas internas. Biodentine® exhibe una capacidad de sellado marginal superior en comparación con MTA y GIC.

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Nuestros resultados coinciden con Koubi et al., (2012), Raskin et al., (2012), Koubi et al., (2013), Gjorgievska et al., (2013), Malkondu et al., (2014), Jameel et al., (2014), Niranjana et al., (2016), Allwyn et al., (2016), quienes sostienen que Biodentine® manifestó en sus interfaces fracturas de tipo cohesivo dentro del biomaterial, donde el sellado de la superficie de la dentina no fue afectado. Esta falla cohesiva no afecta la interfaz dentina- Biodentine®, e indica la calidad de la adhesión micromecánica (Zanini, 2012; Grech, 2013). En nuestro estudio al medir las interfaces de Biodentine® con la pared cavitaria el valor mínimo fue de  $0,00\mu\text{m}$  con una máxima de  $4,76\mu\text{m}$  y una media  $1,98\mu\text{m}$ . Uno de los factores que puede haber incidido en estos resultados es que Septodont mediante su tecnología biosilicato activo, controló la pureza del silicato de calcio, logrando un bajo nivel de porosidad que determina una mayor resistencia mecánica y a la incorporación al contenido líquido de un agente reductor de agua, que corresponde al polímero hidrosoluble, estas características hacen a Biodentine®, un adecuado sustituto de la dentina.

Estos resultados están en concordancia con lo reportado por Jameel et al., (2014), quienes observaron con SEM que hay un contacto directo (sin espacio), entre Biodentine® y la dentina con interfaces de  $8.1 \pm 0.888\mu\text{m}$  y al cabo de dos semanas  $3.16 \pm 0.7638\mu\text{m}$ . y con Niranjana et al., (2016) quienes al evaluar la interfaz entre este biomaterial y la dentina observaron menos espacios internos ( $0.00 \pm 0.00$  y  $4.00 \pm 1.59$ ).

### **Trióxido Mineral Agregado**

Al no haber un material de obturación ideal en todos los aspectos, que fuera biocompatible, no tóxico, que ofreciera un sellado hermético, que no afectara la integridad pulpar, entre otras características, en los años 90 apareció un nuevo material el Mineral Trióxido Agregado (MTA), creado en la Universidad de Loma Linda (California). Este material fue descrito por primera vez en la literatura especializada en 1993 por Lee, Monsef y Torabinejad.

Clínicamente, el MTA se emplea para tratamientos de la pulpa vital, apexificaciones, reparación de perforación del conducto radicular, retroobturaciones, blanqueamiento interno y reparación de defectos de reabsorción (Ford et al., 1995;

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Nakata et al., 1998; Lynn y Einbender, 2003; Hardy et al., 2004; Caicedo et al., 2006; El-Meligy y Avery, 2006; Simon et al., 2007; Tuna y Olmez, 2008).

El pH obtenido por el MTA después de mezclado es de 10,2 y a las 3 horas, se estabiliza en 12,5. Esta lectura se realizó a través de un pH-metro (Pye, Cambridge UK), utilizando un electrodo de temperatura compensada. En vista que el MTA presenta, un pH similar al cemento de hidróxido de calcio, luego de aplicar esta sustancia como material de obturación apical, probablemente, este pH pueda inducir la formación de tejido duro (Torabinejad et al., 1995).

Desde su aparición hasta la actualidad, numerosos artículos han sido publicados describiendo las características y bondades del MTA. Este material tiene como principales características: biocompatibilidad, capacidad de sellado, mejor adaptación marginal y fácil manipulación (Abedi y Ingle 1995; Ribeiro et al., 2005).

Una de las ventajas del MTA es el tiempo de endurecimiento 15 minutos para el MTA Angelus y 24 horas para el MTA ProRoot. Su pH es alcalino (MTA ProRoot tiene un pH de 12,51 y MTA Angelus 12,0) lo que lo hace similar al del hidróxido de calcio, proporcionándole efectos antibacterianos, insoluble en presencia de humedad, garantizando un excelente sellado marginal (Menezes et al., 2004; Camilleri y Pitt Ford 2006; Torabinejad y Pairokh, 2010; Pairokh y Torabinejad, 2010).

Yepes y Castrillón, en el año 2013 al comparar el hidróxido de calcio con MTA observó que el MTA produce una capa de material muy duro que no se reabsorbe en el tiempo, y tiende a adherirse con mucha facilidad a la dentina, haciendo que el puente dentinario debajo de la capa de MTA sea más consistente.

Torabinejad et al., en 1993, realizaron un estudio, para evaluar la capacidad de adaptación marginal del MTA, el Super EBA y la amalgama. Los resultados muestran la presencia de interfaces con Super EBA y amalgama. Por el contrario, con el MTA se observa la mayor adaptación y menor cantidad de interfaces.

Basándonos en los resultados de nuestro estudio, el comportamiento del MTA mostró discrepancia con diversos autores (Abedi y Ingle 1995; Ribeiro et al., 2005; Camilleri y Pit Ford, 2006; Yepes y Castrillón, 2013; Torabinejad et al., 1993), teniendo en cuenta que este biomaterial reveló en sus interfaces fracturas adhesivas y cohesivas, con falta de sellado de la superficie de la dentina, registrando desadaptaciones con interfaces abiertas con una media de 17,58µm.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Torabinejad et al., (1993), Nakata et al., (1998), Daoudi y Saunders (2002), Peters y Peters., (2002), De Bruyne y De Moor, (2008), muestran excelentes resultados del MTA, tanto al analizar la adaptación marginal, como la resistencia a la filtración. No coincidimos con los mencionados autores, ni con Sarkar, (2005), cuando expresan que tanto en estudios in vitro como in vivo, el MTA demostró ser el material indicado para recubrimientos pulpaes directos e indirectos, por su capacidad excelente de sellado.

Otro factor a considerar es que el MTA es un material con una cristalinidad cercana al 80.0%. Así también, se ha constatado que MTA posee actividad antibacteriana y antifúngica debido a su pH alcalino (Roberts et al., 2008). Estos materiales tienen una resistencia limitada como sustituto de dentina y manejo difícil (Torabinejad et al., 2010). Su principal problema es el tiempo de fraguado prolongado, esto puede causar importantes inconvenientes clínicos debido a la incapacidad del material para mantener la forma y soportar las tensiones. Si el MTA no está en contacto con humedad mientras fragua, las propiedades del material están disminuidas, sobre todo las relativas a la capacidad de sellado (Vizgirda et al., 2004; Gancedo Caravia y García Barbero, 2006).

Concordamos con Holland et al., (2002 a y b); Torabinejad et al., (1997) y Fridland et al., (2003), quienes midieron en un estudio in vitro la porosidad y la solubilidad del MTA. Al observar la estructura al microscopio electrónico de barrido concluyeron que la porosidad del material una vez fraguado, posiblemente sea debido a la incorporación de burbujas de aire microscópicas durante el espatulado, lo que puede permitir el acceso de bacterias y toxinas entre el material y las paredes dentinarias.

Kim et al., (2015), investigaron la interface Biodentine®-dentina y MTA-dentina y concluyeron que el espesor es mucho mayor con MTA (14.5µm) que con Biodentine® (4.8µm), ellos atribuyeron este hallazgo al tiempo de fraguado más corto de Biodentine®.

Nuestros resultados también, concuerdan con Kim et al., (2015), ya que en nuestro estudio MTA reveló fracturas adhesivas y cohesivas, con falta de sellado de la superficie de la dentina y al medir las interfaces con la pared cavitaria el valor mínimo fue de 9,03µm con una máxima de 27,75µm y una media 17,58µm.

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Coincidimos con Sheela et al., (2017), quienes expresan que “las interfaces de MTA con la pared dentinopulpar fueron irregulares y no continuas y con porosidad. La presencia de porosidad en la interfaz podría atribuirse a las características de manejo del material que conducen a una adaptación inadecuada”.

### **Hidróxido de calcio Fraguable**

El año 1930 Hermann introdujo el hidróxido de calcio fraguable como agente de recubrimiento pulpar, demostrando en pulpas vitales expuestas y recubiertas con este material la formación de dentina secundaria.

El hidróxido de calcio es una barrera de protección para el tejido pulpar, que además de bloquear los túbulos dentinarios, neutraliza los ácidos orgánicos que provienen de materiales, como los cementos y los empleados para la restauración (Stanley y Lundy, 1972).

El hidróxido de calcio ha sido propuesto para un gran número de procedimientos, tales como: medicación intraconducto, solución irrigadora, tratamiento de reabsorciones, como cemento sellador, reparación de perforaciones, recubrimientos pulpares, apexificación y apexogénesis (Difiore et al., 1993; Bystrom et al., 1985; Tronstad 1988; Tziafas 1989; Foreman y Barnes 1990; Andersen et al., 1992; Hauman y Love, 2003).

Se presenta como un polvo blanco, poco soluble en agua (solubilidad a 25° centígrados de 1,2 g/litro). La solubilidad disminuye a medida que aumenta la temperatura y es insoluble en alcohol. En una solución saturada, se produce su disociación iónica con liberación de iones hidroxilo (OH-) e iones de Ca<sup>2+</sup>, con un pH comprendido entre 12.5 y 12.8. La acción sobre los tejidos, está relacionada con su disociación iónica, generadora de iones hidroxilos (OH-), A los productos resultantes de la disociación iónica del hidróxido de calcio, se les han atribuido los efectos biológicos sobre los tejidos vitales y los microorganismos. En tejidos vitales se ha postulado que induce la formación de tejidos duros, y en los tejidos necróticos, que desinfecta por su capacidad antibacteriana (Distel et al., 2002; Estrela et. al., 1998). Sin embargo, Fava y Saunders, (1999), observan en estas acciones, un efecto antagónico y paradójico, al ser innegable que el hidróxido de calcio mata las células del organismo, produce una necrosis superficial de los tejidos y además

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

induce la calcificación tanto del tejido pulpar como del periodonto del área de influencia de el conducto radicular. Gani y Crosa (1989), quienes señalan que desde que Hermann introdujo el hidróxido de calcio en la práctica odontológica, ningún otro medicamento o compuesto medicamentoso ha podido remplazarlo como protector pulpar.

Los cementos de hidróxido de calcio fraguables (Dycal, Life, Calcimol etc), son materiales alcalinos que se presentan en forma de pasta base y pasta catalizadora, que al mezclarse consiguen una concentración de hidrogeniones de 9,2 a 9,5. Son incapaces de producir el sellado de los túbulos dentinarios por su contracción de endurecimiento y porque no presentan propiedades adhesivas, por lo que se forman grietas en la interface hidróxido-dentina. Presentan alta solubilidad y se disuelven al ser hidrolizados por los ácidos débiles, el fluido dentinario y los agentes adhesivos que contienen alcohol, alcohol-agua y acetona. Al cabo de algunos meses desaparecen de las preparaciones cavitarias dando lugar a espacios interfácicos llenos de fluido dentinario que en las preparaciones oclusales restauradas con resinas compuestas se deforman durante la masticación transmitiéndose la presión hidrostática directamente a la barrera odontobástica y al plexo nervioso subodontobástico, generando dolor y sensibilidad postoperatoria a la oclusión habitual (Uribe Echevarría et al., 2013).

Hilton, (1996), señala que los defectos del hidróxido de calcio, como, la disolución después de mucho tiempo de colocada la restauración, fallas a nivel de la interfaz y la presencia de defectos en la dentina reparadora con túbulos abiertos desde la pulpa hacia la interfaz con el recubrimiento, permiten el paso recurrente de bacterias hacia la pulpa. La falla esencial del hidróxido de calcio es su incapacidad para brindar un sellado que evite la microfiltración a largo plazo.

Stanley, (1997), Demarco, (2001), expresan que: “la presencia de túneles permite la entrada de contaminantes orales, tales como bacterias y sus factores tóxicos. Las bacterias y sus productos penetran a través de la microfiltración, dando como respuesta la inflamación y la necrosis pulpar”.

Estudios realizados por Abedi et al., (1996), han demostrado que los puentes de dentina debajo del hidróxido de calcio no tienen el mismo éxito por su falta de adherencia que facilita la microfiltración. En concordancia con este autor, Yepes y Castrillón, (2013), ha demostrado que los puentes de dentina debajo del hidróxido

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

de calcio no tienen el mismo éxito por su falta de adherencia que facilita la microfiltración y con el pasar del tiempo el hidróxido de calcio se reabsorbe y el espacio producido por esta reabsorción puede dar cabida a la proliferación de bacterias.

Coincidimos con Abedi, (1996), Hilton (1996), Stanley, (1997), Demarco, (2001), Yepes y Castrillón, (2013), en lo referente a las deficientes propiedades físico-químicas del hidróxido de calcio. Asimismo, con Uribe Echevarría et al., (2003), quienes señalan que: “el hidróxido de calcio no tendría aplicación como sellador dentinopulpar y su indicación está limitada a determinadas situaciones clínicas, a pequeñas áreas en cavidades profundas con elevada permeabilidad y apexogénesis incompleta en dientes permanentes jóvenes. También coincidimos con Schuurset al., (2000), Cox et al., (2006), cuando sostienen que el hidróxido de calcio tiene muchas desventajas, tales como alta solubilidad, falta de adhesión y la presencia de túneles en el puente dentinario, que permiten la penetración bacteriana debido a su pobre capacidad de sellado.

La mayor desventaja, tal como sostienen Stanley et al., (1997), Yepes y Castrillón, (2001), es que con el pasar del tiempo el hidróxido de calcio se reabsorbe y el espacio producido por esta reabsorción puede dar cabida a la proliferación de bacterias, el hidróxido de calcio es soluble en agua y sus propiedades físicas son deficientes, dejando espacios que alteran la barrera de dentina. Los resultados de nuestro estudio demuestran que Dycal presentó en sus interfaces fracturas adhesivas, con falta de sellado de la superficie dentinaria, siendo el grupo con mayores desadaptaciones, el valor mínimo fue de 20,13µm, el máximo de 30,25µm y 24,54µm de media. Por tal motivo y en concordancia con Uribe Echevarría et al., (2009) quienes manifiestan que: “los cementos de hidróxido de calcio fraguables son incapaces de producir el sellado de los túbulos dentinarios por su contracción de endurecimiento y porque no presentan propiedades adhesivas, por lo que se forman grietas en la interfaz hidróxido-dentina”.

### **B.- Interfaces de sellado dentinopulpar con distintos biomateriales combinados.**

Uno de los principales problemas de los materiales temporales y definitivos es la microfiltración coronaria que se define como el paso de fluidos, bacterias,

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

moléculas o iones y aún aire, entre el material restaurador y las paredes de un diente (Ochoa, 2006).

La microfiltración coronaria se considera una de las causas de fracaso de los tratamientos odontológicos. La falta de sellado coronario por una inapropiada o la ausencia de la obturación provisional o restauración definitiva permite la penetración desde la cavidad bucal, de microorganismos y sus toxinas. (Haskell et al., 1978). La obturación permanente deberá colocarse después del mes y preferiblemente después de varios meses de efectuado el tratamiento. Sin embargo otros autores afirman que deben ser inmediatamente restaurados, pues la filtración marginal coronaria puede ocurrir en pocos días (Khayat et al., 1993; Trope et al., 1995; Leonard et al., 1996; Malone y Donnelly, 1997; Pisano et al., 1998; Barthel et al., 1999; Friedman et al., 2000).

En el mismo sentido, Swanson y Madison, (1987), observaron gran cantidad de microfiltración coronaria después de 3 días de exposición a la saliva artificial. A partir de los resultados de este estudio los autores refieren que la microfiltración coronaria puede ser considerada un factor etiológico potencial en el fracaso del tratamiento de conductos cuando ha sido expuesto el material de obturación del conducto a los fluidos bucales Beach et al., (1996), sostienen que la restauración provisoria debería ser sustituida indefectiblemente por una restauración definitiva, pocos días después.

Según Deveaux et al., (1992), “un material de obturación coronal debe proporcionar un buen sellado, evitar la microfiltración marginal, no presentar porosidades, poseer niveles de variación dimensional a los cambios térmicos similares al diente, buena resistencia a la abrasión y a la compresión, facilidad de colocación y remoción”.

Los cementos de ionómero de vidrio son materiales de fácil aplicación, que presentan muy buena biocompatibilidad, bajo coeficiente de expansión térmica, autoacondicionamiento y autoadhesión a las estructuras dentales a través de una capa químico-micromecánica de interacción iónica y polar; que posibilita su utilización como relleno, sucedáneo de dentina, sellador dentinopulpar y restaurador (Uribe Echevarria et al., 2013).

Los cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad (Ketac Molar EM, 3M-ESPE; Fuji IX GP, GC; Ionofil Molar ART, VOCO, EQUIA™ Fil GC Corporation,

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Japan) revolucionaron las técnicas de restauración ya que son ionómeros convencionales que permiten tiempos de trabajo más convenientes, mejor resistencia compresiva, especialmente resistencia al desgaste y a la abrasión, como así también por liberar altas y sostenidas cantidades de fluoruros (Navarro et al., 2007; Cedillo Valencia et al., 2017). Uribe Echevarría et al., (2013 a y b), expresan que: “la aplicación de un cemento de ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad reforzado como EQUIA™ Fil, posibilita obtener al mismo tiempo el sellado dentinopulpar y la restauración de la preparación cavitaria en un sólo acto operatorio”.

En un estudio clínico retrospectivo del Department of Operative Dentistry and Periodontology, University of Regensburg, Medical School, Germany, se evaluó la idoneidad de un sistema de ionómero de vidrio de alta viscosidad (EQUIA™ Fil, GC Europe, Leuven, Belgium), como material de restauración permanente. Los autores concluyen que dentro de las limitaciones de este estudio se puede concluir que se podría utilizar EQUIA™ Fil como material de restauración permanente en Clases 1 de cualquier tamaño y en Clases 2 con volúmenes cavitarios menores. Los sistemas modernos de cementos de ionómero de vidrio no sólo pueden servir como provisionales de larga duración, sino también como restauraciones permanentes en dientes posteriores (Friedl et al., 2011).

La ausencia de estudios que corroboren el comportamiento de EQUIA™ Fil en contacto con biomateriales utilizados en la protección del complejo dentinopulpar, dificulta la comparación de los resultados de este estudio, teniendo en cuenta que, la mayoría de los autores (Henostroza, 2003; Navarro et al., 2007; Cedillo Valencia y Lugo Favela, 2010; Cedillo Valencia et al., 2017), analizan las características físico-mecánicas de EQUIA™ Fil y la adaptación tanto a esmalte como a dentina.

Por nuestra parte al comparar EQUIA™ Fil vs interfaces combinadas: Biodentine®-EQUIA™ Fil; MTA-EQUIA™ Fil y Dycal-EQUIA™ Fil arrojaron los siguientes resultados: Biodentine®-EQUIA™ Fil el valor mínimo fue de 0,25µm, el máximo de 8,79µm y 2,77µm de media; MTA-EQUIA™ Fil el valor mínimo fue de 2,12µm, el máximo de 30,34µm y 11,87µm de media y Dycal-EQUIA™ Fil valor mínimo fue de 0,79µm, el máximo de 9,20µm y 5,28µm de media. Posteriormente se realizaron contrastes múltiples entre los grupos mediante prueba de dos caras. El grupo MTA-EQUIA™ Fil registró valores de adaptaciones significativamente

## Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar

menores que el grupo Biodentine®-EQUIA™ Fil ( $p < 0,05$ ), y aunque también adaptó algo mejor que el grupo Dycal-EQUIA™ Fil, las diferencias no resultaron estadísticamente significativas con respecto a este grupo ( $p > 0,05$ ). En tanto que los grupos DYCAL-EQUIA™ Fil y Biodentine®-EQUIA™ Fil no llegaron a diferenciarse de forma significativa ( $p > 0,05$ ).

En base a nuestros resultados coincidimos con Cedillo Valencia y Lugo Favela, (2010); Cedillo Valencia, (2017), cuando expresa: “la integración al esmalte de este ionómero de vidrio fue muy bueno, al igual la hibridación formada por este material y el esmalte en toda su longitud. De esta manera se logra una óptima retención y sellado marginal de la interface. La integración a la dentina en este ionómero de vidrio superó la unión con el esmalte, dándose la unión de forma en la que se observa una penetración del cemento de ionómero de vidrio en los túbulos dentinarios de corta longitud, con buena hibridación entre las dos interfaces donde es difícil en algunas áreas distinguir la unión entre el ionómero y la dentina.

Estamos en un todo de acuerdo con Uribe Echevarria et al., (2013 a y b), al manifestar que EQUIA™ Fil tiene un futuro prometedor en el campo de la operatoria dental, en el que se combina el empleo de un cemento de ionómero de vidrio reforzado con óxido de zirconio, hidroxiapatita y nanopartículas de biocerámica, con un sellador de nanorrelleno como EQUIA™ Coat. Combinando las propiedades de ambos materiales, como son la translucidez, resistencia a la compresión, rapidez en el endurecimiento y principalmente liberación constante de flúor del ionómero de vidrio, con el excelente sellado marginal, dureza, pulido y brillo finales hacen de esta técnica una opción excelente para los pacientes con alto riesgo de caries.

### **C.- Análisis de biocompatibilidad *in vitro* de los distintos biomateriales utilizados.**

En el año de 1987, la Sociedad Europea de Biomateriales definió a la Biocompatibilidad como aquella habilidad de un material de actuar con una adecuada respuesta al huésped, en una aplicación específica (Buenahora Tobar et. al., 2007). Este tipo de material se conoce como biomaterial el cual se refiere a cualquier material no vital destinado a interactuar con los sistemas biológicos, dentro o sobre el cuerpo humano (Schamalz y Dorthe, 2009).

## Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar

Según la norma ISO 14971:2012, un material biocompatible debe estar libre de todo riesgo. Así, la biocompatibilidad de los materiales engloba diversos parámetros, como la citotoxicidad, genotoxicidad, carcinogenicidad, biocompatibilidad y la producción de datos antimicrobianos (Hauman y Love, 2003).

Partiendo de esta definición, biocompatibilidad es la descripción y caracterización de una respuesta reproducible por parte de un tejido biológico huésped respecto al material estudiado (Wataha, 2004). Un material biocompatible no sólo debe promover la reparación tisular, sino que también debe ayudar o estimular la reorganización de tejidos dañados (Mantellini et al. 2003).

La biocompatibilidad de los materiales restauradores debe prevalecer sobre cualquier otra característica, pues es un requisito indispensable para que en contacto con los tejidos no ejerzan una acción tóxica y favorezcan el proceso reparativo (Rowwe, 1967; Mondeli et al., 1979; Pascon et al., 1991; Braz et al., 2006; Silveira et al., 2011). Cabe agregar que existe una relación directa entre el grado de biocompatibilidad de determinado material y el éxito de estétipo de procedimientos, por lo que Modena et al., (2009) sostienen que la compatibilidad biológica de los materiales dentales es de suma importancia para evitar o limitar la irritación o degeneración del tejido de la pulpa. La citotoxicidad y la biocompatibilidad de los materiales utilizados en odontología se han estudiado ampliamente.

Dentro de las propiedades de los materiales la bioactividad permite generar una respuesta biológica específica en las interfaces del biomaterial, formando una unión entre el tejido y el material de restauración. Se ha definido la bioactividad como la capacidad de un material de provocar una respuesta biológica específica en la interfaz del material, que resulta en la formación de una unión entre el tejido y el material (Cao y Hench, 1996). En relación a tejidos mineralizados, se entiende como la habilidad de un material de unirse a hueso mediante la formación de una apatita en su superficie cuando está en presencia de fluidos fisiológicos (Hench, 1988).

Las diversas líneas celulares reflejan la complejidad de las pruebas de biocompatibilidad de los materiales e involucran aspectos tanto de reglamentación como científicos cuyo objetivo principal es reducir los experimentos en animales, mejorar las pruebas *in vitro* (emulando al máximo las condiciones *in vivo*) de tal manera que se han optimizado el uso de barreras apropiadas en las pruebas,

## Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar

cultivos celulares y tejidos más convenientes, además del empleo y la determinación de marcadores clínicos y de laboratorio relevantes para medir los efectos biológicos inducidos por un material.

La creciente y reciente investigación sobre los materiales endodónticos está encaminada a desarrollar biomateriales que estimulen la regeneración/formación de dentina y hueso (Caicedo et al., 2006). Las consideraciones actuales no sólo se encaminan a entender la interacción entre el material y el tejido dental en términos de biocompatibilidad, sino principalmente a entender el potencial del material para modular la respuesta del tejido intervenido (Ounsi et al., 2009; Rajasekharan et al., 2014). Los estudios muestran que muchos factores influyen en esta interacción, al incluir la química de los materiales, la degradación de los productos y la manera como el tejido responde a estos agentes terapéuticos. Pocos materiales son realmente inertes y su uso en el medio ambiente dinámico del complejo dentinopulpar puede generar un amplio espectro de efectos fisicomecánicos y biológicos (Ferracane et al., 2010).

La evaluación de la biocompatibilidad mediante análisis morfológicos y de proliferación celular de nuestro estudio pone de manifiesto que Biodentine® es el biomaterial más biocompatible seguido de EQUIA™ Fil, al mostrar fibroblastos gingivales humanos con morfología compatible con la normalidad y con altos niveles de proliferación celular. Por el contrario, Dycal fue el menos biocompatible mostrando morfología celular y niveles de proliferación celular similares al control negativo.

Las técnicas de cultivo celular se usan para evaluar la biocompatibilidad de diferentes materiales (Peters, 2013). De hecho, se utilizan ensayos *in vitro* con cultivos celulares de manera habitual, para esclarecer los mecanismos involucrados en las diferentes respuestas biológicas y para investigar el comportamiento celular en situaciones específicas. Aunque los resultados de estos ensayos *in vitro* no pueden ser extrapolados inmediatamente a las condiciones clínicas en humanos, son relevantes, porque presentan un modelo apropiado para la evaluación de las propiedades de los diferentes materiales dentales, así como para evaluar los riesgos potenciales para la salud (Pires et al., 2016).

Las razones por las que utilizamos fibroblastos gingivales humanos se deben a que diversos autores han demostrado que es un modelo experimental idóneo para

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

valorar biocompatibilidad de biomateriales odontológicos, las mismas pertenecen a un entorno bucal y permiten realizar determinaciones morfológicas, bioquímicas y metabólicas con un alto grado de fiabilidad (Issa et al., 2004; Reichl et al., 2006; Rodriguez et al., 2011; Rodriguez et al., 2013).

### **Cementos de ionómero de vidrio**

La evolución de los cementos de ionómeros de vidrio posibilita disponer de una variedad importante de productos, desde el convencional hasta los modernos ionómeros de alta viscosidad, remineralizantes, alta viscosidad reforzados y modificados con resinas. Entre ambos extremos existe una infinidad de combinaciones en su composición que contienen diferentes reacciones ácido-base para su endurecimiento y adhesión a esmalte, dentina y cemento (Katsuyama, et al., 1993; McLean et al., 1994; Wilson y McLean, 1998; Mount y Bryant, 1999; Edelberg 2010).

La compatibilidad biológica de cementos a base de ionómero de vidrio se explica por su capacidad para disminuir la filtración bacteriana, por liberar flúor, pH inicial bajo, adhesión química a la estructura dental y liberación de cationes metálicos. Su sensibilidad a la humedad y su baja resistencia inicial, resultado de su lenta reacción de endurecimiento del tipo ácido-base en los ionómeros convencionales, estimuló a los investigadores a mejorarlos lo cual permitió la evolución, dando origen a los llamados ionómeros de vidrio modificados por resina, los de alta viscosidad (Bouillaguet, 1996; Sidhu y Schmartz, 2001).

Se sugiere que los cementos de ionómero de vidrio convencionales, desde el punto de vista de la compatibilidad, serían los materiales de elección en la protección del complejo dentinopulpar en preparaciones cavitarias profundas con alta permeabilidad (Rozas, 2010). Rodriguez et al., (2013) para evaluar la biocompatibilidad de un ionómero de vidrio (GIC) y un cemento de ionómero de vidrio modificado con resina (RM-GIC), examinaron la viabilidad celular en un modelo de fibroblastos gingivales humanos utilizando patrones morfológicos, concluyendo que RM-GIC condujo a alteraciones más marcadas que GIC.

Hay una gran cantidad de estudios de biocompatibilidad de los cementos de ionómero de vidrio, entre los que podemos mencionar, los estudios de: Lan et al., (2003); Nicholson (2008); Kanjevac et al., (2012); Tamilsilvan et al., (2013); Mohd

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados  
en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Zainal et al., (2015); Chen et al., (2016); Mitchel et al., (2017); pero son escasos los que analizan entre los cementos de alta viscosidad a EQUIA™ Fil.

Una excepción de ello son los trabajos de Uribe Echevarria et al (2013) quienes manifiestan que EQUIA™ Fil de GC Corp. Japan, presenta alta radiopacidad con elevada resistencia al desgaste; microdureza similar al esmalte; ínfima contracción de endurecimiento; excelentes propiedades estéticas; elevada tolerancia a la humedad y un coeficiente de expansión térmica lineal similar a la dentina. EQUIA™ Fil no contiene resinas monoméricas, lo que indica que es un cemento de ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad con una estructura cristalina integrada por criatales grandes, medianos y pequeños, más esferas con nano-gránulos de zirconio. Estas propiedades y su biocompatibilidad en dentina profunda con el isosistema dentinopulpar hacen que ostente en los casos clínicos, escasa o nula hipersensibilidad y dolor postoperatorio.

En nuestro estudio, en el análisis morfológico cuando los fibroblastos gingivales humanos fueron sometidos a EQUIA™ Fil, observamos que se mantienen las características de las células del control positivo, es decir, presentan una morfología ahusada o estrellada. Estos resultados, coinciden con Uribe Echevarría et al., (tercera parte, 2013) quienes mostraron que las células expuestas a EQUIA™ Fil poseían formas ahusadas y estrelladas compatibles con la normalidad.

También coincidimos con Rodriguez et al., (2013), donde observaron que al cabo de 72hs. las células en contacto con cementos de ionómero de vidrio convencionales no modificaban su forma. Resultados similares obtuvo Noorani et al., (2017) con el cemento de ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad. Por otra parte, al incorporarle monómeros resinosos al cemento de ionómero de vidrio convencional, según de Souza Costa et al., (2003), Aranha et al., (2006), Rodriguez et al., (2013) las células sufren alteraciones morfológicas, considerando que estos cementos modificados con resina tienen como monómero principal el HEMA (2-Hidroxietileno metacrilato). En dentina profunda, estos monómeros no completamente polimerizados permanecen libres en el fluido dentinario, pudiendo llegar a través de los túbulos dentinarios a la pulpa, y así tornarse en tóxico y agresivo para la misma (Rodriguez et al., 2013).

Con respecto al ensayo de proliferación celular mediante la técnica del WST-1, en nuestro estudio, EQUIA™ Fil presentó valores intermedios, próximos al control

### **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

positivo de biocompatibilidad. Su actividad celular fue semejante al control positivo ( $p=0,41$ ), aunque con valores menores que este y sin llegar a diferenciarse significativamente del control negativo ( $p=0,12$ ).

Estos resultados, coinciden con Uribe Echevarría et al., (2013), quienes mostraron que EQUIA™ Fil generaba una actividad celular similar al control positivo de biocompatibilidad ( $p=0,177$ ), mientras que en el control negativo los niveles de actividad celular se vieron disminuidos, siendo las diferencias estadísticamente significativas con respecto al control positivo ( $p=0,008$ ) y a EQUIA Fil ( $p=0,004$ ).

### **Cementos de silicato tricálcico**

Lentamente, los cementos de silicato tricálcico han empezado a abrirse camino dentro de los materiales usados en odontología restauradora. El Mineral Trioxide Aggregate (MTA) fue el primero de este tipo de materiales en ser desarrollado (patentado en 1995). En respuesta a las favorables propiedades de biocompatibilidad y bioactividad de este primer material, los fabricantes elaboraron productos similares al MTA, como MTA Angelus (Angelus Soluções Odontológicas, Brazil) y Endo CPM Sealer (Egeo, Argentina) (Parirokh y Thorabinejad, 2010; Parirokh et al., 2010). Posteriormente, en 2011, apareció en el mercado Bioentine® (Septodont, Saint Maur des Fosses, France), el cual se indica para ser usado como reemplazo de dentina tanto coronal como radicular (Watson et al., 2014).

Biodentine® es un material basado en el silicato de calcio que se engloba dentro de los llamados bioactivos, derivado del MTA, diseñado según sus fabricantes para mejorar las propiedades del anterior. Estos materiales bioactivos derivados del silicato de calcio destacan por su biocompatibilidad e inducen la formación de tejido mineralizado (Niu et al., 2014).

Las propiedades de biocompatibilidad y bioactividad sitúan a los silicatos de calcio como uno de los materiales restauradores que generan una respuesta más favorable por parte del tejido pulpar (Corral Nuñez et al., 2016).

Los cementos de silicato de calcio son biomateriales bioactivos (liberadores de iones), funcionales (formadores de apatita). La alta tasa de liberación de calcio y la rápida formación de apatita bien pueden explicar el papel de los biomateriales de silicato de calcio como andamio para inducir la formación de nuevos puentes de dentina y la curación clínica.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Los silicatos de calcio tales como MTA y Biodentine® son altamente compatibles y se ha demostrado que poseen actividad antibacteriana y antifúngica debido a su pH alcalino (Roberts, 2008). Se ha demostrado que cuando MTA se coloca en la dentina, los cristales de hidroxiapatita crecen alrededor de las partículas de MTA y llenan el espacio microscópico entre el material y la dentina (Sarkar et al., 2005). Biodentine® es un nuevo material bioactivo y biocompatible que puede simular la regeneración de la dentina al inducir la diferenciación de los odontoblastos de las células progenitoras pulpares (Koubi et al., 2013).

En un estudio de Escobar-Garcia et al. (2016) al evaluar la citotoxicidad y la adhesión celular de MTA y Biodentine® en los fibroblastos del ligamento periodontal, concluyeron que ninguno de los materiales fue citotóxico durante el tiempo evaluado.

En el estudio de Nowicka et al., (2013) se realizaron perforaciones pulpares en premolares con indicación de extracción por ortodoncia y se hicieron recubrimientos con Biodentine® (n = 11) y MTA (n = 11). Luego de 6 semanas se observó que la mayoría de los premolares presentaba formación de puente dentinario completo, con ausencia de respuesta pulpar inflamatoria; no se encontraron diferencias significativas entre Biodentine® y MTA durante el período de observación.

Teniendo en cuenta el comportamiento similar de ambos materiales (MTA y Biodentine®) en base a los trabajos de Zhou et al., (2013) quienes compararon la citotoxicidad de Biodentine® con MTA blanco y cemento de ionómero de vidrio utilizando fibroblastos gingivales humanos, observaron que Biodentine® causaba una reacción similar en comparación con el MTA, y que ambos materiales eran menos citotóxicos que cemento de ionómero de vidrio. Del mismo modo, Nuñez et al. (2014), han encontrado un patrón similar de expresión de citoquinas entre Biodentine® y MTA. Perard et al., (2013), compararon la biocompatibilidad y la expresión génica de Biodentine® y MTA utilizando cultivos de esferoides multicelulares tridimensionales y observaron una respuesta similar entre estos dos materiales, lo que indica su uso para el recubrimiento directo de la pulpa. Corral et al., (2014) demostraron que en contacto directo con fibroblastos 3T3 Biodentine® y MTA mostraron una viabilidad similar a las células de control no tratadas, concluyendo que ambos biomateriales mostraron una citotoxicidad similar e indujeron un patrón análogo de expresión de citocinas.

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Considerando los autores mencionados (Nowicka et al.2013; Zhou et al., 2013; Núñez et al., 2014; Perard et al., 2013; Escobar-Garcia et al., 2016) y en base a la adecuada adaptación a la pared pulpar cavitaria hallada en nuestros resultados seleccionamos entre los silicatos de calcio a Biodentine® para el análisis de biocompatibilidad.

Uno de los primeros artículos que estudia la citotoxicidad y la genotoxicidad de Biodentine® fue el de Laurent et al., (2008), afirmando que no afecta a la citodiferenciación de los fibroblastos pulpares humanos en células odontoblásticas comparándolo con ProRoot, MTA y Dycal.

Las principales características de Biodentine® se relacionan con sus propiedades físicas y biológicas. Su acción antibacteriana está determinada por los componentes. La disociación de los iones de calcio e hidróxido aumentan el pH de la solución, favoreciendo la biocompatibilidad y promoviendo un ambiente desfavorable para el crecimiento bacteriano (Holland et al., 1999; Estrela, 2005; Shayegan et al 2012; Zannini et al., 2012; Raskin et al., 2012; Laurent, 2012; Alsubait, 2014).

Cuando Biodentine® está en contacto con fluidos fisiológicos, se deposita una capa de fosfatos de calcio y apatita en la superficie. Algunos autores (Gandolfi et al., 2011; Camilleri, 2013), al evaluar sus interfaces con dentina, muestran la formación de prolongaciones minerales dentro de los túbulos dentinarios, lo que ocurriría por su pH alcalino. Además, permite la diferenciación de células pulpares y biomineralización, con formación de puentes dentinarios, probando así sus propiedades bioactivas al causar una respuesta biológica (Laurent et al., 2012, Zanini et al., 2012; Nowicka et al., 2013; Tran et al., 2012; Shayegan et al., 2012; Allazzam et al., 2015).

Biodentine® ha demostrado ser biocompatible, pues no induce daño a las células pulpares, y además es capaz de estimular la formación de dentina reparadora. La formación de tejido duro ha sido relatada como consecuencia posterior a tratamientos pulpares, realizados con este cemento (Boukpepsi, 2009).

Aunque la información acumulada hasta ahora con respecto a la biocompatibilidad de Biodentine® es bastante limitada, los datos disponibles en general están a favor del material en términos de su falta de citotoxicidad y la aceptabilidad del tejido (Malkondu, 2014).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Coincidimos con los trabajos de Holland et al., (1999), Laurent et al., (2008), Estrela, (2005), Boukpepsi et al., (2009), Laurent et. al., (2012), Zanini et. al., (2012), Koubi et al., (2013), Malkondu et al., (2014), quienes han mencionado que Biodentine® es biocompatible.

Sin embargo, el número de estudios es pequeño y la mitad ha utilizado modelos animales, que ofrecen una comparación imperfecta con las respuestas dentinopulpares humanas. Los ensayos clínicos *in vivo* aún están en curso y se necesitarán ensayos adicionales para determinar si los resultados *in vitro* se traducirán en la práctica clínica. Es importante destacar que faltan informes de casos independientes, ensayos clínicos y ensayos de control aleatorizados, y son necesarios para que este material se convierta en un elemento permanente (Bachooet al., 2013).

En nuestro estudio en el análisis morfológico los resultados muestran que cuando los fibroblastos gingivales humanos fueron sometidos a Biodentine® mantienen las características de las células controles, es decir, presentan una morfología aplanada o achatada similar al Control Positivo.

Nuestros resultados concuerdan con lo reportado por Torabinejad et al., (1993), Torabinejad et al., (1999) quienes sostienen que Biodentine® conserva la viabilidad de fibroblastos gingivales y la inducción de la diferenciación de células de pulpa hacia células odontoblastos en cultivos celulares con la formación de tejido mineralizado. También coincidimos con About et al., (2010), Zhou et al., (2013), quienes consideran que Biodentine® es biocompatible, ya que los fibroblastos expuestos a este material muestran una alta viabilidad celular además de que se adhieren sobre la superficie del material.

Estamos de acuerdo con Poggio et al., (2014) al manifestar que Biodentine® ha demostrado ser el material con mejores cualidades y características, que son la base de la biocompatibilidad.

Zanini et al., (2012) realizaron un trabajo para conocer el efecto biológico de Biodentine® en las células de la pulpa (OD-21) cultivadas. Los resultados sugieren que Biodentine® es un cemento bioactivo porque aumentó la proliferación celular de OD-21 y la biomineralización en comparación con los controles. Debido a su bioactividad, Biodentine® puede ser considerado como un material adecuado para

## **Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

las indicaciones clínicas que requieren regeneración del complejo dentinopulpar, tales como recubrimiento pulpar directo.

En el ensayo de mediante la técnica del WST-1, el grupo Biodentine® registró una actividad celular igual o mayor al control positivo de biocompatibilidad ( $p=0,41$ ), lo cual puede interpretarse como máxima viabilidad celular.

Concordamos en un todo con Zanini et al., (2012) al manifestar que: “Biodentine® puede considerarse un cemento ideal para el recubrimiento de la pulpa”. Sin embargo, especialmente para los materiales de nueva generación, se plantea la necesidad de iniciar nuevos estudios que posibiliten la extrapolación de los resultados para demostrar la eficacia clínica e ilustrar los mecanismos de acción reales de este biomaterial.

### **Hidróxido de calcio fraguable**

El hidróxido de calcio es quizás el paradigma más grande en el mundo de la endodoncia actual. Se utiliza para un gran número de procedimientos clínicos, sin embargo, su mecanismo de acción no se encuentra bien sustentado.

Estrela y Bamman, (1999), manifiestan que el hidróxido de calcio ha resistido la prueba del tiempo debido a dos propiedades enzimáticas: la propiedad de inhibir enzimas bacterianas por medio de iones hidroxilo que actúan sobre la membrana citoplasmática de la bacteria (generando el efecto antibacteriano) y la activación enzimas tisulares, como la fosfatasa alcalina, que tienen una influencia sobre la mineralización, lo que conduce al efecto mineralizador. Las dinámicas químicas y biológicas que ocurren, respectivamente, en la disociación iónica del hidróxido de calcio y su efecto a través de alteraciones celulares tisulares y bacterianas merecen una discusión e investigación cuidadosa.

El hidróxido de calcio, aparte de su inhibición enzimática bacteriana la cual representa una importante propiedad antibacteriana, tiene la capacidad de activar enzimas tisulares las cuales favorecen la reparación tisular a través de la mineralización.

El elevado pH del hidróxido de calcio activa la fosfatasa alcalina (Binnie y Rowe, 1973; Tronstad et. al., 1993).

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

Stanley y Lundy, (1972), han indicado que el hidróxido de calcio es un material que hace de barrera de protección para el tejido pulpar, que además de bloquear los túbulos dentinarios, neutraliza los ácidos orgánicos que provienen de materiales como los cementos y materiales de obturación.

Actualmente se preconiza la importancia de su utilización en cavidades profundas limitándose únicamente a las áreas más comprometidas, en combinación con otros materiales cuyas propiedades físicas sean superiores y también como agente de recubrimiento pulpar directo (Millosevic, 1991).

De la mayoría de los estudios realizados hasta el presente, surge que la principal acción del hidróxido de calcio depende básicamente de su disociación iónica, poniendo énfasis en los iones hidroxilos generadores de pH alcalino responsables de la desnaturalización de las proteínas, con el consiguiente daño al ADN bacteriano (Fernandez Monjes y Maresca, 2008).

Leonardo, (1998 y 1999), atribuye a la alcalinidad del hidróxido de calcio la capacidad de inducción de tejido mineralizado, estimulando enzimas como la fosfatasa alcalina e inhibiendo otras como la fosfatasa ácida de origen osteoclastico. Pero también da importancia al ión calcio que como parte integrante de la reacción inmune, puede ser importante en la reparación pulpar y periodontal, activando a la adenosina trifosfatasa calcio-dependiente, asociada a la formación de tejido mineralizado. La acción principal del hidróxido de calcio no radica en su pH, sino en la liberación de iones calcio en la zona de la lesión, tanto pulpar como periapical. Por ello, Maresca y Fernandez Monjes, (2005), preconizan el uso del ión calcio liberado en forma lenta y sostenida, en sistemas matriciales colocados en la zona de la lesión, porque no sólo estimula la regeneración ósea, sino que acelera las diferentes etapas de la reparación.

Si bien, el hidróxido de calcio ha sido por varias décadas, el material de elección con alta posibilidad predictiva en la terapia pulpar, estamos frente a la ruptura de este paradigma, debido a que han surgido otros biomateriales por su biocompatibilidad, habilidad para estimular la mineralización, poder antimicrobiano y por otras cualidades (Yepes y Castrillón, 2013).

En un ensayo de citotoxicidad sobre cultivos primarios de células pulpares se comparó un cemento de hidróxido de calcio autopolimerizable (Dycal) con dos composites fotopolimerizables. Los autores obtuvieron un 40.0% de muerte celular

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

causada por los composites, que se veía mejorada por la presencia de los factores de crecimiento, frente a un 80.0% de muerte celular al exponer los cultivos al hidróxido de calcio autopolimerizable, siendo los factores de crecimiento incapaces de mejorar esa tasa (Furey et al. 2010).

Desai y Chandler, (2009), realizaron una revisión de literatura de estudios clínicos y de laboratorio de los cementos a base de Hidróxido de Calcio para determinar las propiedades biológicas y características físicas que poseen, destacando que un factor muy importante del hidróxido de calcio es la biocompatibilidad. En el mismo sentido, Gupta et al., (2011), Sinha et al., (2011), demuestran, que el hidróxido de calcio es el material de elección cuando se trata de mayor biocompatibilidad y menor grado de citotoxicidad.

Nuestros resultados difieren con Desai y Chandler, (2009), Gupta et al., (2011), Sinha et al., (2011), teniendo en cuenta que cuando los fibroblastos gingivales humanos fueron sometidos a Dycal mostraron una morfología esférica similar al control negativo, siendo el grupo experimental con menor biocompatibilidad.

Concordamos con lo reportado por un estudio de Camargo et al., (2009) que el hidróxido de calcio es el más menos biocompatible, del mismo modo con Ainehchi et al., (2002), Briso et al., (2006), quienes sostienen que, Dycal demuestra una fuerte capacidad citotóxica. También, con Duda et al., (2008) quiénes expresan que, debido a la alcalinidad de su pH, el hidróxido de calcio induce citotoxicidad, causando la formación de una capa de necrosis. Así mismo con Fridland et al., (2005) al manifestar que, los productos del hidróxido de calcio no son biocompatibles para el tejido de la pulpa. Por el contrario, las células en contacto con este material mueren debido a su pH alcalino, formando una capa necrótica de espesor variable.

En los resultados de nuestro trabajo mediante la técnica del WST-1, Dycal registró los valores de viabilidad celular más próximos al control negativo ( $p=0,52$ ), demostrando ser el de con menor biocompatibilidad.

## CONCLUSIONES

- 1) Dycal y MTA registraron las mayores desadaptaciones con interfaces abiertas (24,54 $\mu$ m y 17,58 $\mu$ m de media respectivamente), en el otro extremo, con valores de desadaptaciones menores se encuentra Biodentine® y EQUIA™ Fil (1,98 $\mu$ m y 0,47 $\mu$ m de media respectivamente).
- 2) Al analizar la adhesión/adaptación a la pared pulpar cavitaria se pudo determinar que tanto las interfaces dentina-EQUIA™ Fil como las de Biodentine®, presentaron mínimas fracturas de tipo cohesivo, donde el sellado de los túbulos dentinarios no fue afectado.
- 3) Al analizar la adhesión/adaptación a la pared pulpar cavitaria se pudo determinar que las interfaces dentina-MTA revelaron fracturas adhesivas y cohesivas, con falta de sellado de la superficie de la dentina.
- 4) Al analizar la adhesión/adaptación a la pared pulpar cavitaria se pudo determinar que las interfaces dentina-Dycal exhibieron las mayores desadaptaciones, fracturas adhesivas y falta de sellado de la superficie dentinaria.
- 5) Al comparar las interfaces de sellado de los biomateriales combinados Biodentine®-EQUIA™ Fil registró los valores más favorables (2,77 $\mu$ m de media), le siguió en orden decreciente Dycal-EQUIA™ Fil (5,28 $\mu$ m de media) y finalmente MTA-EQUIA™ Fil (11,87 $\mu$ m de media).
- 6) MTA-EQUIA™ Fil registró valores de adaptaciones significativamente menores que Biodentine®-EQUIA™ Fil ( $p < 0,05$ ).
- 7) Biodentine®-EQUIA™ Fil adaptó mejor que Dycal-EQUIA™ Fil, pero las diferencias entre ambos no resultaron estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ).
- 8) La evaluación de la biocompatibilidad mediante análisis morfológicos y de proliferación celular pone de manifiesto que Biodentine® es el biomaterial más biocompatible seguido de EQUIA™ Fil, al mostrar fibroblastos gingivales humanos con morfología compatible con la normalidad y con altos niveles de proliferación celular. Por el contrario, Dycal fue el menos biocompatible mostrando morfología celular y niveles de proliferación celular similares al control negativo.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- 9) EQUIA™ Fil por su biocompatibilidad y capacidad de adhesión/adaptación tanto a la pared pulpar cavitaria como combinado con biomateriales, es apropiado para ser utilizado como sellador dentinopulpar y restaurador.
- 10) Biodentine® por sus propiedades biomecánicas y biocompatibilidad es un material adecuado para la protección y conservación del complejo dentinopulpar. Se recomienda continuar las investigaciones y estudios clínicos con seguimiento a largo plazo, para poner en evidencia su efectividad.

**CONCLUSIÓN DE TESIS**

**De acuerdo a los resultados obtenidos, se ha podido confirmar la Hipótesis formulada en esta tesis doctoral:**

**Biodentine®, por sus propiedades biomecánicas, fácil manipulación, capacidad de adhesión-adaptación y biocompatibilidad sería un material adecuado para la protección del complejo dentinopulpar.**

## BIBLIOGRAFÍA

- About I, Laurent P, Tecles O (2010). Bioactivity of biodentine: a Ca<sub>3</sub>Si-based dentin substitute. *J Dent Res* 89:165.
- Abedi HR, Ingle JL (1995). Mineral Trioxide Aggregate: a review of a new cement. *J Calif Dent Assoc* 23(12): 36-9.
- Abedi HR, Torabinejad M, Pitt Ford TR, Bakland L (1996). The use of mineral trioxide aggregate cement (MTA) as a direct pulp capping agent. Abstract N° 44, *J Endod* 22(4):199.
- Abreu Correa JM, Marbán González R, Morffi López I, Ortiz de la Cruz I (2011). Complejo dentino pulpar. Estructura y diagnóstico. *REMIJ* 12(1):82-99.
- Accorinte M, Loguercio A, Reis A, Carneiro E, Grande R, Murata S, Holland R. (2008). Response of human dental pulp capped with MTA and calcium hydroxide powder. *Oper Dent* 33(5):488-95.
- Al-Hezaimi K, Al-Shalan T, Naghshbandi J, Simon J, Rotstein I (2009). MTA preparations from different origins may vary in their antimicrobial activity. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 107(5):e85-8.
- Allazzam SM, Alamoudi NM, Adb E O, Meligy SE. (2015). Clinical applications of Biodentine in pediatric dentistry: a review of literature. *J Oral Hyg Health* 3(3):1-6.
- Allwyn S, Asokan S, Priya PR (2016). Evaluation of sealing ability of Biodentine and mineral trioxide aggregate in primary molars using scanning electron microscope: A randomized controlled in vitro trial. *Cont Clin Dent* 7(3): 322–5.
- Alsubait SA, Hashem Q, AlHargan N, AlMohimeed K, Alkahtani A (2014). Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA bioaggregate and biodentine. *J Contemp Dent Prac.* 15(3):336-40.
- Andersen M, Lund A, Andreasen J, Andreasen F (1992). In vitro solubility of human pulp tissue in calcium hydroxide and sodium hypochlorite. *Endod Dent Traumatol* 8:104-8.
- Andreasen JO (1981). Relationship between surface and inflammatory resorption and changes in the pulp after replantation of permanent incisors in monkeys. *J Endod* 7(7):294-301.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Andreaus SB (1987). Liquid versus gel etchants on glass ionomer. Their effects on surface morphology and shear bond strengths to composite, resins. *J Am Dent Assoc* 114(2):157-8.
- Aranha AM, Giro EM, Souza PP, Hebling J, de Souza Costa CA (2006). Effect of curing regime on the cytotoxicity of resin-modified glass-ionomer lining cements applied to an odontoblast-cell line. *Dent Mater* 22(9):864-9.
- Asgary S, Pariookh M, Egbbal MJ, Brink F (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod* 31(2):101-3.
- Asgary S, Shahabi S, Jafarzadeh T, Amini S, Kheirieh S (2008). The properties of a new endodontic material. *J Endod* 34(8):990-3. .
- Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Festy F, Watson TF (2012). Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res* 91(5):454-59.
- Avery J (1994). *Oral Development and Histology* 2ª ed. Thieme Medical Publishers Inc. New York.
- Bachoo IK, Seymour D, Brunton P (2013). Clinical case reports using a novel calcium-based cement. *Br Dent J* 214(2): 61-4.
- Bala O, Arisu H, Yikilgan I., Arslan S, Gullu A (2012). Evaluation of Surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *Eur J Dent* 6(1):79-86
- Barrancos Mooney J. y Barrancos PJ. *Operatoria Dental: Integración clínica*. 4ª ed Médica Panamericana. Buenos Aires. Argentina. 2006
- Barthel CR, Strobach A, Briedigkeit H, Göbel UB, Roulet JF (1999) Leakage in roots coronally sealed with different temporary fillings. *Journal of Endodontics*. 25(11)731-34.
- Bayne SC, Taylor DF. *Materiales odontológicos*. En: Sturdevant CM, Roberson T, Heymann H, Sturdevant JR. *Arte y Ciencia. Operatoria Dental*. 3ª ed. Mosby. Madrid. 1996. p 207- 88.
- Beach CW, Calhoun JC, Bramwell JD, Hutter JW, Miller GA. (1996) Clinical evaluation of bacterial leakage of endodontic temporary filling materials. *Journal of Endodontics*, 22(9):459-462.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Bellet, L. J., Villarino, F., Rivas, I, Broch, S., Sáenz, S., Martínez, P., Muñiz, C. (2004). Estudio comparativo entre MTA y sulfato férrico en pulpotomías de molares temporales: resultados preliminares. *Dentum (Barc)* 4(2):50-4.
- Bernabé PFE, Holland R (1998). O emprego do hidróxido de calcio nos cirurgias paraendodónticas. *Rev. Asso Paul Cirurg Dent* 52(6):460-5.
- Bhaskar S.N. *Histología y Embriología Bucal de Orban*. 9ª ed El Ateneo Buenos Aires. Argentina. 1983.
- Binnie WH, Rowe AH. (1973). A histological study of the periapical tissues of incompletely formed pulpless teeth filled with calcium hydroxide. *J Dent Res* 52(5): 1110-6.
- Braz MG, Camargo EA, Salvadori DMF, Marques MEA, Ribeiro DA (2006). Evaluation genetic damage in human peripheral lymphocytes exposed to mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J O Reabil* 33:234-9.
- Boukpepsi T, Septier D, Goldberg M. VI-2-2-2 Animal studies. In: Goldberg M (ed.) *Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites*. Coxmoor, Oxford 2009. p 200-203.
- Bouillaguet S (1996). In vitro cytotoxicity and dentin permeability of HEMA. *J. End.* 22(5): 244-48.
- Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD (2006). Elemental analysis of cristal precipitate from gray and white MTA. *J Endod* 32(5):425-8.
- Brackett WW, Johnston WM (1989). Repair of glass ionomer restorative materials: flexure strength of specimens repaired by two methods. *J Prost Dent* 62(3)261-4.
- Buenahora Tobar MR, Gúzman Báez HJ (2007). Biocompatibilidad y Citotoxicidad. Nota científica. *Sociedad Colombiana de Operatoria y Biomateriales. Fundamentos de biocompatibilidad Odontos*. p13-20.
- Bystrom A, Claesson, R, Sundqvist G (1985). The antibacterial effect of camphorated paramonochlorophenol, camphorated phenol and calcium hydroxide in the treatment of infected root canals. *Endod Dent Traumatol* 1:170-5.
- Caicedo R, Abbott PV, Alongi DJ, Alarcon MY (2006). Clinical, radiographic and histological analysis of the effects of mineral trioxide aggregate used in

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

direct pulp capping and pulpotomies of primary teeth. Aust Dent J 51:297-305.

- Caliskan MK, Turkun M, Turkun LS (1998). Effect of calcium hydroxide as an intracanal dressing on apical leakage. Int Endod J. 31(3):173-7.
- Camargo SE, Camargo CH, Hiller KA, Rode SM, Schweikl H, Schmalz G (2009). Cytotoxicity and genotoxicity of pulp capping materials in two cell lines Int Endod J 42(3):227-37.
- Camilleri J, Pitt Ford T (2006). Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. Int Endod J 39(10):747-54.
- Camilleri J (2013). Investigation of Biodentine as dentine replacement material. J Dent. 41(7):600-10.
- Cao WP, Hench LL (1996). Bioactive materials. Ceramics International. 22(6):493-507.
- Carda C, Peydró A (2006). Ultrastructural patterns of human dentinal tubules, odontoblast processes and nerve fibres. Tissue Cell. 38(2):141-50.
- Catalayud J, Casado I, Alvarez C (2006). Análisis de los estudios clínicos sobre la eficacia de las técnicas alternativas al formocresol en las pulpotomías de dientes temporales. Avances en Odontostomatología, 22(4):229-39.
- Cedillo Valencia JJ, Lugo Valencia JA (2010). Ionómero de vidrio recargable como restauración definitiva (EQUIA). Rev ADM 67(4):185.
- Cedillo Valencia JJ (2011a). Ionómero de vidrio de alta densidad como base en la técnica restauradora de sándwich. Rev ADM 68(1):39-47.
- Cedillo Valencia JJ (2011b). Ionómeros de vidrio remineralizantes. Una alternativa de tratamiento preventivo o terapéutico. Rev ADM. 68(5):258-65
- Cedillo Valencia JJ, Herrera Almanza A, Cedillo Felix VM (2017). Equia Forte innovación del futuro en obturación de cavidades. Rev Op Dental y Biom 1:1-11.
- Chaple Gil A, Herrero Herrera L. (2007). Generalidades del agregado de trióxido mineral (mta) y su aplicación en odontología: revisión de la literatura. Act Odont Ven 45(3):36-9.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Chen S, Mestres G, Lan W, Xia W, Engqvist H (2016). Cytotoxicity of modified glass ionomer cement on odontoblast cells. *J Mater Sci Mater Med.* 27(7):116-20.
- Cohen S, Bursns R: *Vías de la pulpa.* 8ª ed. Elsevier Science Madrid. España 2002.
- Corral Nuñez C, Fernandez Godoy E, Mart J, Cassieleles N, Estay J, Bersezio Miranda C, Cisternas Pinto P, Batista de Oliveira Jr. O. (2016) Revisión del estado actual de los cementos de silicato de calcio. *Rev Fac de Odontol Univ Ant* 27(2) jan/july.
- Cox CH (1987). Biocompatibility of dental materials in the absence of bacterial infection. *Oper Dent* 12:146-52.
- Dammaschke T, Gerth HUV, Züchner H, Schäfer E (2005) Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater* 21(8):731-8.
- Daoudi MF, Saunders WP. (2002). In vitro evaluation of furcal perforation repair using mineral trioxide aggregate or resin modified glass ionomer cement with and without the use of the operating microscope. *J Endod* 28:512-5.
- Das U, Viswanath D, Azher U (2009). Clinical Evaluation of Resin Composite and Resin Modified Glass Ionomer in Class III Restorations of Primary Maxillary Incisors: A Comparative In Vivo Study. *International J Clin Ped Dent* 2(2):13-19.
- De Bruyne MA, De Moor RJ. (2004). The use of glass ionomer cements in both conventional and surgical endodontics. *Int Endod J* 37(2):91-104.
- De Bruyne MA, De Moor RJ. (2008). Influence of cracks on leakage and obturation efficiency of root-end filling materials after ultrasonic preparation: an in vitro evaluation. *Quintessence Int* 39(8):685-92.
- De La Macorra, G. J. (1995). Nuevos Materiales a Base de Vidrio Ionometro: Vidrios Ionomeros Hibridos y Resinas Compuestas Modificadas. *Rev Eu Odont-Odontoest* 7(5):259-72.
- Desai S, Chandler N. Calcium hydroxide-based root canal sealers: a review. *J Endod* 35(4):475-80.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- de Souza Costa CA, Hebling J, Garcia-Godoy F, Hanks CT (2003). In vitro cytotoxicity of five glass-ionomer cements. *Biomaterials* 24(21):3853-8.
- Dejou J, Colombani J, About I (2005). Physical, chemical and mechanical behavior of a new material for direct posterior fillings. Abstract. *Eur Cell Mater* 10(suppl. 4):22-5.
- Dell'acqua A, Espinosa Fernandez R, Fernández-Bodereau (h) E, Henao Pérez D, Kohen S, Mondelli J, et al. *Estética en Odontología Restauradora*. 1ª ed. Ripano. Madrid. 2006.
- Demarco FF (2001). Pulp response and citotoxicity evaluation of 2 dentin bonding agents. *Quintessence Int* 32(3):211-20.
- Deveaux E, Hildelbert P, Neut C, Boniface B, Romond C (1992). Bacterial microleakage of Cavit, IRM, and TERM. *Oral Surg Oral Med Oral Path* 74(5):634-643.
- Diccionario de la Real Academia Española. CD ROM. Espasa Calpe S.A. 21ª ed. Versión 21.1.0. 1995.
- Difiore P, Peters D, Setterstrom J, Lorton L (1993). The antibacterial effects of calcium hydroxide apexification pastes. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 55:91-4.
- Distel J, Hatton J, Gillespie J. (2002). Biofilm formation in medicated root canals. *J Endod*. 28(10):689-93.
- Edelberg M (2003) Adhesión con Ionómeros Vítreos. Adhesión en Odontología Restauradora. Editora MAIO Curitiba, Paraná Brasil 1ª ed. Editor Gilberto Henostroza H 139-162.
- Edelberg M (2010). Adhesión con ionómeros vítreos. En Adhesión en Odontología Restauradora. 2ª. ed. Ripano Madrid. p173-200.
- El-Meligy OA, Avery DR (2006). Comparison of apexification with mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. *Pediatr Dent* 28(3):248-53.
- Escobar-García DM, Aguirre-López E, Méndez-González V, Pozos-Guillén A (2016). Cytotoxicity and Initial Biocompatibility of Endodontic Biomaterials (MTA and Biodentine) Used as Root-End Filling Materials. *Biomed Res Int*. 2016:7926961.
- Estrela C, Pimenta F, Ito I, Bammann L (1998). In vitro determination of direct antimicrobial effect of calcium hydroxide. *J Endod*. 24(1):15-7.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Estrela C, Bamman LL. (1999). Efecto enzimático do hidróxido de calcio. Rev ABO Nac 7(1):32-42.
- Estrela C. Ciencia Endodóntica. Artes Médicas. São Paulo. Brasil. 2005
- Fava L, Saunders W (1999). Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. Int Endod J 32(4):257-82.
- Fava L, Saunders W (1999). Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. Int Endod J 32(4): 257-82
- Fernández Monjes J, Maresca BM (2008). Consideraciones sobre el uso del hidróxido de calcio y el ión calcio en endodoncia. Presentación de un caso clínico. RAAO 67(2):10-5
- Ferracane JL, Cooper PR, Smith AJ (2010). Can interaction of materials with the dentin-pulp complex contribute to dentin regeneration? Odontology 98(1): 2-14.
- Ferraris ME y Campos A Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental. 3ª ed. Médica Panamericana. Argentina. 2009.
- Ford TR, Torabinejad M, McKendry DJ, Hong CU, Kariyawasam SP (1995). Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 79(6):756-63.
- Foreman PC, Barnes IE (1990). A review of calcium hydroxide. Int Endod J 23(6): 283-97.
- Fridland M, Rosado R (2003). Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. J Endod 29(12): 814-17.
- Fridland M, Rosado R (2005.) MTA solubility: a long term study. J Endod 31(5):376-9.
- Friedl K., Hiller K.A, Friedl K.H (2011). Clinical performance of a new lassionomerba sedrestoration system: a retrospective cohortstudy. Dent Mater 27(10):1031-7.
- Friedman S, Komorowski R, Maillet W, Klimaite R, Nguyen H, Torneck CD (2000) In vivo resistance of coronally induced bacterial ingress by an experimental glass ionomer cement root canal sealer. Journal of Endodontics, 26:1-5.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Furey A, Hjelmhaug J, Lobner D (2010). Toxicity of Flow Line, Durafill VS, and Dycal to dental pulp cells: effects of growth factors. *J Endod* 36(7):1149-53.
- Fusayama T, Okuse K, Hosoda H. (1966). Relationship between hardness, discoloration and microbial invasion in carious dentin *J Dent Res* 45(4):1033-46.
- Gancedo Caravia L, Garcia Barbero E (2006). Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod* 32(9):894-6.
- Gandolfi, MG, Taddei P, Tinti A, Dorigo E, Prati C (2011). Alpha-TCP improves the apatite-formation ability of calcium-silicate hydraulic cement soaked in phosphate solutions. *Materials Science & Engineering C-Materials for Biological Applications* 31(7):1412-22.
- Gani O, Crosa ME (1989). Organo dentino pulpar: fundamentos biológicos acerca de la respuesta clínica por aplicación de Ca (OH)<sub>2</sub>. *Rev Esp Endod* 7:129-136.
- Garberoglio R, Brännström M (1976). Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 21(6):355-62.
- Gjorgievska ES, Nicholson JW, Apostolska SM, Coleman NJ, Booth SE, Slipper IJ, Mladenov MI (2013). Interfacial properties of three different bioactive dentine substitutes. *Microsc Microanal* 2013 Dec;19(6):1450-7
- Glickman GN, Kenneth A (2000). 21st-Century endodontics. *J Am Dent Assoc* 131:39-46.
- Gomes Filho JE, Rodrigues G, Watanabe S (2009). Evaluation of the tissue reaction to fast endodontic cement (CER) and Angelus MTA. *J Endod* 35(10):1377-80.
- Grech L, Mallia B, Camilleri J (2013). Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *Int Endod J* 46(7): 632-41.
- Gupta A, Sinha N, Logani A, Shah N (2011). An ex vivo study to evaluate the remineralizing and antimicrobial efficacy of silver diamine fluoride and glass

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

ionomer cementtype VII for their proposed use as indirect pulp cappingmaterials-Part I. J Conserv Dent 14(2):113-116.

- Guzmán AR (2001). Evaluación Clínica de un Ionómero de Vidrio Modificado en Odontopediatría. Acta Odontol Venez 39(3):54-68.
- Haapasalo M, Orstavik D (1987), In vitro infection and disinfection of dentinal tubules. J Dent Res 66(8):1375-9.
- Ham KA, Witherspoon DE, Gutmann JL, Ravindranath S, Gait TC, Opperman LA. (2005). Preliminary evaluation of BMP-2 expression and histological characteristics during apexification with calcium hydroxide and mineral trioxide aggregate. J Endod 31(4):275-9.
- Han L, Okiji T (2011). Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. Int Endod J. 44(12):1081-7.
- Hardy I, Liewehr FR, Joyce AP, Agee K, Pashley DH (2004). Sealing ability of One-Up Bond and MTA with and without a secondary seal as furcation perforation repair materials. J Endod 30(9):658-61.
- Haskell EW, Stanley HR, Chellemi J Stringfellow H (1978): Direct pulp capping treatment:a long-term follow-up. J Am Dent Assoc 97: 607-612
- Hauman C, Love R (2003). Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy. Part 1: Intracanal drugs and substances. Int Endod J 36(2): 75-85.
- Hauman, C, Love, R (2003). Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy. Part 2: Root canal filling materials. Int Endod J 36(3):147-60.
- Heithersay GS. (1975) Calcium hydroxide in the treatment of pulpless teeth with associated pathology. J Br Endod Soc 8(2):74-93.
- Helpin M, Rosemberg H (1996). Resin-modified glass ionomer in pediatric dentistry. J Pract Hyg 5:33-5.
- Hench LL (1988). Bioactive ceramics. Ann N Y Acad Sci 523: 54-71.
- Henostroza GH. Adhesión en Odontología Restauradora. Maio. 2003.
- Hermann BW (1920). Dentinobliteration der Wurzelkane nach der behandlung mit kalzium. Zahaerizl Run D 39: 888.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Heys R, Fitzgerald M (1991). Microleakage of three cement bases. *J Dent Res* 70(1):55–58.
- Hidalgo Lostaunau RC, Mendez Renderos ME (2009). Ionómeros de Vidrio convencionales como base en la técnica restauradora de sándwich cerrado: su optimización mediante la técnica de acondicionamiento ácido simultáneo y selectivo. *Acta Odont Venez* 47(4):1-2.
- Hilton TJ (1996): Cavity sealers liners, and bases: Current philosophies and indications for use. *Oper Dent* 21(4):134-46.
- Holland R, de Souza V, Nery MJ, Otoboni JA, Bernabe PFE, Dezan EJr (1999). Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide. *J Endod* 25(3): 161-6.
- Holland R, De Souza V, Nery MJ, Otoboni JA, Bernabé PFE, Dezan E .Jr, Murata SS (2002a). Calcium salts deposition in rat connective tissue after the implantation of calcium hydroxide containing sealers. *J Endod* 28(3):173-176.
- Holland R, De Souza V, Nery MJ, Faraco IM Jr, Bernabé PFE, Otoboni JA, Dezan E Jr (2002b). Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with white mineral trioxide aggregate. *Braz Dent J* 13(1): 23-26.
- Hübel SS, Mejàre II (2003). Conventional versus resin-modified glass-ionomer cement for Class II restorations in primary molars. A 3-year clinical study. *Int J Padiatr Dent* 13(1): 2-8.
- Hwang Y, Lee S, Hwang I, Kang I, Kim M, Kim S, Son H, Mann W (2009). Chemical composition, radiopacity, and biocompatibility of Portland cement with bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 107(3):e96-102.
- Ingle J, Bakland LK, González H, JL. *Endodoncia*. 3ª ed. McGraw-Hill Interamericana. México. 1996.
- Issa Y, Watts DC, Brunton PA, Waters CM, Duxbury AJ (2004). Resin composite monomers alter MTT and LDH activity of human gingival fibroblasts in vitro. *Dent Mater* 20(1):12-20.
- Jameel MA, Sulaiman BS, Maha M, Yahya BDS, Wiaam MO, Al-Ashou BDS (2014) An in-vitro scan Restorative DentistryAn in-vitro scan electron microscope comparative study of dentine-Biodentine interface. *J Bagh College Dentistry* 26(1): 42-8.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Juárez N, Monteiro C, Francisco de Assis G, Antunes E, Bernardeli N, Gomes I, Brandao R (2005). Tratamiento de perforaciones radiculares en dientes de perros con dos marcas comerciales de agregado trióxido mineral (MTA). *Endodoncia* 23:165-70.
- Junn DJ, McMillan P, Bakland LK, Torabinejad M (1998). Quantitive assessment of dentin bridge formation following pulp camping with mineral trioxide agreggate (MTA). *J Endod* 24:278-88.
- Kafrawy A (1983). Biologic considerations in the selection and use of restorative materials. *Dent Clin North Am.* 27(4):645-656.
- Kanjevac T, Milovanovic M, Volarevic V, Lukic ML, Arsenijevic N, Markovic D (2012). Cytotoxic effects of glass ionomer cements on human dental pulp stem cells correlate with fluoride release. *Med Chem* 8(1):40-5.
- Katsuyama, S, Ishikawa, T, Fuji, B. *Glass ionomer dental cement: the materials and their clinical use.* EuroAmerica Saint Louis. Tokyo. 1993.
- Khayat A., Lee S.J (1993). Torabinejad M. Human saliva penetration of coronally unsealed obturated root canals. *J. Endod* 19(9):458–46.
- Kim S. y Trowbridge H. Reacción de la pulpa frente a la caries y los procedimientos dentales. En: Cohen S, Burns R, Vías de la pulpa. 7ª ed. Harcourt, Madrid 1999 p508-27.
- Kim JR, Nosrat A, Fouad AF (2015) Interfacial characteristics of Biodentin and MTA with dentin in simulated body fluid. *J Dent* 43(2):241-7.
- Koh ET, Pitt Ford TR, Torabinejad M, MacDonald F. (1995). Mineral trioxide agrégate stimulate cytokine production in human osteoblasts. *J Bone Miner Res.* 10 (S):S406.
- Koh ET, McDonald R, Pitt Ford TR, Torabinejad M. (1998). Cellular response to mineral trioxide aggregate, *J Endod* 24(8):543-7.
- Koubi S, Elmerini H, Koubi G, Tassery H, Camps J. (2012). Quantitative evaluation by glucose diffusion of microleakage in aged calcium silicate-based open-sandwich restorations. *Int J Dent* 2012:105863.
- Koubi G, Colon P, Franquin JC, Gilles R, Faure M, Lambert G (2013). Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentin substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth a prospective study. *Clin Oral Invest* 17(1):243-9.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Kuttler Y. Fundamentos de Endo Metaendodoncia Práctica. 2ª ed Francisco Mendez Oteo. México.1980.
- Lan WH, Lan WC, Wang TM, Lee YL, Tseng WY, Lin CP, Jeng JH, Chang MC (2003). Citotoxicity of conventional and modified glass ionomer cements Oper Dent 28(3):251-9.
- Lasala A. Etiología y patogenia. En: Lasala A. Endodoncia. 4ª ed. Científicas y Técnicas. Barcelona. 1992. p25-41.
- Laurent P, Camps J, De Méo M, Déjou j (2008). Induction of specific cell responses to a Ca(3) SiO(5)-based posterior restorative material. Dent Mater 24(11):1486-94.
- Laurent P, Camps J, About I (2012). Biodentine (TM) induces TGF-beta1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. Int Endod J 45(5):439-48.
- Lee S, Monsef M, Torabinejad M (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repai of lateral root perforations. J. Endod 19(11):541-4.
- Leonard JE, Gutmann JL, Guo IY. (1996) Apical and coronal seal of obturated with a dentin bonding agent and resin. Int Endod J 29(2):76-83.
- Leonardo MR, Leal JM. Endodoncia. 3ª ed. Médica Panamericana. Buenos Aires. Argentina. 1998.
- Leonardo MR, Silva LA, Tanomaru Filho M, Bonifacio KC, Ito IY. (1999). Avaliacao in vitro da actividade antimicrobiana de pastas utilizadas em endodoncia. Rev. Assoc Paul Cirurj Dent 53(5):367-70.
- Leonardo MR. Endodoncia” Tratamiento de conductos Radiculares. Artes Médicas Sao Paulo Brasil. 2005.
- Lizeth M, Alvarado A, López F, Martínez A, Santoy Lozano A (2016). MTA vs. Biodentine. Revista Mexicana de Estomatología 3(2):166-9
- Luczaj-Cepowicz E, Marczuk-Kolada G, Zalewska A, Pawińska M, Leszczyńska K (2014). Antibacterial activity of selected glass ionomer cements. Postepy Hig Med Dosw (Online) 68:23-8.
- Luo Z, Li D, Kohli MR, Yu Q, Kim S, He WX (2014). Effect of Biodentine on the proliferation, migration and adhesion of human dental pulp stem cells. J Dent 42(4):490-7.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Lynn EA, Einbender S (2003). The use of mineral trioxide aggregate to create an apical stop in previously traumatized adult tooth with blunderbuss canal. Case report. N Y State Dent J 69(2):30-2.
- Malkondu O, Kazandag MK, Kazazoglu EA (2014). Review on Biodentine, a Contemporary Dentine Replacement and Repair Material BioMed Res Int Article ID 160951.
- Malone KH, Donnelly JC (1997). An in vitro evaluation of coronal Microleakage in obturated root canals without coronal restorations. J Endod 23(1):35-8.
- Mantellini MG, Botero TM., Yaman P., Dennison JB., Hanks CT., Nor JE. (2003). Adhesive resin induces apoptosis and cell cycle arrest of pulp cells. J Dent Res 82(8):592–6.
- Maresca B, Fernández Monjes J, Fernández Monjes E, Taddei EM (2005). La biología molecular como instrumento de una terapia endodóntica. RAO 44(2):9-17
- Maroto EM, Barbería LE., Planells del Pozo, P (2004). Estudio clínico del agregado trióxido mineral en pulpotomías de molares temporales: estudio piloto a 15 meses. RCOE 9(1):41-93.
- Maroto M, Barbería E, Vera V, García-Godoy F (2006). Dentin bridge formation after white mineral trioxide aggregate (white MTA) pulpotomies in primary molars. Am J Dent 19(2):75-9.
- Marshall SJ, Bayne SC, Baier R., Tomsia AP, Marshall GW (2010). A review of adhesion science. Dent Mater 26(2):e11-6.
- Massler M (1965). Biologic Considerations in the selection and use of restorative materials. JDent Clin N Amer 23:131-47.
- Masters BR Selected Papers On Confocal Microscopy (SPIE Milestone Series) MS131: SPIE Optical Engineering Press. Bellingham. Washington 1996.
- Mc Lean J (1992). Clinical applications of glass ionomer cement. Oper Dent Supl 5:184-90.
- Mc Lean JW, Nicholson JW, Wilson AD (1994). Proposed Nomenclature for Glass Ionomer Dental Cements and Related Materials. Quintessence Int 25(9):587-9.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Menezes R, Bramante CM, Letra A, Carvalho VG, García RB (2004). Histologic evaluation of pulpotomies in dog using two types of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements as wound dressings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 98 (3):376-9.
- Miller WA y Massler M. (1962) Permeability and staining of active and arrested lesions in dentin. *Br Dent J* 112:187-97.
- Milosevic A. (1991). Calcium hydroxide in restorative dentistry. *J Dent* 19(1):3-13.
- Miñaga Gómez, M. (2002). El Agregado de Trióxido Mineral (MTA) en Endodoncia. *RCOE*. 7(3):283-89.
- Mitchell P, Pitt Ford T, Torabinejad M, McDonald F (1999). Osteoblast biocompatibility of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials* 20(2):167-73
- Michel A, Erber R, Frese C, Gehrig H, Saure D, Mente J (2017). In vitro evaluation of different dental materials used for the treatment of extensive cervical root defects using human periodontal cells. *Clin Oral Investig* 21(3):753-761.
- Miyashita E, Salazar Fonseca A. *Odontología estética: el estado del arte*. Artes Médicas Latinoamérica. Sao Paulo. Brasil 2005. p203-224.
- Modena KC, Casas-Apayco LC, Atta MT, Costa CA, Hebling J, Sipert CR (2009). Cytotoxicity and biocompatibility of direct and indirect pulp capping materials. *J Appl Oral Sci* 17(6):544-54.
- Mohd Zainal AR, Luddin N, Shamsuria ON, Mohamed Aly AH (2015). Cytotoxicity of Fast-set Conventional and Resin-modified Glass Ionomer Cement Polymerized at Different Times on SHED. *J Clin Pediatr Dent* 39(3):235-40.
- Mondelli J *Dentística Operatoria*. Servier São Paulo. 1979 p67-88
- Mount, G. J. *Atlas of Glass Ionomer Cements*. Martin Dunitz. 1990. Londres
- Mount GJ, Bryant RW (1999) *Materiales de Ionómeros de Vidrio*. En: Mount GJ y Hume WR *Conservación y restauración de la estructura dental*. Harcourt Brace Madrid. 8, 69-90.
- Murray P, Hafez A, Windsor L, Smith A, Cox C (2002). Comparison of pulp responses following restoration of exposed and non-exposed cavities. *J Dent*. 30:213–222.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Naik, S., Hedge, A.H., (2005). Mineral trioxide aggregate as a pulpotomy agent in primary molars: An in vivo study. *Journal Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 23(1):13-6.
- Nair PN (1995). Neural elements in dental pulp and dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 80(6):710-9.
- Nair PN, Duncan HF, Pitt Ford TR, Luder HU (2008). Histological, ultrastructural and quantitative investigations on the response of healthy human pulps to experimental capping with mineral trioxide aggregate: a randomized controlled trial. *Int Endod J* 41(2):128-50.
- Nakabayashi N, Pashle D.H Hibridization of Dental Hard Tissues. Quintessence Publishing USA 1998
- Nakata TT, Bae KS, Baumgartner JC (1998). Perforation repair comparing mineral trioxide aggregate and amalgam using an anaerobic bacterial leakage model. *J Endod* 24(3):184-6.
- Navarro MF, Bresciani E, Esteves T, Cestari T, Henostroza N. (2007). Tratamiento Restaurador Atraumático-Manual Clínico. Lima. In t Assoc Dent Res Sección Perú. 12-6.
- Nicholson J. Croll TP (1997). Glass -ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int* 28(11):705-714.
- Nicholson JW, Czarnecka B (2008). The biocompatibility of resin-modified glassionomer cements for dentistry. *Dent Mater* 24(12):1702-8.
- Niu LN, Jiao K, Wang TD, Zhang W, Camilleri J, Bergeron BE, Feng HL, Mao J, Chen JH, Pashley DH, Tay FR (2014). A review of the bioactivity of hydraulic calcium silicate cements. *J Dent* 42(5):517-33.
- Niranjana B, Shashikiran ND, Dubey A, Singla S, Gupta N (2016). Biodentine- a new novel bio-inductive material for treatment of traumatically injured tooth (single visit apexification). *J Clin Diag Res* 10(9):ZJ3-4.
- Nosas M, Espasa E, Boj J, Hernández M (2006). Actualización en cementos de ionómero de vidrio en Odontopediatría. *DENTUM* 6 (3):104-10.
- Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, Kaczmarek W, Buczkowska-Radlińska J (2013). Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod* 39(6):743-7.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Núñez CMC, Bosomworth MHJ, Campo C, Whitworth JM, Valentine RA (2014). Biodentine y el agregado de trióxido mineral inducen respuestas celulares similares en una línea celular de fibroblastos. *J Endod.* 40 (3):406-11.
- Ochoa C, Pulido E, Rueda K. Utilización del ionómero de vidrio como material de obturación coronal temporal. *Artículos de Revisión.* Pontificia Universidad Javeriana. Bogotá. 2006.
- Ounsi HF, Debaybo D, Salameh Z, Chebaro A, Bassam H (2009). Endodontic considerations in paediatric dentistry: A clinical perspective. *Intern Dent* 11(2):40-50.
- Parirokh M, Torabinejad M (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review. Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod* 36(1):16-27.
- Pascon EA, Leonardo MR, Safavi K, Langeland K (1991). Tissue reaction to endodontic materials: methods, criteria assessment, and observations. *O Surg O Med O Pathol* 72(2):222-37.
- Pashley DF, Walton RE *Histología y fisiología de la pulpa dental.* En: *Endodoncia* Ingle JI, Traintor JF 4ªed McGraw- Hill Interamericana. México. 1996.
- Pashley DH (1996). Dynamics of the pulp-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 7(2):104-33.
- Pawley JB. *Handbook of Biological Confocal Microscopy.* Plenum Press. New York. 1995.
- Perard M, Le Clerc J, Meary F, Pérez F, Tricot-Doleux S, Pellen-Mussi P (2013). Spheroid model study comparing the biocompatibility of Biodentine and MTA. *J Mater Sci Mater Med.* 24 (6):1527-34.
- Pereira JC, Manfio AP, Franco EB, Lopes ES (1990). Clinical evaluation of Dycal under amalgaman restoration. *Am J Dent* 3(2):67-70.
- Peters CI, Peters OA (2002). Occlusal loading of EBA and MTA root-end fillings in a computer-controlled masticator: a scanning electron microscopic study. *Int Endod J* 35:22-9.
- Peters OA (2013). Research that matters-bicompatibility and cytotoxicity screening *Int Endod J* 46:195-197.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Pires CW, Botton G, Cadoná FC, Machado AK, Azzolin VF, da Cruz IB, Sagradillo MR, Praetzel JR (2016). Induction of cytotoxicity, oxidative stress and genotoxicity by root filling pastes used in primary teeth. *Int Endod J* 49:737-45.
- Pisano DM, Di Fiore PM, Mc Clanahan SB, Lautenschlager EP, Duncan JL. (1998) Intraorifice sealing of gutta-percha obturated root canals to prevent coronal microleakage. *J Endod* 24(10):659-662.
- Pitt Ford TR, Torabinejad M, Abedi HR, Bakland LK, Kariyawasam SP (1996). Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material. *J. Am. Dent. Assoc.* 127:1491-4.
- Poggio C, Ceci M, Beltrami R, Dagna A, Colombo M, Chiesa M, (2014) Biocompatibility of a new pulp capping cement *Ann Stomatol (Roma)* 5(2): 69–76
- Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD (1982). Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res* 61(12):1416-22.
- Priotto EG. Protectores bio-pulpares: resistencia a las fuerzas de condensación y aislación térmica. Tesis doctoral. Facultad de Odontología Universidad Nacional de Córdoba. 1980.
- Queralt R, Durán-Sindreu F, Ribot J, Roig M (2006). Manual de Endodoncia. Parte 4. Patología pulpo-periapical. *Rev Oper Dent Endod* 5:24.
- Rahaman MN, Day DE, Bal BS, Fu Q, Jung SB, Bonewald LF, Tomsia AP (2011). Bioactive glass in tissue engineering. *Acta Biomater* 7(6): 2355-73.
- Rajasekharan S, Martens LC, Cauwels RG, Verbeeck RM (2014). Biodentine material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent* 15(3): 147-58.
- Raskin A, Eschrich G, Dejou J, About I (2012). In vitro microleakage of Biodentine as a dentin substitute compared to Fuji II LC in cervical lining restorations. *J Adhes Dent* 14(6):535-42.
- Reichl FX, Esters M, Simon S, Seiss M, Kehe K, Kleinsasser N, Folwaczny M, Glas J, Hickel R (2006). Cell death effects of resin-based dental material compounds and mercurials in human gingival fibroblasts. *Arch Toxicol* 80(6):370-7.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Ribeiro DA, Duarte MA, Matsumoto MA, Marques ME, Salvadori DM (2005). Biocompatibility in vitro tests of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements. *J Endod* 31(8):605-7.
- Rivas LMT, Machi RL, Belgelis AA (1979). Estabilidad en bases cavitarias en materiales con hidróxido de calcio. *RAOA* 7: 5.
- Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG (2008). Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dent Mater* 24(2): 149-64.
- Rodriguez IA, Fernandez-Segura E, Ceballos G, Arrebola F, Sanchez-Quevedo MC, Campos A (2008). Hybrid cell death induced by exposure to 2-hydroxyethylmethacrylate (HEMA) an ultraestructural and X-ray microanalytical study. *J Adhes Dent* 10(2):105-111.
- Rodriguez IA, Lopez-Gonzalez G, Rodriguez MA, Campos-Sanchez F, Alaminos M (2011). Biological evaluation of 2-hydroxyethylmethacrylate (HEMA) toxicity in human gingival fibroblasts with histochemical X-ray microanalysis. *J Adhes Dent* 13(4):375-81
- Rodriguez IA, Ferrara CA, Campos-Sanchez F, Alaminos M, Echevarría JU, Campos A (2013). An in vitro biocompatibility study of conventional and resinmodified glass ionomer cements. *J Adhes Dent*. 15(6):541-6.
- Rodriguez MA. Evaluación de los efectos de la criopreservación sobre corion de mucosa oral artificial generado por ingeniería tisular. Tesis doctoral. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba. 2015.
- Rozas CA. Evaluación de la citotoxicidad de dos cementos de Ionómeros Vítreos en un modelo experimental de fibroblastos gingivales humanos. Estudio estructural y microanalítico. Tesis Doctoral. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba. 2010.
- Santos KS. (1996). Hidróxido de calcio no tratamiento das reabsorcoes cervicais externas pósclareamiento em dente despolpado. *Rev. CROMG* 2(1):41-7.
- Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I (2005). Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 31(2): 97-100.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Schmalz G, Dorthe AB. Biocompatibility of dental materials. Espringer. Alemania. 2009.
- Schuurs AH, Gruythuisan RJ, Wesselink PR (2000). Pulp capping with adhesive resin-based composite vs calcium hydroxide: a review. Endod Dent Traumatol 16(6):240-50.
- Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA (1999). Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. J Am Dent Assoc 130(7):967-75.
- Shayegan A, Jurysta C, Atash R, Petein M, Abbee AV (2012). Biodentine used as a pulp-capping agent in primary pig teeth. Pediatr Dent. 34(7):e202-8.
- Sheela BA, Gaintantzopoulou MD, Eliades G (2017). Cavity Adaptation of Water-Based Restoratives Placed as Liners under a Resin Composite. Int J Dent p1-8
- Sinha N, Gupta A, Logani A, Shah N (2011). Remineralizing efficacy of silver diamine fluoride and glass ionomertype VII for their proposed use as indirect pulp capping materials-Part II (A clinical study). J Conserv Dent 14(3):233-36.
- Sidhu, A, Watson, T (1995). Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent 8:59-67.
- Sidhu SK, Schmalz G (2001) The biocompatibility of glass-ionomer cement materials. A status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent 14(6):387-96.
- Silveira CM, Pinto SC, Zedebski Rde A, Santos FA, Pilatti GL (2011). Biocompatibility of four root canal sealers: A histopathological evaluation in rat subcutaneous connective tissue. Braz Dent J. 22:21–7.
- Simon S, Rilliard F, Berdal A, Machtou P (2007). The use of mineral trioxide aggregate in one-visit apexification treatment: a prospective study. Int Endod J 40(3):186-97.
- Siqueira, J., Lopes, H (1999). Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide. Int Endod J 32(5): 361-69.
- Sorrentino F (2008) Upscaling the synthesis of tricalcium silicate and alite. Cement Wapno Beton 8(4):177-83.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Souza Costa C, Duarte P, Chaves de Souza P, Giro E, Hebling J. (2008). Cytotoxic effects and pulpal response caused by mineral trioxide aggregate formulation and calcium hydroxide. *Am J Dent* 21(4):255-61.
- Stanley HR, Lundy T (1972). Dycal therapy for pulp exposures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 34(5):818-27.
- Stanley HR (1997). Dentistry's friend: calcium hydroxide. *Oper Dent* 22(1) :1-3.
- Stefanello Busatto A, González P, Prates R. *Odontología Restauradora y Estética*. Amolca Sao Paulo. Brasil. 2005.
- Swanson K, Madison S (1987). An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth: Part I. Time periods. *J Endod* 13(2):56-9.
- Ten Cate AR. *Desarrollo, estructura y función*. Médica Panamericana. Buenos Aires. 1986.
- Tönder KH, Naess G (1978). Nervous control of blood flow in the dental pulp in dogs. *Acta Physiol Scand* 104:13.
- Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod* 19(2):591-5.
- Torabinejad M, Hegar RK, Kendry DJ, Pitt Ford TR (1994). Dye leakage of four root end filling materials; effects of blood contamination. *J Endod* 20(4):159-63.
- Torabinejad M, Hong CU, Lee SJ, Monsef M, Pitt Ford TR (1995). Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dogs. *J Endod* 21(12):603-8.
- Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR (1995). Physical and Chemical Properties of a new root-end filling material. *J Endod* 21(7):349-53
- Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD (1995). Antibacterial effects of some root-end filling materials. *J Endod*. 1995; 21(8):403-6.
- Torabinejad M, Pitt Ford TR, McKendry DJ, Abedi HR, Miller DA, Kariyawasam SP (1997). Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *J Endod* 23(4):225-8.
- Torabinejad M, Chivian N (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 25(3):197-205.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Torabinejad M, Parirokh M (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod* 36(2):190-202. 2010.
- Tran XV, Gorin C, Willig C, Baroukh B, Pellat B, Decup F, Opsahl Vital S, Chaussain C, Boukpassi T (2012). Effect of a calcium-silicate-based restorative cement on pulp repair. *J Dent Res* 91(12):1166-71.
- Trope M., Chow E., Nissan R (1995). In vitro endotoxin penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 11:90-9.
- Tronstad L (1988). Root resorption -etiology, terminology and clinical anifestations. *Endod Dent Traumatol* 4(6): 241-52.
- Tronstad L. Endodoncia. 4ª ed Salvat. México. 1993.
- Trowbridge H, Kim S, Suda H. Estructura y funciones del complejo dentinopulpar. En: Cohen S, Burns R. 8ªed Mosby. 2002.
- Tuna D, Olmez A (2008). Clinical long-term evaluation of MTA as a direct pulp capping material in primary teeth. *Int Endod J* 41(4):273- 8.
- Tziafas, D. (1989). Experimental bacterial anachoresis in dental pulps of dogs capped with calcium hydroxide. *J Endod* 15(2): 591-5.
- Tziafas D, Pantelidou O, Alvanou A, Belibasakis G, Papadimitriou S (2002). The dentinogenic effect of mineral trioxide aggregate (MTA) in short-term capping experiments. *Int Endod J* 35(3):245-54.
- Uribe Echevarría J, Priotto EG, Spadiliero de Lutri M Adhesión a Esmalte y Dentina con Adhesivos Poliméricos en Adhesión En Odontología Restauradora. 4ª ed. MAIO. Brasil. 2003.
- Uribe Echevarría LJ, Rodríguez IA, Uribe Echevarría A, Uribe Echevarría J (2013). Restauración estética de lesiones cavitarias con CIVAVR. *AMIC Dental* 60.
- Uribe Echevarría LJ, Rodríguez IA, Uribe Echevarría A, Rozas CA, Uribe Echevarría J (2013a) El sellado del complejo dentinopulpar, una dimensión postergada. (primera parte). *Dental Tribune Hispanic & Latin America* 10-9:3-14.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Uribe Echevarría LJ, Rodríguez IA, Uribe Echevarría A, Rozas CA, Uribe Echevarría J (2013b) Metodología del sellado dentinopulpar (segunda parte) *Dental Tribune Hispanic & Latin America* 10-9:16-22.
- Uribe Echevarría LJ, Rodríguez IA, Uribe Echevarría A, Rozas CA, Uribe Echevarría J (2013) Preparaciones cavitarias en lesiones restauradas con cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad reforzado (tercera parte) *Dental Tribune Hispanic & Latin America* 9:24-27.
- Uribe Echevarría LJ. Interfaces de adhesión a dentina de cementos de ionómeros de vidrio convencionales, de alta viscosidad y modificados con resinas, composición química, acción del ácido fosfórico y técnica laminar. Tesis doctoral. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba. 2017.
- Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G (1998). The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 26(1):1-20.
- Vasconcelos B, Bernardes R, Cruz S, Duarte M, Padilha P, Bernardineli N, Garcia R, Bramante C, Moraes I (2009). Evaluation of pH and calcium ion release of new root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 108(1):135-9.
- Vizgirda PJ, Liewehr FR, Patton WR, McPherson JC, Buxton TB (2004). A comparison of laterally condensed gutta-percha, thermoplasticized gutta-percha, and mineral trioxide aggregate as root canal filling materials. *J Endod* 30(2):103-6.
- Wataha JC. Biocompatibilidad de los materiales dentales. En: Anusavice KJ. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*, 11ª ed Elsevier. Madrid. 2004. 171-202.
- Watson TF, Cook RJ, Festy F, Pilecki P, Sauro SE. (2008). Optical imaging techniques for dental biomaterials interfaces. In: Curtis RV, Watson TF *Dental biomaterials: imaging, testing and modelling*. Woodhead Publishin. 2008
- Watson TF, Atmeh AR, Sajini S, Cook RJ, Festy F (2014). Present and future of glass-ionomers and calcium-silicate cements as bioactive materials in dentistry: biophotonics-based interfacial analyses in health and disease. *Dent Mater* 30(1): 50-61.

**Estudio comparativo sobre la efectividad de diferentes materiales empleados en la protección y conservación del complejo dentinopulpar**

- Weisenseel JA Jr, Hicks ML, Pelleu GB Jr (1987). Calcium hydroxide as an apical barrier. *J Endod* 13(1):1-5.
- Wilson AD, Kent BE. (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 132:133-135
- Wilson AD, McLean JW. *Glass-Ionomer Cement*; Quintessence Publishing Co Germany, Berlin. 1988.
- Yepes FL, Castrillón CA (2013). El hidróxido de calcio, como paradigma clínico, es superado por el agregado de trióxido mineral (MTA). *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 25(1): 176-207.
- Yildirim T, Gençoğlu N, Firat I, Perk C, Guzel O (2005). Histologic study of furcation perforations treated with MTA or Super EBA in dogs' teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 100(1):120-4.
- Zanini M, Sautier JM, Berdal A, Simon S (2012). Biodentine induce la diferenciación inmortalizada de células de pulpa murina en células tipo odontoblastos y estimula biomineralization. *Int Endod J* 38 (9): 1-7.
- Zanini M, Sautier JM, Berdal A, Simon S (2012). Biodentine induces immortalized murine pulp cell differentiation into odontoblast-like cells and stimulates biomineralization. *J Endod* 38(9):1220-6.
- Zhou H, Shen Y, Wang Z, Li L, Zheng Y, Hakkinen L, Haapasalo M (2013). In Vitro Cytotoxicity Evaluation of a Novel Root Repair Material. *J Endod* 39(4) 478–83.
- Zoergiebel J, Ilie N (2013). Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. *Clin Oral Investig* 17(2):619-26

## Presentaciones en Reuniones Científicas

- **“CONTROL DE CALIDAD DE UN SILICATO TRICÁLCICO PURIFICADO MEDIANTE DISTINTOS ANÁLISIS DE VIABILIDAD CELULAR”**, Rodriguez MA, Alfonso CA, Rozas CA, Sakalian C, Campos A, Ferraris ME, Uribe Echevarría J, Rodriguez IA\*. 9na Reunión de la Sociedad Uruguaya de Investigación Odontológica. Montevideo. (Uruguay) 8 y 9 de agosto de 2014.
- **“CONTROL DE CALIDAD DE DIFERENTES SILICATOS DE CALCIO MEDIANTE DISTINTOS ANÁLISIS DE VIABILIDAD CELULAR”**, Rodriguez MA, Ximenes Oliveira A, Rozas CA, Sakalian C, Campos A, Uribe Echevarría J, Ferraris ME Rodriguez IA\*. XLVII Reunión Anual de la Sociedad de Investigación Odontológica. Santa Fe (Rosario) 13 al 15 de noviembre de 2014.
- **“CONTROL DE CALIDAD DE BIOMATERIALES MEDIANTE DISTINTOS ANÁLISIS DE VIABILIDAD CELULAR”**, Rodriguez MA\*, Ximenes Oliveira A, Rozas CA, Sakalian C, Campos A, Uribe Echevarría J, Ferraris ME Rodriguez IA. XLVIII Reunión Anual de la Sociedad de Investigación Odontológica. Tanti (Córdoba) 12, 13 y 14 de noviembre de 2015.
- **“SELLADO Y ADAPTACIÓN DE DIFERENTES BIOMATERIALES EMPLEADOS EN LA PROTECCIÓN DEL COMPLEJO DENTINOPULPAR”** Sakalian C, Rozas C., Uribe Echevarría J., Visvisián C. XII Reunión Sociedad Uruguaya de Investigación Odontológica. Montevideo (Uruguay) 11 y 12 de agosto de 2017.
- **“INTERFACES DE SELLADO EN BIOMATERIALES USADOS EN LA PROTECCIÓN DEL COMPLEJO DENTINOPULPAR”** Sakalian C, Rozas C., Uribe Echevarría J., Uribe Echevarría LJ, Visvisián C. L. Reunión Anual de la Sociedad Argentina de Investigación Odontológica. División Argentina de la Internacional Association of Dental Research. San Nicolás (Buenos Aires), 9 al 11 de noviembre de 2017.

## Publicación en Revista

Campos F., Rodriguez MA, Durand Herrera D., Sakalian C., Uribe Echevarría J., Rodriguez IA. **“ANÁLISIS DE BIOCOMPATIBILIDAD DE CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO DE ALTA VISCOSIDAD”**. Actual Med 102 (802):151-155. 2017.