



UNIVERSIDAD DE CIENCIAS Y ARTES DE CHIAPAS

FACULTAD DE CIENCIAS ODONTOLOGICAS Y SALUD PUBLICA ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

TUXTLA GUTIÉRREZ, CHIAPAS,

09 DE OCTUBRE DEL 2025.

(FP-5) DICTAMEN DE PROCEDENCIA

DR. ADRIÁN SESMA PEREYRA
DIRECTOR DE LA FACULTAD

Realizado el análisis y revisión correspondiente al trabajo recepcional denominado: Visualización microscópica de la cohesión entre Mta y resina Viarden ® vs cohesión Mta Viarden ® y resina Z250 3M ® en dientes extraídos con restauraciones tipo I.

presentado por la C. Erika Sántiz Sánchez nos permitimos hacer de su conocimiento que esta Comisión Revisora considera que dicho documento reúne los requisitos y méritos necesarios para que usted proceda a solicitar la autorización de impresión correspondiente, y de esta manera se encuentre en condiciones de continuar con el trámite que le permita sustentar su Examen de Grado.

ATENTAMENTE

"Por la Cultura de mi Raza"

***REVISORES:**

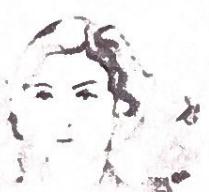
FIRMAS:

C.D.E.E. MARLA SÁNCHEZ LINARES

C.D.E.E. MARTHA GENNIVE ISSE TERREROS

C.D.E.E. ALEJANDRA ZÚÑIGA NAVARRO

C.c.p. Interesado/a - Asesor/a



2025, Año de la mujer indígena
Año de Rosario Castellanos



Libramiento Norte Poniente # 1150, Ciudad
Universitaria Edif. 9, Col. Lajas Maciel
C.P. 29039 - Tuxtla Gutiérrez, Chiapas
adrian.sesma@unicach.mx



UNIVERSIDAD DE CIENCIAS Y ARTES DE CHIAPAS

“Por la cultura de mi raza”

POSGRADO DE ENDODONCIA
FACULTAD DE CIENCIAS ODONTOLOGICAS Y
SALUD PUBLICA

TESIS

VISUALIZACIÓN MICROSCÓPICA DE LA
COHESIÓN ENTRE MTA Y RESINA
VIARDEN® VS COHESIÓN MTA VIARDEN® Y
RESINA Z250 3M® EN DIENTES EXTRAÍDOS
CON RESTAURACIONES TIPO I

PARA OBTENER EL GRADO DE
ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

PRESENTA
ERIKA SÁNTIZ SÁNCHEZ

Tuxtla Gutiérrez, Chiapas

Enero 2026.



UNIVERSIDAD DE CIENCIAS Y
ARTES DE CHIAPAS
POSGRADO DE ENDODONCIA
FACULTAD DE CIENCIAS ODONTOLOGICAS Y
SALUD PUBLICA

TESIS

**VISUALIZACIÓN MICROSCÓPICA DE LA COHESIÓN ENTRE
MTA Y RESINA VIARDEN® VS COHESIÓN MTA VIARDEN® Y
RESINA Z250 3M® EN DIENTES EXTRAÍDOS CON
RESTAURACIONES TIPO I**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

PRESENTA

ERIKA SÁNTIZ SÁNCHEZ

Tuxtla Gutiérrez, Chiapas Enero 2026

COMITÉ TUTORIAL

Dr. Adrián Sesma Pereyra.

Asesor Clínico

Vo. Bo.

Dr. Adrián Sesma Pereyra

Asesor Metodológico

Vo. Bo.

Dr. Adrián Sesma Pereyra

Coordinador del Posgrado de Endodoncia

Facultad de Odontología

Vo. Bo.

DEDICATORIA

Esta tesis está dedicada a:

Mis padres: Magdalena y Agustín que con su paciencia y esfuerzo me han permitido lograr cada uno de mis objetivos. A toda mi familia por sus consejos, su apoyo incondicional y su tiempo de escucha.

A mis amigos (as) que estuvieron siempre en la mejor disposición con su cariño y aprecio especialmente a mi amigo y colega Héctor Hugo Herrera con quien compartí todo este proceso y trabajo de investigación.

A Dios que con su infinita bondad y misericordia ha colocado en mi camino a las personas adecuadas para trabajar en lograr mi máximo potencial.

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	7
1.- MARCO TEÓRICO	8
INTRODUCCIÓN	8
CAPÍTULO 1	9
1.1 Antecedentes históricos	9
1.2 Historia de la endodoncia biológica	11
CAPÍTULO 2	12
PROCESOS REGENERATIVOS PULPARES	12
2.1 Objetivos clínicos de la regeneración pulpar	12
2.1.1 Apexificación	12
2.1.2 Revascularización	13
2.1.3 Protocolos de revascularización	13
CAPÍTULO 3	15
BIOCERÁMICOS	15
3.1 Definición	15
3.1.1 Biocompatibilidad y citotoxicidad	15
3.1.2 Bioactividad	15
3.1.2.1 Usos clínicos	16
3.1.2.2 Reparación de perforaciones	16
3.1.2.3 Perforaciones	16
3.1.2.4 Perforaciones laterales	16
3.1.2.5 Pulpotomía y revascularización	17
3.1.2.6 Cemento sellador	17
CAPÍTULO 4	18
ADHESIÓN EN ODONTOLOGÍA	18
1. Historia	18
4.1.1 Acción del ácido fosfórico Sobre el tejido dentinal	19
4.1.2 Adhesión a dentina	19
4.1.3 Dentina húmeda vs dentina seca	20
4.1.4 Primera generación	20
4.1.5 Segunda generación	20
4.1.6 Tercera generación	20
CAPÍTULO 5	22
RESINA 3M™ FILTEK™ Z250 XT	22
5.1 Información general	22

5.1.1	Indicaciones:	22
5.1.2	Descripción del producto	22
5.1.3	Resistencia a la fractura:	23
5.1.4	Módulo de flexión	23
2.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	24
3.	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	25
4.	JUSTIFICACIÓN	26
5.	OBJETIVOS	27
5.1	OBJETIVO GENERAL	27
5.2	OBJETIVOS ESPECIFICOS	27
6.	HIPÓTESIS	28
7.	DISEÑO DE ESTUDIO	29
8.	METODOLOGÍA	30
8.1	Lugar y duración	30
8.2	Universo	30
8.3	Unidades de observación	30
8.4	Métodos de muestreo	30
8.5	Tamaño de la muestra	30
8.6	Criterios de inclusión y exclusión	30
9.	RECOLECCIÓN DE DATOS	33
10.	PRUEBA PILOTO	34
11.	PLAN DE ANÁLISIS	41
12.	ASPECTOS ÉTICOS	42
13.	TRABAJO DE CAMPO	43
14.	RESULTADOS	55
16.	CONCLUSIONES	62

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Variable de estudio.	32
Tabla 2 Grupos experimentales de acuerdo al material de uso.	47
Tabla 3 Muestras observadas con magnificación.	56
Tabla 4 Localización de brechas.	57
Tabla 5 Prueba de Chi-Cuadrada.	58

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Acceso con fresa troncocónica de diamante.	35
Figura 2. Medición de paredes dentales.	35
Figura 3. Papel encerado con Mta Viarden.	36
Figura 4. Compactación de material.	36
Figura 5. Colocación de ácido grabador.	37
Figura 6. Eliminación de ácido grabador.	38
Figura 7. Secado de diente con jeringa triple.	38
Figura 8. Colocación de adhesivo 3M.	38
Figura 9. Fotopolimerización del adhesivo.	38
Figura 10. Colocación de resina Viarden®.	39
Figura 11. Colocación de resina Z250 3M.	39
Figura 12. Corte del diente con disco metálico.	40
Figura 13. Microscopio digital.	40
Figura 14. 50 molares humanos.	43
Figura 15. Muestras seleccionadas sumergidas en NaOCl.	44
Figura 16. Preparación de acceso con fresa troncocónica.	44
Figura 17. Alisado del piso de la cavidad.	46
Figura 18. Realización de estandarización con sonda periodontal.	46
Figura 19. verificación de la longitud con sonda periodontal.	46
Figura 20. Colocación de Mta. en loseta de vidrio.	48
Figura 21. Colocación de líquido Mta en loseta de vidrio.	48
Figura 22. Mezcla del material Mta Viarden®.	49
Figura 23. Compactación con PK Thomas®.	49
Figura 24. Colocación de torunda de algodón humedecida.	50
Figura 25. Dientes con Mta Viarden®.	50
Figura 26. Dientes con ácido grabador.	51
Figura 27. Uso de adhesivo 3M®.	51
Figura 28. Fotocurado del adhesivo.	51
Figura 29. Colocacion de resina 3M Z250®.	52
Figura 30. Colocación de resina Viarden®.	53
Figura 31. División longitudinal.	54
Figura 32. Cortes longitudinales de todos los dientes.	54

Figura 33. Corte longitudinal de una muestra.	55
Figura 34. Acercamiento del corte longitudinal.	55
Figura 35. Porcentaje de brechas en sector mesial, distal y en toda la unión del diente.	57

RESUMEN

Introducción. La pulpa dental es un tejido conjuntivo que provee las funciones de nutrición, dentinogénesis, sensorial y defensiva del diente.¹ Contiene células madre progenitoras, las cuales pueden proliferar y diferenciarse en odontoblastos formadores de dentina. Actualmente existe el término regeneración pulpar el cual se refiere a la regeneración de estructuras naturales y precisas, incluyendo: el complejo dentinopulpar, abundantes vasos sanguíneos, fibras nerviosas, y dentina radicular, cervical o apical reabsorbida, logrando finalmente la reconstrucción del complejo dentinopulpar con angiogénesis y neurogénesis, así como rehabilitación de funciones fisiológicas, nutrición, sensibilidad y defensa inmunológica.¹⁶

Objetivo: Observar la cohesión entre Mta Viarden® y resina Viarden® vs Mta Viarden® y resina z250 3M en dientes extraídos con cavidades tipo I.

Metodología. Investigación de tipo Observacional, analítico y transversal. En 22 molares extraídos con coronas clínicas integras y sin presencia de caries, se realizaron cavidades estandarizadas tipo I en donde se colocó Mta Viarden, posteriormente se dividieron aleatoriamente en 2 grupos. En ambos grupos se colocó acido grabador de la marca Densell Etching® y adhesivo 3M ESPE® single bond. Grupo A: resina z250, Grupo B: resina Feeling Lux resina microhíbrida Viarden. Las piezas dentales fueron cortadas por su eje longitudinal, se utilizó la parte que contenía mayor cantidad de medicamento en cada diente. Las piezas fueron vistas al microscopio y fotografiadas usando una cámara Nikon COOLPIX L830 con lente macro 16 mm 34X optical zoom. Los datos se colocaron en una tabla indicando si existieron brechas o no en la unión del Mta Viarden y cada una de las resinas utilizadas en este estudio.

Resultados. Dentro de las observaciones se encontró menor cantidad de brechas en los dientes que se encontraban con los materiales Mta y resina Viarden. La zona en donde se encontraron más brechas fue en el sector mesial teniendo un porcentaje de 45.45%.

Conclusión: El uso de materiales de la misma casa comercial influyen en el nivel de biocompatibilidad y su subsecuente cohesión, aun así, la diferencia en este estudio no es estadísticamente significativa.

1. MARCO TEÓRICO

INTRODUCCIÓN

La pulpa dental es un tejido conjuntivo que provee las funciones de nutrición, dentinogénesis, sensorial y defensiva del diente.¹ contiene células madre progenitoras, las cuales pueden proliferar y diferenciarse en odontoblastos formadores de dentina.²

La pulpa dental está rodeada por paredes rígidas de dentina, una capa de esmalte y cemento radicular. Algunas situaciones específicas requieren una mayor cantidad de vasos sanguíneos. Sin embargo, el crecimiento excesivo de vasos sanguíneos puede ser dañino y provocar pulpitis. Esto se debe al espacio limitado de la cámara pulpar del diente. Cuando la presión del fluido en la pulpa dental aumenta hasta alcanzar la presión vascular, esto puede provocar isquemia y riesgo de necrosis de la pulpa dental.²

Los estudios han encontrado que el movimiento de los dientes durante la masticación actúa como un estimulador externo adicional del flujo linfático en los vasos linfáticos, saliendo de la pulpa y alcanzando los ligamentos periodontales. Los vasos linfáticos que se encuentran en el área del ligamento periodontal corren hacia el hueso alveolar y entre los dientes, conectándose entre sí.³

Durante el desarrollo del diente, las células formadoras de dentina (odontoblastos) del complejo pulpa-dentina producen dentina primaria, que es el componente principal del diente. En un diente maduro, continúa el proceso de formación de dentina. A medida que el cuerpo envejece, la pulpa dental acumula más capas de dentina. Es inicialmente responsable de la formación de la pulpa primaria. En un diente completamente formado, forma la dentina secundaria. El envejecimiento reduce las dimensiones de la cámara pulpar debido a la formación de dentina terciaria en la pulpa dental.³

CAPÍTULO 1

1.1 Antecedentes Históricos

Hace 2,200 años se encontró la primera endodoncia en un diente humano, fue durante el período helenístico (200 años a.C.), se informó del hallazgo arqueológico en el Journal of the American Dental Association en el año de 1987.⁴

En 1746 Pierre Fauchard, describe la remoción de los tejidos pulpar.⁶

En 1820 Leonard Koecker, cauterizó una pulpa expuesta con un instrumento caliente y la protegió con una pasta. En 1850 Codman, confirma la proposición de Koecker en 1821 sobre la capacidad de la pulpa estimulada para formar un puente dentinario.⁷

En 1966, Alfred L. Frank publicó una técnica clínica que tenía como objetivo la inducción del cierre apical, usando repetidamente medicación intraconducto con hidróxido de calcio durante 3 a 6 meses demostró que no sólo era posible la reparación de la lesión apical sino también la inducción del cierre apical con un tejido calcificado.⁸ Nygard Ostby, en los sesenta, mostró que podría promoverse nueva vascularización en casos de dientes con necrosis pulpar y lesión periapical a través de la inducción de un coágulo en el tercio apical del conducto radicular desinfectado, sobreponiendo una lima antes de obturarlo.⁸

En el 2001 Iwana y colaboradores reportaron una novedosa alternativa para el tratamiento de dientes con ápice inmaduro y pulpas necróticas. El término revascularización apareció en la literatura como el restablecimiento de la vascularización del espacio pulpar después de lesiones traumáticas, con la cual se podía obtener engrosamiento de las paredes del conducto y continuación del desarrollo radicular.⁹

En el año 2005 se daban los primeros estudios que indicaban que para lograr un tratamiento de revascularización/revitalización predecible es indispensable: la desinfección del conducto, la colocación de una matriz para facilitar la formación de tejido y sellado coronal adecuado para evitar la percolación bacteriana. Banchs y Trope

en el 2004, incluyeron la irrigación copiosa con hipoclorito de sodio (NaOCl) y clorhexidina, la utilización de una pasta compuesta por tres antibióticos: metronidazol, ciprofloxacina y minociclina como medicamento intraconducto y la colocación de un material bioactivo como el agregado de trióxido mineral (Mta) en el tercio cervical para así promover la formación de tejido mineralizado.¹⁰

Los avances en la regeneración de tejidos surgen a partir de una nueva concepción: La ingeniería tisular. Los inicios de la regeneración datan alrededor del año 1952, cuando el clínico Dr. B W. Hermann reportó un caso de amputación pulpar vital con la posterior aplicación de hidróxido de calcio. La primera definición fue dada en el año 1993 por Langer y Vacanti, indicando que es un campo interdisciplinario, donde se aplican los principios de ingeniería y ciencia de la salud para el desarrollo de sustitutos biológicos que restauren, mantengan o mejoren la función tisular. La Endodoncia Regenerativa es la creación y formación de tejidos para reemplazar pulpa necrótica. A partir de estos conceptos se pueden aplicar los principios de la medicina regenerativa a la ingeniería tisular endodóntica. Esta se basa en la manipulación y desarrollo de moléculas, células, tejidos y órganos con el fin de reemplazar las estructuras dañadas y continuar con la formación dentaria.⁴³ A su vez surgen investigaciones sistemáticas sobre los materiales tolerables por el organismo para la fabricación de prótesis e implantes esto se impulsó después de la segunda guerra mundial, por la necesidad de rehabilitar a los inválidos de guerra. Avances en otros terrenos también han colaborado al establecimiento de ciertos biomateriales, así como al diseño de otros nuevos; entre ellos, se podría destacar el conocimiento de los procesos biológicos desencadenados como consecuencia del contacto de la materia viva con el biomaterial, la identificación y uso de antibióticos disminuyendo el riesgo de infecciones y los adelantos en la práctica quirúrgica.¹¹

El año 1969 marca el punto de partida de la necesaria incorporación a la Medicina de diversas disciplinas para el desarrollo de biomateriales. Así, el ingreso de la Ingeniería permitió introducir técnicas para caracterizar la estructura y la superficie de los biomateriales y, el de otras ciencias (Biología, Bioquímica, etc.), el estudio de la respuesta celular. De 1975 a 2000 los estudios se centraron en el conocimiento más exhaustivo de las interacciones biológicas tejido-biomaterial, con la incorporación de técnicas de Biología Molecular y, más recientemente, la ingeniería tisular.¹²

1.2 Historia de la Endodoncia Biológica

En 1961, Nygaard-Ostby y Hjortdal demostraron que se puede inducir la formación de un nuevo tejido vascularizado en el tercio apical del conducto radicular de dientes permanentes maduros tratados endodónticamente con pulpas necróticas y lesiones apicales. Propusieron que, a través de la formación de un coágulo como andamio, un sistema vascular se podría establecer para apoyar el crecimiento de nuevo tejido en el conducto radicular, demostraron histológicamente, el crecimiento de tejido conectivo fibroso y cemento dentro del conducto radicular en dientes maduros con tejido pulpar necrótico después de la instrumentación y desinfección con sulfatiazol y formaldehído al 4%, y posterior sobreinstrumentación para provocar sangrado.¹³

En 2001, Iwaya et al. describieron un procedimiento denominado “revascularización”, llevado a cabo en un segundo premolar inferior inmaduro con pulpa necrótica y absceso apical crónico. Después de 30 meses se observó un engrosamiento de las paredes del conducto radicular por tejido mineralizado y continuación en el desarrollo radicular.¹⁴

Banchs y Trope describieron un procedimiento de revascularización para el tratamiento de un segundo premolar inferior inmaduro con pulpa necrótica, ápice abierto y una gran lesión apical. Después de 24 meses, encontraron que el desarrollo radicular del diente tratado estaba progresando de manera similar a los dientes adyacentes y contralaterales. Sobre la base de estos hallazgos, se propuso un protocolo clínico para la revascularización de los dientes inmaduros.¹⁵

CAPÍTULO 2

PROCESOS REGENERATIVOS PULPARES

2.1 Objetivos Clínicos De La Regeneración Pulpal

La pulpa dental es un tejido conectivo altamente ordenado que se divide en zona dentinoblástica, zona pobre en células, zona rica en células y zona central de afuera hacia adentro. La zona dentinoblástica forma un complejo dentinopulpar funcional, que es la frontera de la formación de dentina reparadora y muestra una respuesta protectora a los estímulos exteriores. Vasos sanguíneos y fibras nerviosas proporcionan nutrición y función sensorial para la pulpa.¹⁵

Por lo tanto, la regeneración pulpar ideal se refiere a la regeneración de estructuras naturales y precisas, incluyendo: el complejo dentinopulpar, abundantes vasos sanguíneos, fibras nerviosas, y dentina radicular, cervical o apical reabsorbida, logrando finalmente la reconstrucción del complejo dentinopulpar con angiogénesis y neurogénesis, así como rehabilitación de funciones fisiológicas, nutrición, sensibilidad y defensa inmunológica.¹⁶

Un aspecto crítico, antes de considerar la posibilidad de un tratamiento endodóntico regenerativo para los dientes permanentes inmaduros, es el tamaño del foramen apical. Un foramen apical pequeño puede limitar el flujo sanguíneo, en estos casos hay una gran probabilidad de no lograrse la revascularización y/o regeneración. Ápices abiertos con diámetro de 1,1 mm o más son los mejores candidatos para procedimientos de endodoncia regenerativa¹⁷

2.1.1 Apexificación

La afectación pulpar como consecuencia de traumatismos o caries en dientes permanentes inmaduros puede desencadenar la pérdida de vitalidad pulpar así como afectar directamente el desarrollo radicular, dando lugar a raíces cortas con paredes muy delgadas produciendo un mayor riesgo de fractura y dificultando así el tratamiento por conductos convencionales.¹⁸

Entre los posibles tratamientos a realizar en un diente permanente con raíces cortas que necesitan terapia endodóntica, tenemos la apexificación que es un procedimiento de inducción de una barrera apical calcificada en la zona apical de una raíz incompletamente formada, en el cual se diagnostica la pulpa como necrótica.¹⁹

La apexificación puede implicar una o múltiples citas mensuales para colocar hidróxido de calcio Ca (OH) 2 dentro del conducto radicular y lograr la eliminación de la infección intraconducto, lo que estimula la calcificación y produce el cierre apical.²⁰

Aunque la apexificación suele ser un tratamiento convencional en el que se utiliza pasta de hidróxido de calcio o Mta para generar barreras apicales en los dientes inmaduros después de la necrosis pulpar, puede resultar en susceptibilidad a las fracturas radiculares debido a las paredes delgadas del conducto y mala relación raíz/corona, así como la colocación de hidróxido de calcio a largo plazo que puede debilitar la dentina e inducir la fractura de la raíz.²¹

2.1.2 Revascularización

La revascularización es un tratamiento regenerativo que tiene una base biológica para permitir la maduración de la raíz mediante la deposición continua de dentina y una estructura similar al cemento a lo largo de las paredes de la raíz.²² El procedimiento para realizarlo fue establecido desde principios de los años 60's por Nygaard-Ostby y Hjortdal, aunque el método para abordarlo proviene de la literatura sobre el trauma cuando se reimplantaba un diente inmaduro avulsionado dentro de un determinado conjunto de circunstancias, se producía la revascularización.¹⁶

2.1.3 Protocolos De Revascularización

Para explicar el proceso de revascularización endodóntica se describen posibles hipótesis, entre ellas, que el grupo de células troncales mesenquimales involucradas en la formación apical durante la rizogénesis caracterizadas por ser células progenitoras presentes en mayor número que en el tejido pulpar ya diferenciado y tienen una mayor tasa de proliferación, migración y expresión de telomerasa, se mantienen viables en el extremo apical del conducto radicular y pueden proliferar en la matriz recién formada, y

diferenciarse en odontoblastos o células parecidas al odontoblasto, bajo la influencia de la organización de las células de la vaina radicular epitelial de Hertwig. Estos odontoblastos recién diferenciados secretan una matriz rica en fibras colágenas (Tipo I, Tipo III y Tipo V) y proteínas no colágenas (proteoglucanos, DSPP, DMP1, osteocalcina, osteonectina, osteopontina, sialoproteína ósea, entre otras), que se biomineriza formando dentina tubular y atubular en el extremo apical favoreciendo la apexogenesis¹⁶

CAPÍTULO 3

BIOCERÁMICOS

3.1 Definición

Los biocerámicos (BC) son materiales cerámicos, inorgánicos, no metálicos y biocompatibles diseñados para uso médico y odontológico, están constituidos por alúmina, zirconio, vidrio bioactivo, cerámica de vidrio, silicato de calcio, hidroxiapatita y fosfatos de calcio reabsorbibles.²⁵

En endodoncia, los materiales biocerámicos fueron introducidos en la década 90 con el desarrollo y descripción del Mta, un derivado del cemento de Portland.²⁶

3.1.1 Biocompatibilidad y Citotoxicidad

Los BC son materiales biocompatibles debido a que logran una adecuada y ventajosa respuesta del huésped en aplicaciones clínicas específicas. La biocompatibilidad de los BC se atribuye a la presencia de fosfato de calcio, que también es el principal componente inorgánico de los tejidos duros. Los BC son inocuos para los tejidos y permiten la proliferación de fibroblastos y osteoblastos en su superficie.²⁸

3.1.2 Bioactividad

La bioactividad es la capacidad de un biomaterial para inducir una respuesta biológica específica.²⁹

3.1.2.1. Usos Clínicos

Obturación retrógrada con biocerámicos aplicados en cavidades de cirugía apical han demostrado un sellado eficiente y duradero, siendo más biocompatibles que los materiales comúnmente utilizados. La ventaja que tienen es la formación de cemento y hueso en el área periapical, lo que ha sido histológicamente demostrada in vivo en animales.³⁰

3.1.2.2 Reparación De Perforaciones

La perforación se caracteriza por una comunicación entre el sistema del conducto radicular y la superficie externa del diente. Puede ser causado por un proceso patológico o iatrogenia durante un procedimiento. El uso de Mta y otros materiales biocerámicos aumentan la previsibilidad a largo plazo de los procedimientos de reparación de perforación. La elección del material de reparación está determinada por el área y accesibilidad al sitio de perforación, la capacidad de controlar los fluidos y factores estéticos.³¹

3.1.2.3 Perforaciones

El área y tamaño de la perforación son los principales determinantes al seleccionar el material de reparación.³²

3.1.2.4 Perforaciones Laterales

Si la perforación ocurre en el tercio coronal, se sella, protegiendo el conducto radicular con un cono de gutapercha. Para ello se utiliza una punta dispensadora o porta Mta y luego se compacta. En las perforaciones del tercio medio radicular, se debe intentar limpiar y formar el conducto apical a la perforación de la raíz, intentando obturar el conducto apical a la perforación con gutapercha y sellador.

3.1.2.5 Pulpotomía y Revascularización

En dientes con indicación de pulpotomía, se retira la pulpa camerale e irriga con solución salina. Luego de controlar la hemorragia, la pulpa se cubre con una capa de Mta u otro BC, aplicado sin presión con un porta amalgama, en un espesor de 1.5 a 3.0 mm. El BC se cubre con una delgada capa de ionomero de vidrio o resina antes de restaurar. La humedad necesaria para el fraguado del BC derivará de la pulpa remanente.¹⁶

En la literatura de endodoncia, revascularización, revitalización y endodoncia regenerativa se usan como sinónimos que son intercambiables. La revascularización tiene como objetivo regenerar el complejo pulpa-dentina dañado de dientes permanentes inmaduros con pulpa necrótica³⁴

En aquellos dientes en los que se indique revascularización, después de la instrumentación y la medicación con hidróxido de calcio, se estimula el sangrado con un instrumento endodóntico calibre 10 o 15 que sobrepasa el foramen. Con una torunda de algodón estéril, la sangre se comprime a nivel cervical, hasta obtener un coágulo a 3 mm del límite amelocementario. Se coloca un tapón de BC de 3 a 4 mm de espesor, para luego ser sellado con ionómero de vidrio. Se debe realizar controles postoperatorios cada 3 a 6 meses durante al menos 1 a 2 años, y al finalizar este periodo el resultado exitoso se debe presentar clínicamente con un diente asintomático y radiográficamente con resolución de lesiones apicales, engrosamiento de las paredes del conducto y aumento de la longitud de la raíz.³⁴

3.1.2.6 Cemento Sellador

El sellador BC se diferencia de un sellador tradicional por ser hidrofílico y por lo tanto la humedad en el conducto y los túbulos es una ventaja, a diferencia de la mayoría de los selladores donde la humedad es perjudicial para su rendimiento. Además, el sellador se expande ligeramente y es insoluble en los fluidos tisulares. Tradicionalmente en la técnica de compactación lateral se utiliza un núcleo de gutapercha y conos accesorios, junto a un sellador que rellena los espacios entre estos conos y la pared dentinaria. El sellador (en base a resina epólica, óxido de zinc, eugenol, hidróxido de calcio.) se contrae durante el fraguado y, para minimizar esto, la cantidad de sellador debe ser de espesor pequeño.

CAPÍTULO 4

ADHESIÓN EN ODONTOLOGÍA

1. Historia

Los sistemas adhesivos actuales han permitido mejorar los procedimientos clínicos tanto en la evolución de los componentes y su mecanismo de acción, como en la disminución del tiempo operatorio de aplicación de cada uno de ellos, brindando una eficacia clínica aceptable y predecible. Esta demanda de efectividad, ha dado lugar a una gran variedad de sistemas adhesivos, que en muchas ocasiones, no se emplean en la práctica profesional.³⁶

La odontología restauradora moderna ha evidenciado un rápido progreso en la tecnología de los adhesivos dentales en los últimos 50 años, logrando devolver forma y color de los dientes naturales, conservando la estructura dental a través del concepto de la odontología mínimamente invasiva. Sin embargo, la duración clínica de las resinas compuestas sigue siendo hoy en día muy corta, debido a una incompleta hibridización en la interfase adhesiva que origina una zona de colágeno expuesto y desprotegido.³⁶

Por tanto, la técnica de adhesión convencional en dentina se considera inestable, ya que la composición heterogénea del tejido no permite que la unión adhesiva sea ideal y, por el contrario, puede afectarse con la degradación hidrolítica de los monómeros hidrofílicos³ presentes en los sistemas adhesivos, y por la acción de las metaloproteinasas que degradan las fibras colágenas expuestas. Como consecuencia, hay pérdida en la retención de las restauraciones adhesivas, aumento de la microfiltración bacteriana, caries secundaria y alteraciones pulpares irreversibles.³⁷

4.1.1 Acción del Ácido Fosfórico Sobre El Tejido Dentinal

A pesar de la complejidad en la estructura orgánica e inorgánica de la dentina, esta puede ser modificada con el uso de agentes ácidos preacondicionadores, capaces de generar

porosidades variables que pueden alterar las características físicas y morfológicas de los túbulos dentinarios. El pretratamiento dentinal con ácido fosfórico, está diseñado para retirar la capa de barrillo dentinario y generar una rugosidad en la superficie a través de la desmineralización, que permite mejorar la adhesión de las resinas poliméricas al sustrato dental.³⁸

Así, pues, el ácido fosfórico tiene la capacidad de incrementar la permeabilidad dentinaria intertubular, como lo describen autores como Brajdiey colaboradores¹⁸ disolviendo la fase inorgánica de la dentina en un rango de 3-7 µm. Esta permeabilidad, contrario al efecto deseado, se asocia con los procesos de hipersensibilidad postoperatoria generada cuando la dentina recibe estímulos mecánicos o térmicos, como consecuencia de dicho ensanchamiento de los túbulos después del grabado ácido. Es decir, la técnica de grabado ácido, además de buscar generar rugosidad en la superficie dentinal para disminuir el ángulo de contacto de los materiales adhesivos con la superficie dentinal obteniendo mayor humectación y adherencia.³⁹

4.1.2 Adhesión A Dentina

La adhesión a dentina ha sido y aún sigue siendo un proceso muy difícil de obtener. El obtener esta adhesión a dentina, ofrecería muchas ventajas sobre los materiales, o sobre las técnicas que no ofrecen una adhesión química a la estructura dental. Su obtención favorecerá el tener que remover menor cantidad de tejido dentario, la creación de preparación de cavidades más conservadoras y el poder modificar los conceptos básicos de las formas de retención y resistencia. La adhesión al esmalte, se puede considerar que está bien entendida con la idea básica de que se obtienen valores altos de resistencia a la unión y casi la total eliminación de la microfiltración.⁴⁰ La habilidad propia de obtener una adhesión fuerte y durable a dentina como la adhesión a esmalte, es deseable y marca la pauta para su logro o desarrollo. La adhesión a dentina, debe además, eliminar la penetración de bacterias, disminuyendo el riesgo de caries secundaria, la pigmentación marginal y el daño irreversible a la pulpa dental.⁴¹

4.1.3 Dentina Húmeda Vs Dentina Seca

El sustrato dentinario, es naturalmente un medio húmedo por la presencia de fluido tubular. Los sistemas adhesivos de algunas generaciones anteriores, presentaron pobre comportamiento clínico, principalmente porque sus agentes adhesivos eran resinas hidrofóbicas. Y era más difícil obtener un sustrato dentinario totalmente seco, como se puede obtener en esmalte, que desarrollar sistemas adhesivos que en base a monómeros hidrofílicos puedan actuar en un medio húmedo.⁴²

4.1.4 Primera Generación

Siguiendo los mismos principios utilizados en el desarrollo de adhesión al esmalte, pero utilizando ácidos más débiles para el acondicionamiento del sustrato.³⁶

4.1.5 Segunda Generación

Los sistemas adhesivos de la segunda generación, demostraron un incremento en su resistencia a la unión tanto a esmalte como a dentina. A partir de esta generación es cuando se empiezan a reconocer como sistemas adhesivos a esmalte y dentina. La búsqueda de adhesión de la mayoría de los sistemas adhesivos de esta generación, se basaba en la reacción fosfato/calcio, (unión iónica) pero utilizando una resina dimetacrilato en el adhesivo, en lugar de las resinas BISGMA utilizadas con los sistemas previos.³⁶

4.1.6 Tercera Generación

La utilización de primer para la preparación de la superficie de la dentina para obtener una mejor humectación del adhesivo, fue uno de los avances más importantes registrados en esta generación de adhesivos.³⁷

El uso de agentes acondicionadores con ácidos débiles para la preparación del sustrato dentinario o el acondicionamiento simultáneo del esmalte y la dentina, con los que se obtiene la remoción o la alteración de la capa de detritus dentinaria persiste y se solidifica como un paso importante en los sistemas adhesivos de esta generación.³⁵

La mayoría de los sistemas adhesivos de la quinta generación, utilizaban el grabado o acondicionamiento simultáneo de la dentina y el esmalte (grabado total) y el sistema que contiene el primer y la resina adhesiva juntos y que se aplicaba después del grabado en un solo paso. Algunos sistemas incorporaron pequeñas cantidades de partículas de relleno, para dar más consistencia a la resina adhesiva. La capacidad de penetración y de encapsulamiento, basado en la impregnación simultánea de los dos materiales, es el factor primordial para el éxito de los adhesivos y el buen comportamiento clínico de las restauraciones de resinas compuestas.³⁵

CAPÍTULO 5

RESINA 3M™ FILTEK™ Z250 XT

5.1 Información general

El material Restaurador Filtek™ Z250 de 3M™ es una resina compuesta radiopaca, activada por luz visible. Está diseñada para su uso en restauraciones anteriores y posteriores. El material de relleno del material Restaurador Filtek Z250 es zirconia/sílice. La carga de material de relleno inorgánico es de un 60% por volumen (sin tratamiento con silano) con un tamaño de partículas entre los 0.01 a 3.5 micrones. El material Restaurador Filtek Z250 contiene las resinas BIS-GMA, UDMA y BIS-EMA. Se utiliza un adhesivo dental de 3M para la adhesión permanente de la restauración a la estructura dental. El restaurador está disponible en una variedad de tonos. Viene empacado en jeringas tradicionales y cápsulas de dosis única.

5.1.1 Indicaciones:

- ✓ Restauraciones directas anteriores y posteriores.
- ✓ Reconstrucción de muñones
- ✓ Ferulizaciones
- ✓ Restauraciones indirectas que incluyen inlays, onlays y coronas veneer

5.1.2 Descripción del Producto

El Restaurador Universal Filtek™ Z250 de 3M™ es una resina compuesta radiopaca, fotopolimerizable, estética, específicamente diseñada para su uso en restauraciones directas o indirectas, posteriores o anteriores. La adhesión a la estructura dental se logra al utilizar un sistema adhesivo dental como el Adhesivo Dental Single Bond de 3M™ o los Sistemas Adhesivos Multipropósito Scotchbond™ de 3M™.

El material se aplica en forma incremental (capas) y se polimeriza en la cavidad. La profundidad máxima de polimerización para un incremento es de 2.5 mm para la mayoría

de los tonos. Cada capa es fotopolimerizada por 20 segundos. Las excepciones a este caso son los tonos B 0.5, C4 y UD que deberán ser aplicados en incrementos menores a los 2.0 mm. Después, cada capa se polimeriza durante 30 segundos.

5.1.3 Resistencia a la Fractura:

Los valores reportados de la resistencia a la fractura (KIC) están relacionados con la energía requerida para la propagación de una grieta. En esta prueba, se polimerizó una barra corta de material. Se hace una muesca en el cilindro y las partes de cada lado de la muesca se jalan en sentido contrario para separarlas.

Los valores de resistencia a la fractura para el material Restaurador Universal Filtek Z250 se encontró como significativamente diferente a los materiales de restauración Charisma, Prodigy, Tetric Ceram y Z100

5.1.4 Módulo de Flexión

Es un método para determinar la rigidez de un material. Un módulo bajo indica un material flexible, este se mide aplicando una carga a la muestra de material que está apoyada en cada extremo.

El módulo de flexión del Restaurador Universal Filtek™ Z250 de 3M™ es intermedio y resulta comparable con el de Herculite XRV™ y el de TPH Spectrum™.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Los biocerámicos son materiales biocompatibles, no tóxicos, estables en entornos biológicos, no se contraen y más bien se expanden ligeramente tras la finalización del proceso de fraguado. Son capaces de formar hidroxiapatita en presencia de agua, siendo un material no sensible en presencia de humedad¹. Por su parte la duración clínica de las resinas compuestas sigue siendo hoy en día de muy corta duración, debido a una incompleta hibridación en la interface adhesiva que origina una zona de colágeno expuesto y desprotegido.²

Debido a la popularidad del manejo del uso de diferentes marcas de materiales en un mismo tipo de restauración es necesario comparar los beneficios de la adherencia de marcas iguales en el medicamento y su capacidad de cohesión con marcas diferentes.

Por lo tanto, tener evidencia de la cohesión como un proceso químico de la atracción molecular entre dos resinas y un biocerámico resulta esencial para la correcta elección del material de restauración ya que a partir de ello se garantizará el éxito a largo plazo (en relación a cohesión) de una restauración dental.

3. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Existe diferencia en la visualización de la cohesión entre el material biocerámico Mta® y resina Viarden® vs Mta Viarden y resina 3M™ FILTEK™ Z250 XT ® en dientes extraídos con restauraciones tipo I?

4. JUSTIFICACIÓN

El logro de la cohesión a las estructuras dentarias, sellado de interface diente-material restaurador, creando con esto la eliminación de la penetración de microorganismos y disminuyendo el riesgo de caries secundaria, la pigmentación marginal y el daño irreversible a la pulpa son las razones del presente trabajo, el cual busca analizar el nivel de adhesión entre dos materiales biocerámicos y una resina.

Cabe destacar que el uso frecuente de la elección por trabajar con materiales de diferentes marcas en un proceso de operatoria dental puede generar un resultado desfavorable en relación a la durabilidad de la restauración, generando esto un gasto extra innecesario para el paciente, así como el desgaste innecesario en la pieza dental y aumento de factores que debiliten la anatomía natural del diente.

Razón por lo cual resulta necesario visualizar el nivel de cohesión entre dos elementos de la misma casa comercial (Viarden® Y Z250 3M®.) vs marcas diferentes con la finalidad de comparar los resultados.

5. OBJETIVOS

5.1 Objetivo General

Observar la cohesión entre Mta Viarden® y resina Viarden® vs Mta Viarden® y resina z250 3M® en dientes extraídos con cavidades tipo I.

5.2 Objetivos Específicos

- Visualizar la cohesión entre Mta Viarden® y resina Viarden® mediante el uso de fotografía
- Visualizar la cohesión entre Mta Viarden® y resina Z250 3M® mediante el uso de fotografía
- Comparar la diferencia entre la cohesión de los materiales Mta Viarden® y resina Viarden® vs Mta Vieren® y resina Z250 3M®.

6. HIPÓTESIS

Existirá mayor cohesión en el uso de Mta Viarden® y resina Viarden® en comparación a la cohesión registrada por Mta Viarden® y resina 3M™ filtek™ z250 xt ®.

7. DISEÑO DE ESTUDIO

Investigación de tipo observacional, analítico y transversal.

8. METODOLOGÍA

8.1 Lugar y Duración

Clínica de la Especialidad de Endodoncia de la Universidad de Ciencias Y Artes De Chiapas, Febrero- Agosto 2022

8.2 Universo

50 Dientes molares multirradiculares extraídos con cavidades tipo I

8.3 Unidades De Observación

Fotografías tomadas con magnificación (se tomaron fotografías en corte transversal)

8.4 Métodos de Muestreo

Muestreo no probabilístico intencional o de conveniencia.

8.5 Tamaño de la Muestra

$$n = \frac{N * Z\alpha * p * q}{e^2 * (N - 1) + Z\alpha * p * q}$$

22 Dientes

8.6 Criterios de Inclusión y Exclusión

8.7 Criterios de Inclusión:

- Dientes molares extraídos con coronas clínicas integras y sin presencia de caries.

Criterios de Exclusión:

- Dientes molares extraídos que no cuenten con corona clínica integra.
- Dientes con caries extensa en cara oclusal.
- Dientes con fisuras en la zona coronal.

8.8 Variables de estudio

Tabla 1 Variable de estudio.

Variable dependiente	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición
Restauración definitiva	Restauración que proporciona un sellado coronal permanente y protege la estructura dental remanente, así como la forma de restauración y función	Conjunto de procedimientos que van encaminados a devolver la funcionalidad, integridad y estética a los dientes estructuralmente dañados.	Cualitativa ordinal	1. Resina Viarden® con Mta Viarden®
				2. Resina 3M™ filtek™ Z250® con Mta Viarden®

9. RECOLECCIÓN DE DATOS

Se realizaron análisis descriptivos de los resultados encontrados durante la investigación, donde se utilizaron tablas y gráficos para la concentración y redacción de cada uno de los datos obtenidos, utilizando el software SPSS versión 25.0, y llenado de tabla en Excel con categorías de observación en relación a la existencia de grietas o no en los niveles de unión de los materiales Mta Viarden® y resina Z250 3M® y resina Viarden®.

10. PRUEBA PILOTO

Para la prueba piloto de esta investigación se escogieron 4 dientes molares con coronas clínicas completas y sin destrucción de caries dental.

Se procedió a desinfectarlos en hipoclorito de sodio y limpiar remanentes de sarro para posteriormente ser dejados en solución salina.

Posterior a ello se realizaron cavidades tipo I con fresa troncocónica de diamante Tr19, se aplanó con una fresa de cono invertido por su parte plana en la parte activa (Figura 1).

Una vez realizado el acceso se procedió a medir con una sonda periodontal tipo carolina del norte REF XP23/UNC15 Hufriedy® para medir el grosor de las paredes del diente en sus 4 caras (mesial, distal, vestibular, palatino o lingual) (Figura 2).

Una vez estandarizadas las muestras en cuanto a medición se procedió a colocar en un papel encerado la porción de una cápsula de Mta Viarden® con dos gotas del líquido Viarden® para ser espatulados hasta lograr una consistencia adecuada para poder ser colocados con microbrush en la cavidad del diente (Figura 3), posteriormente fueron compactados con instrumento PK Thomas® (Figura 4), después se esperó un tiempo de 12 horas para poder colocar la resina, pasado ese tiempo, se dividieron aleatoriamente dos dientes para ser restaurados con resina Z250 3M® y dos dientes para la colocación de resina Viarden®.

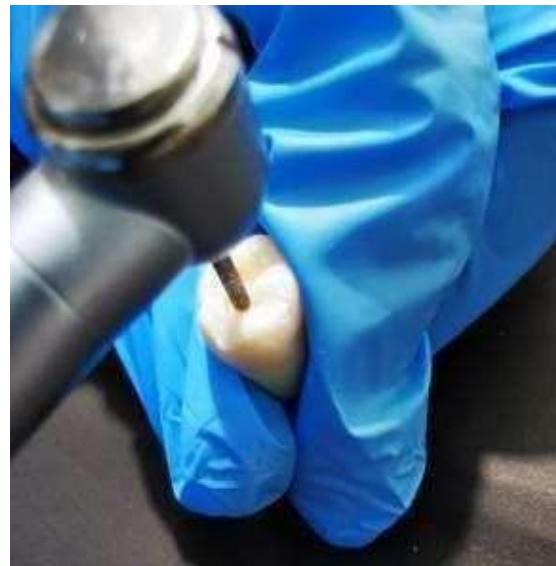


Figura 1. Acceso con fresa troncocónica de diamante.



Figura 2. Medición de paredes dentales.



Figura 3. Papel encerado con Mta Viarden.



Figura 4. Compactación de material.

Procedimiento De Colocación De Resinas Viarden® y Z250 3M®:

1. Colocación de ácido grabador de cada una de las marcas en la periferia del diente (Figura 5).
2. Eliminación de ácido grabador con jeringa triple (Figura 6).
3. Secado de diente con torunda de algodón (Figura 7).
4. Colocación de adhesivos en la periferia del diente (Figura 8).
5. El adhesivo se fotocuró con lámpara Woodpecker Ledb® (Figura 9).
6. Una vez fotocurado se procedió a colocar la resina Viarden® (Figura 10) y resina z250 3M.) (Figura 11)
7. Se pusieron tres capas de resina, fotocurando cada capa a 20 segundos con lámpara Woodpecker Led®.
8. Una vez terminado el protocolo de colocación de resina, se procedió a cortar los dientes con el uso de micromotor de cirugía, mandril y disco de diamante chico reysa. (Figura 12).
9. Una línea alrededor del diente para posteriormente en el medio de dichas líneas colocar una espátula de lecrón y crear ligera presión en el diente para poder ser separados por la mitad sin perder estructura coronal.
10. Una vez hecho este procedimiento se tomaron fotografías de cada una de las partes y se visualizó con microscopio digital (Figura 13).



Figura 5. Colocación de ácido grabador.



Figura 6. Eliminación de ácido grabador.



Figura 7. Secado de diente con jeringa triple.



Figura 8. Colocación de adhesivo 3M.



Figura 9. Fotopolimerización del adhesivo.



Figura 10. Colocación de resina Viarden®.

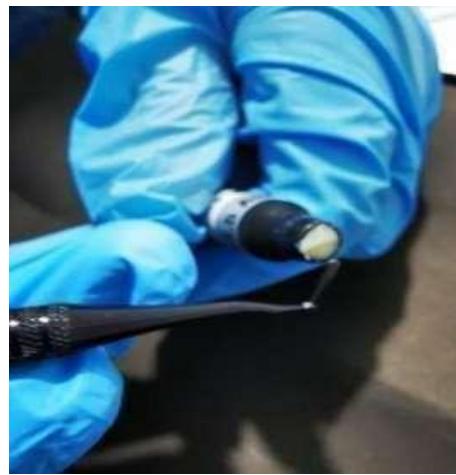


Figura 11. Colocación de resina Z250 3M.



Figura 12. Corte del diente con disco metálico.



Figura 13. Microscopio digital.

La realización de la prueba piloto ayudó a conocer la necesidad de mantener humedad en la cavidad del diente para poder ayudar al fraguado del Mta, así como no colocar por mucho tiempo el disco de carburo en el diente al momento de seccionar debido a que puede ser contraproducente al derretir la resina por medio del calor generado por la pieza.

11. PLAN DE ANÁLISIS

Hipótesis De Investigación (Hi)

Existirá mayor cohesión en el uso de bioceramico Mta Viarden® y resina Viarden® en comparación a la cohesión registrada por Mta viarden® y resina 3m™ filtek™ z250 xt ®.

Hipótesis Nula (Ho)

Existirá mayor cohesión en el uso de Mta Viarden® y resina Viarden® en comparación a la cohesión registrada por Mta Viarden® y resina 3M™ filtek™ z250 xt ®.

Hipótesis Alterna (Ha)

No existirá diferencia entre el uso de Mta Viarden® y resina Viarden® en comparación a Mta viarden® y resina 3m™ filtek™ z250 xt ® en relación al nivel de cohesión entre materiales dentales.

Prueba Estadística: Chi cuadrada, dicha prueba se utilizó debido a que la investigación consistía en la visualizar 2 variables cualitativas es decir si existían o no brechas.

12. ASPECTOS ÉTICOS

Investigación sin riesgo: debido a que no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada en las variables fisiológicas, psicológicas y sociales ya que el estudio se realizará en dientes extraídos por razones ajenas a este proyecto de investigación.

13. TRABAJO DE CAMPO

En el periodo que comprende abril a mayo del 2022, se realizó el trabajo de campo en el Posgrado de Endodoncia de la UNICACH, este trabajo estuvo realizado por la Cirujana Dentista Erika Sántiz Sánchez.

Preparación De Las Muestras

Para la realización de este estudio se obtuvieron un total de 50 molares humanos mediante la donación de clínicas y consultorios odontológicos (Figura 14), en Tuxtla Gutiérrez, Chiapas. Se utilizaron 26 muestras que cumplieron los criterios de inclusión (Figura 15). Se lavaron, y se colocaron en solución de hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5.25% por 10 minutos para su desinfección. Posterior a ello se colocaron para su hidratación en agua destilada.



Figura 14. 50 molares humanos.



Figura 15. Muestras seleccionadas sumergidas en NaOCl.

Se realizaron accesos a las muestras con una pieza de alta velocidad (American life®), fresa troncocónica de diamante #TR19 (Figura 16) y fresa de diamante cilíndrica 016 (Figura 17) para el alisado del piso de la cavidad, para estandarizar las cavidades se midió cada una de las paredes del diente con una sonda periodontal tipo carolina del norte REF XP23/UNC15 Hufriedy®; 1mm en mesial, distal, vestibular, palatino o lingual (Figura 18).

Las piezas fueron marcadas y posteriormente cada uno de los puntos marcados a 1mm. fueron la guía del límite de corte con la fresa troncocónica TR 19, dicha fresa se marcó a 6 mm de su longitud para estandarizar la profundidad de la cavidad (Figura 19).

Una vez realizada las cavidades estas fueron irrigadas con NaOCl para su desinfección.



Figura 16. Preparación de acceso con fresa troncocónica.



Figura 17. Alisado del piso de la cavidad.



Figura 18. Realización de estandarización con sonda periodontal.



Figura 19. verificación de la longitud con sonda periodontal.

División De Los grupos

Las muestras se dividieron aleatoriamente dos grupos de 12 piezas cada uno

Tabla 2 Grupos experimentales de acuerdo al material de uso.

Grupo	Material
Grupo A	Mta Viarden® y resina Viarden®
Grupo B	Mta Viarden y resina z250 3M®

Manipulación De Las Muestras

Después de la realización de las cavidades y la separación de los dientes se procedió a la colocación del Mta Viarden® para todas las muestras.

Se colocó en loseta de vidrio una cápsula de Mta Viarden® la capsula se dividió en 2 porciones (Figura 20). Se colocó media porción y una gota del líquido Mta Viarden® (Figura 21) para ser mezclado con una espátula de cemento doble de plástico tamedent®, se buscó obtener una consistencia pastosa (Figura 22) se colocó el Mta Viarden® con un aplicador de Mta y se compactó con una espátula PKT Thomas® (Figura 23) para modelado de cera. Debido a que el Mta fragua en ambiente húmedo y el presente trabajo es un trabajo in vitro, se humedeció con una bolita de algodón.

Se colocó con una pinza de curación 15 cm Arain® y se dejó dentro de la cavidad (Figura 24) se esperó un tiempo de 72 horas para el fraguado total del material.



Figura 20. Colocación de Mta. en loseta de vidrio.



Figura 21. Colocación de líquido Mta en loseta de vidrio.



Figura 22. Mezcla del material Mta Viarden®.



Figura 23. Compactación con PK Thomas®.



Figura 24. Colocación de torunda de algodón humedecida.

En ambos grupos se colocó ácido grabador de la marca Densell etching® por 20 segundos en la periferia de los dientes (Figura 25), posteriormente se eliminó este material con una bolita de algodón húmeda y el exceso de agua se retiró con algodón seco (Figura 26).

Se colocó una gota de adhesivo 3M ESPE® single bond en la periferia del diente (Figura 27), el exceso se retiró con el uso de aire de la jeringa triple; se fotocuró 20 segundos con una lámpara de fotocurado Woodpecker Ledb® (Figura 28).

Grupo A

Se colocó la resina Z250 (Figura 29) en la cara oclusal del diente con una espátula de resina, se fotocuró durante 20 segundos entre cada capa de resina con lámpara de fotocurado Woodpecker Ledb®.



Figura 25. Dientes con Mta Viarden®.



Figura 26. Dientes con ácido grabador.



Figura 27. Uso de adhesivo 3M®.



Figura 28. Fotocurado del adhesivo.



Figura 29. Colocacion de resina 3M Z250®.

Grupo B

En el grupo B se colocó la resina Feeling Lux resina microhíbrida Viarden (Figura 30) en la cara oclusal del diente con una espátula de resina, se fotocuró durante 20 segundos.



Figura 30. Colocación de resina Viarden®.

Las piezas dentales fueron cortadas por su eje longitudinal de mesial a distal con pieza de mano de baja velocidad y disco de diamante (Figura 31).

Una vez marcada la periferia con el disco de carburo se realizó el corte en forma de cacahuate con la inserción de una espátula de lecrón en una sección del diente que tuviera retención. Se utilizó la parte que contenía mayor cantidad de medicamento en cada diente, para tener mayor zona de observación; 3 de los dientes no pudieron ser seleccionadas debido a la parte mesial al momento de hacer el corte la resina se separó de la parte coronal del diente.

Los cortes de las piezas se colocaron en una charola de plástico, con fondo negro para poder ser fotografiadas usando una cámara Nikon COOLPIX L830 con lente macro 16 mm 34X optical zoom.



Figura 31. División longitudinal.



Figura 32. Cortes longitudinales de todos los dientes.



Figura 33. Corte longitudinal de una muestra.

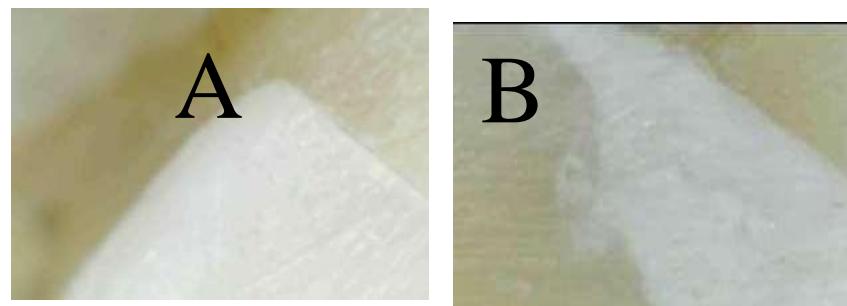


Figura 34. Acercamiento del corte longitudinal.

Una vez obtenidas las imágenes, se observaron para poder ser analizadas y se colocaron en una tabla en Excel indicando si existieron brechas o no en la unión del Mta Viarden y cada una de las resinas utilizadas en este estudio.

14. RESULTADOS

Las observaciones encontradas se incorporaron en una base de datos en el programa Excel (ver Tabla 2) para su posterior exportación y análisis en el sistema IBM SPSS Statistics 25.

Tabla 3 Muestras observadas con magnificación.

Numero de muestra	Resina Viarden (1) Resina 3M z250 (2)	Existencia de brechas (SI/NO)	Observaciones
1	1	NO	
2	1	NO	
3	1	NO	
4	1	NO	
5	1	NO	
6	1	SI	Mesial
7	1	SI	Mesial
8	1	SI	Mesial
9	1	NO	
10	1	SI	Distal
11	1	NO	
12	1	NO	
13	1	NO	
14	2	SI	Mesial
15	2	SI	Toda la unión
16	2	SI	Distal
17	2	SI	
18	2	NO	
19	2	SI	Toda la unión
20	2	SI	
21	2	NO	
22	2	SI	Toda la unión
23	2	NO	
24	2	NO	
25	2	NO	
26	2	SI	Toda la unión

En este estudio se realizaron observaciones a través de microscopio alltion c.100v-240v 50 Hz. -60 Hz 40va para visualizar las zonas con brechas, es decir la existencia de una evidencia física extensa de la unión de los materiales Mta Viarden con resina 3M z250 y Mta Viarden con resina Viarden.

Dentro de las observaciones se encontró menor cantidad de brechas en los dientes que se encontraban con los materiales Mta y resina Viarden (ver Tabla 3).

Tabla 4 Localización de brechas.

Material	Brechas (No)	Brechas (SI)	Total
Mta Viarden resina 1 (Resina Viarden)	9	4	13
Mta Viarden resina 2 (resina 3M Z250)	5	8	13
Total	14	12	26

La zona en donde se encontraron más brechas fue en el sector mesial teniendo un porcentaje de 45%. (ver gráfico 1).

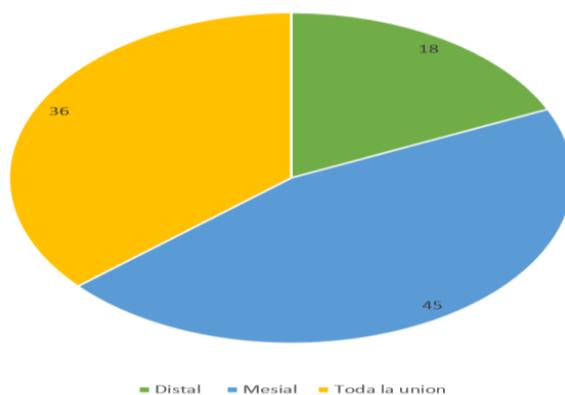


Figura 35. Porcentaje de brechas en sector mesial, distal y en toda la unión del diente.

Se realizó el análisis estadístico de Chi cuadrada de Pearson la cual nos dio un valor de $p=.116$ por lo cual se acepta la hipótesis nula (Ver tabla 3). En donde se observa que hay una diferencia significativa en usar materiales de la misma casa Mta Viarden resina Viarden Z250.

Tabla 5 Prueba de Chi-Cuadrada.

	Valor	df	Significación asintótica (bilateral)	Significación exacta (bilateral)	Significación exacta (unilateral)
Chi- cuadrado de Pearson.	2,476 ^a	1	,116		
Corrección de continuidad ^b	1,393	1	,238		
Razón de verosimilitud.					
Prueba exacta de Fisher.	2,518	1	,113	,238	,119
No de casos validos	26				
a. 0 casillas (.0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 6.00.					
b. Sólo se ha calculado para una tabla 2x2					

15. DISCUSIÓN

La regeneración pulpar ideal hace referencia a la regeneración de estructuras naturales y precisas, incluyendo el complejo dentinopulpar, abundantes vasos sanguíneos, fibras nerviosas, y dentina radicular, cervical o apical reabsorbida, logrando finalmente la reconstrucción del complejo dentinopulpar con angiogénesis y neurogenesis, así como rehabilitación de funciones fisiológicas, nutrición, sensibilidad y defensa inmunológica.¹⁶

Para lograr un tratamiento de revascularización/revitalización predecible es indispensable: la desinfección del conducto, facilitar la formación de tejido y sellado coronal adecuado para evitar la percolación bacteriana.¹⁰ no obstante, si uno de los factores anteriores no llegan a realizarse de manera adecuada el éxito del tratamiento puede verse comprometido, entonces la calidad de los materiales deben ser de un parámetro alto así como biocompatibles con todas las estructuras dentales, es por ello que todos los materiales que se encuentran involucrados en una revascularización deben ser valorados en conjunto, ya que un sellado coronal hermético impedirá la penetración bacteriana.

En este estudio se seleccionaron apropiadamente dientes molares extraídos para tener mejor campo de observación en relación a la cohesión entre resina y Mta como materiales en el proceso de revascularización al ser piezas más amplias, pocos estudios se centran en esta área de la reconstrucción, cuando en este estudió se buscó la mayor adherencia al colocar una resina de la misma casa comercial al material utilizado en el proceso de revascularización teniendo como objetivo la máxima biocompatibilidad y el sellado hermético óptimo, al igual que se buscó la estandarización en la profundidad y en cada una de las caras de los dientes para tener un espesor considerable de observación. La cavidad tuvo una profundidad de 10 mm dado a que estudios que realizo el Dr. John ingle acerca de las longitudes totales promedio de las piezas dentales nos dio un parámetro de elección. El tiempo de fraguado para el Mta es paulatino y aunque existen aditamentos para acelerarlo en este estudio no fueron utilizados y se dejaron a temperatura ambiente por 24 horas. Ahora bien, artículos mencionan que el tiempo de fraguado puede existir de 3 a

4 horas⁴³

Este estudio tiene la ventaja de al ser ex vivo no tiene alteraciones de humedad en boca tampoco tiene las propiedades resultantes de la cavidad bucal como temperatura y la sangre que generalmente se une al Mta en el proceso de revascularización³⁴.

En nuestro estudio se evaluaron 26 dientes molares extraídos en donde se buscó observar si existían brechas o no entre el material Mta y resina de igual forma si esta brecha se encontraba en mesial distal o una brecha que delimitaba toda la unión, estas observaciones se hicieron con un microscopio alltion c.100v-240v 50 Hz. -60 Hz 40va, probablemente esta observación pudo ser visualizada a mayor espectro con un microscopio de barrido, en la búsqueda de la literatura no se encontraron evidencias considerables para este tipo de investigación ya que generalmente los estudios que involucran resina están relacionados a estudiar la microfiltración con relación a la dentina y no en la unión con otro material como el Mta.⁴⁴

Probablemente las observaciones en este estudio y sus diferencias en cuanto a la adhesión están relacionadas a la presencia del ácido grabador ya que se utilizó de la misma en el estudio, esto con el afán de que ninguno de los grupos tuviera mayor predilección, aunque estudios sugieren que no importa si existe o no el grabado acido.⁴⁵

Otro de los factores relacionados en los resultados puede verse reflejado en la utilización de hipoclorito de sodio y la cantidad a la que este se utiliza en la irrigación de un tratamiento ya que puede influir en el grado de adherencia de la resina y por lo tanto permitir cierto grado de filtración generando una brecha en alguna de las paredes de los dientes debido a que hay artículos que enfatizan la adherencia entre dentina empobrecida en colágeno y adhesivos de dentina.⁴⁶

En nuestro estudio solo en una ocasión se colocó NaOCl para las cavidades, previas a la colocación de Mta. Sin embargo, en la literatura se menciona una irrigación de NaOCl al 3% y aunque no se menciona específicamente el número de jeringas utilizadas podría considerarse evidente el hecho de que haya sido en más de una ocasión.

Lo anterior conllevaría la disminución en la capacidad adhesiva.

Estudios anteriores como el del autor William G. Schindler con título Evaluation of Ultrasonically Placed Mta and Fracture Resistance with Intracanal Composite Resin in a Model of Apexification⁴⁷ tuvo como objetivo evaluar si la aplicación intracoronal de una barrera apical de Mta colocada ultrasónicamente, sin ultrasonidos con la adición de una resina compuesta intraconducto proporcionó un mejor sellado contra la fuga bacteriana. En nuestro estudio la colocación del Mta se llevó a cabo con un instrumento PK Thomas® para la compactación y sin activación ultrasónica, lo cual en otros estudios hacen énfasis en lo último o con el aplicador de Mta Angelus para tener una mejor colocación de material. Ahora bien, en nuestro estudio la cantidad de material fue estandarizado con un porta amalgama y al no ser *in vivo* y en la parte coronal no fue necesaria la utilización de activación ultrasónica por el contrario tuvimos mayor cantidad de observación dado que al ser dientes molares hubo mayor superficie oclusal a observar y no solo por cantidad de conducto. El espesor del agregado del Mta de nuestro estudio fue estandarizado a 4 mm. esto por la importancia que estudios anteriores dieron como resultados que el Mta de 1 mm de espesor fue el menos eficaz en la prevención de la fuga apical. No se encontraron diferencias significativas entre el Mta de 2 y 3 mm de espesor ($P > 0,05$). El M de cuatro milímetros de espesor fue significativamente más efectivo que los otros espesores probados⁴⁸ esto también nos ayudó en nuestro estudio a tener más grosor de visibilidad y poder diferenciar claramente entre los dos materiales estudiados, hay muchos estudios que sugieren el uso de ionómero de vidrio posterior al Mta y que este no afecta el fraguado posterior de este. A pesar de ello, su composición de material temporal puede alterar en la microfiltración coronal.

En este estudio al utilizar un material de uso permanente dio lugar a tener un mejor sellado coronal teniendo más de un 50% de dientes que no tuvieron brechas en ningún segmento del diente (mesial, distal o en toda la unión).

Estudios publicados sugieren la colocación de amalgamas posteriores al Mta.

Actualmente el uso de amalgama se encuentra en desuso debido a que existen nuevos materiales que cumplen mejores funciones así como el hecho de que el ajuste o la permanencia de la amalgama se basa en la retención de la propia cavidad caso contrario a la resina la cual utiliza aditamentos menos invasivos en cuanto a estructura dental para garantizar su permanencia en el órgano dentario por lo cual los resultados nos demuestran que el uso de los materiales que sean de la misma casa comercial poseen mejor adherencia. De igual forma el método de colocación y la cantidad, así como el nivel de colocación fueron claves para la obtención de resultados, a pesar de ello se sugiere la utilización de más muestras para un resultado más concreto debido a que en el presente estudio al ser una cantidad mínima puede no ser relevante.

Por otro lado el uso de materiales más actuales como biodentine® podría sugerir un mejor sellado debido a que es un material que estudios como el Vladimir Biočanin, Đorđe Antonijević, concluyen en su trabajo de investigación que Biodentine experimenta un valor más bajo de microporosidad y menor espacio entre el material y la dentina del conducto radicular.⁵⁰ Pero para que esto ocurra debe existir un ambiente idóneo de sellado coronal impidiendo la filtración microbiana que podría afectar el proceso de reparación.

16. CONCLUSIONES

El objetivo de este estudio fue observar la cohesión entre Mta Viarden® y resina Viarden® vs Mta Viarden® y resina z250 3M en dientes extraídos con cavidades tipo I. Al llevar a cabo este tema encontramos que gracias al uso de la magnificación logramos observar ciertas brechas en zonas de los dientes extraídos en ambos grupos, al contabilizar la cantidad de brechas entre cada uno de los grupos se pudo observar menor cantidad de separación entre el grupo de dientes que estaban siendo trabajados con los materiales de la misma casa comercial, lo cual nos sugiere la importancia de utilizar elementos fabricados de la misma marca para una mejor adaptación de los materiales debido a que influye en el nivel de biocompatibilidad y su subsecuente cohesión. A pesar de ello la diferencia en este trabajo no es estadísticamente significativa debido a la cantidad de muestras recolectadas.

17. BIBLIOGRAFÍA

1. Tziaras D, Smith AJ, Lesot H. Designing new treatment strategies in vital pulp therapy. *J Dent* 2000; 28(7): 77-92.
2. Gronthos S, Mankani M, Brahim, Gehron P, Shi S. Postnatal human dental pulp stem cells (DPSCs) in vitro and in vivo. *Proc Natl Acad Sci* 2000; 97(25):13625-13630.
3. Heyeraas KJ Hemodinámica pulpar y presión del líquido intersticial: Equilibrio del transporte de líquido transmicrovascular. *J. Endod.* 1989; 15:468–472.
4. Leal-Fonseca AP, Hernández-Molinar. Evolución de la odontología. *Oral.* 2016; 17(55):1418-1426.
5. Iwaya SI, Ikawa M, Kubota M. Revascularization of an immature permanent tooth with apical periodontitis and sinus tract. *Dent Traumatol* 2001; 17:185– 7.
6. Windley W, Teixeira F, Levin L, Sigurdsson A, Trope M. Disinfection of immature teeth with a triple antibiotic paste. *J Endod.* 2005 Jun; 31(6):439-43.
7. Binyamin G, Shafi BM, Mery CM Biomaterials: a primer for surgeons. *Semin Pediatr Surg*, 2006 15:276-283.
8. Anderson JM The future of biomedical mate M^a Antonia Lizarbe *Acad.Cienc.Exact.Fís.Nat, Sci Mater Med*, 17:1025-1028.
9. Lauridsen E, Hermann NV, Gerds TA, Kreiborg S, Andreasen JO. Patrón de lesiones dentales traumáticas en la dentición permanente en niños, adolescentes y adultos. *Dent Traumatol* 2012; 28:358-63.
10. Nicoloso GF, Pötter IG, Rocha RO, Montagner F, Casagrande L. Una evaluación comparativa de tratamientos de endodoncia para dientes permanentes necróticos inmaduros basada en resultados clínicos y radiográficos: una revisión sistemática y metanálisis. *Int J Paediatr Dent* 2017; 27:217-27.
11. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. El hidróxido de calcio a largo plazo como vendaje del conducto radicular puede aumentar el riesgo de fractura radicular. *Dent*

Traumatol 2002; 18:134-7.

12. Duggal, M.; Tong, HJ; Alansary, M.; Twati, W.; Día, PF; Nazzal, H. Intervenciones para el manejo endodóntico de dientes anteriores permanentes inmaduros traumatizados Academia Europea de Odontología Pediátrica. EUR. Arco. Pediatra Mella. 2017, 18, 139–151.
13. Xie, Zhuo, Zongshan Shen, Peimeng Zhan, Jiayu Yang, Qiting Huang, Shuheng Huang, Lingling Chen y Zhengmei Lin. 2021. "Regeneración funcional de la pulpa dental: investigación básica y traducción clínica" International Journal of Molecular Sciences 22, no. 16: 89-91.
14. Méndez GV, Madrid AKC, Amador LEA, et al. Revascularización en dientes permanentes con ápice inmaduro y necrosis pulpar: Revisión bibliográfica. Rev. ADM. 2014; 71 (3):110-114.
15. Frank AL. Therapy for the divergent pulpless tooth by continued apical formation. J Am Dent Assoc. 1966; 72: 87-93.
16. Méndez GV, Madrid AKC, Amador LEA, et al. Revascularización en dientes permanentes con ápice inmaduro y necrosis pulpar: Revisión bibliográfica. Rev ADM. 2014; 71(3):110-114.
17. García-Godoy F, Murray PE. Recommendations for using regenerative endodontic procedures in permanent immature traumatized teeth. Dental Traumatology 2012; 28(1): 33–41.
18. Emi Shimizu E, Jong G, Partridge N, et al. Histologic Observation of a Human Immature. Journal of Endodontics 2012; 38(9): 1293–7.
19. Egusa H, Sonoyama W, Nishimura M, et al. Stem cells in dentistry – Part I: Stem cell sources. Journal of prosthodontic research 2012; 56(3): 151–65.
20. Sonoyama W, Liu Y, Yamaza T, et al. Characterization of the Apical Papilla and Its Residing Stem Cells from Human Immature Permanent Teeth: A Pilot Study. Journal of Endodontics 2008; 34(2): 166 –71.
21. Tziaras D, Kodonas K. Differentiation Potential of Dental Papilla, Dental Pulp, and

- Apical Papilla Progenitor Cells. *Journal of Endodontics* 2010; 36(5): 781–9.
22. Camilleri J, editor *Mineral Trioxide Aggregate in Dentistry*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Available *Mineral trioxide aggregate: present and future developments*. *Endod. Top.* 2015 32:31–46.
23. AL-Haddad A, Che Ab Aziz ZA *Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review*. *Int. J. Biomater.* 2016: 17-20-35.
24. Camilleri J, editor *Mineral Trioxide Aggregate in Dentistry*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. 4 2017.
25. Haapasalo M, Parhar M, Huang X, Wei X, Lin J, Shen y *Clinical use of bioceramic materials*. *Endod. Top.* 32:97–117.
26. Bramante CM, Kato MM, Assis GF de, Duarte MAH, Bernardineli N, Moraes IG de, et al. *Biocompatibility and setting time of CPM-Mta and white Portland cement clinker with or without calcium sulfate*. *J. Appl. OralSci.* 2013 21:32–36.
27. AL-Haddad A, Che Ab Aziz ZA. *Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review*. *Int. J. Biomater.* 2016:1–10.
28. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. *The Biomineralization Ability of Mineral Trioxide Aggregate and Portland Cement on Dentin Enhances the Push-out Strength*. *J. Endod.* 2010; 36:286–291.
29. Trope M, Bunes A, Debelian G. *Root filling materials and techniques: bioceramics a new hope?* *Endod. Top.* 2015; 32:86–96.
30. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT *The Biomineralization Ability of Mineral Trioxide Aggregate and Portland Cement on Dentin Enhances the Push-out Strength*. *J. Endod.* 2010; 36:286–291.
31. Camilleri. *Mineral Trioxide Aggregate: present and future developments* *Endod. Top* 2015; 32:31-46.
32. Mandri María Natalia, Aguirre Grubre de Prieto Alicia, Zamudio María Eugenia. *Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora*. *Odontoestomatología* 2015; 17(26): 50-56.

33. Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, Larmas M, Salo T, Tjäderhane L. Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin. *Arch Oral Biol* 2007; 52: 121-127.
34. Farge P, Alderete L, Ramos SM. Dentin wetting by three adhesive systems: Influence of etching time, temperature and relative humidity. *J Dent* 2010; 38: 698-706.
35. Ramos SM, Alderete L, Farge P. Dentinal tubules driven wetting of dentin: Cassie-Baxter modelling. *Eur Phys J E* 2009; 30: 187-195.
36. Perdigao J, Ritter VA. Adesao aos tecidos dentários. In: Baratieri NL et al. *Odontologia Restauradora. Fundamentos e possibilidades*. 1a. edicao, Livraria Santos Editora, Com. Sao Paolo 2001; 4: 83-128.
37. Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigao J, Vanherle G. Adhesives: Dos and Don'ts. In: Roulet JF, Degrange M. *Adhesion: The silent revolution in dentistry*. Quintessence publishing, Co., Inc. Chicago 2000; 4: 45-60.
38. Perdigao J, Ritter VA. Adesao aos tecidos dentários. In: Baratieri NL et al. *Odontologia Restauradora. Fundamentos e possibilidades*. 1a. edicao, Livraria Santos Editora, Com. Sao Paolo 2001; 4: 83-128.
39. Roulet JF. Adhesive dentistry in the 21st century. *Oper Dent* 2000; 25: 355-366.
40. Burke FJ, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent* 1995; 8(2): 88-92.
41. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International* 1995; 26(2): 95-110.
42. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J of Dentistry* 1998; 26(1): 1-20
43. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR. Propiedades físicas de un nuevo material de obturación del extremo de la raíz. *J Endodon* 1995; 21:349-53
44. Belli, s., zhang, y., pereira, p., ozer, f. and pashley, d. (2001). Regional bonding forces of adhesive resins to pulp chamber dentin. *Journal of Endodontics*, 27(8), 527–532.

45. Lemos Martins Sicuro, S., Gabardo, M. C. L., Castiglia Gonzaga, C., Dias Morais, N., Baratto-Filho, F., Correr Nolasco, G. M., & Leonardi, D. P. (2016). Bond Strength of Self-adhesive Resin Cement to Different Root Perforation Materials. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1819–1821.
46. Inai N, Kanemura N, Tagami J, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW. Adhesion between collagen depleted dentin and dentin adhesives. *Am J Dent*. 1998 Jun;11(3):123-7. PMID: 9823073.
47. LAWLEY, G., SCHINDLER, W., WALKERIII, W., & KOLODRUBETZ, D. (2004). Evaluation of Ultrasonically Placed Mta and Fracture Resistance with Intracanal Composite Resin in a Model of Apexification. *Journal of Endodontics*, 30(3), 167–172
48. Valois CR, Costa ED Jr. Influence of the thickness of mineral trioxide aggregate on sealing ability of root-end fillings in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004 Jan;97(1):108-11.