



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

EVALUACIÓN DE PROTOCOLOS DE
CEMENTACIÓN PARA
INCRUSTACIONES
DE COMPOSITES EN DENTINA A
TRAVÉS DE RESISTENCIA A LA
MICROTRACCIÓN

TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE
DOCTORA EN ESTOMATOLOGÍA

JANETT MAS LOPEZ

LIMA - PERÚ

2026

ASESOR

DRA. LIDIA YILENG TAY CHU JON

JURADO DE TESIS

DR. JOSE ANTONIO BALAREZO RAZZETO

PRESIDENTE

DR. JOÃO CARLOS GOMES

VOCAL

DRA. LESLIE CAROLL CASAS APAYCO

SECRETARIO (A)

DEDICATORIA

Cuando Dios lo permite, es porque es el momento correcto.
Dedico este trabajo a mi FAMILIA, mi soporte incondicional; a mis AMIGOS,
hermanos que me regaló la vida, por creer en mí; a mis DOCENTES y
MAESTROS, quienes me guiaron, inspiraron y mostraron el valor de enseñar
con vocación y pasión y a mis ALUMNOS, por ser la motivación constante de
mi compromiso con la docencia, para seguir enseñando y sembrando una
odontología responsable y comprometida con la excelencia.

AGRADECIMIENTOS

Mi sincero agradecimiento a todas las personas que fueron parte de este viaje.

Al **Dr. Gilberto Henostroza Haro**, quién siempre me motivó y con quien compartí inquietudes que dieron origen a este proyecto.

A **Yileng Tay Chu Jon**, mi asesora, quién con paciencia y admirable resiliencia me acompañó a lo largo de todo este proceso; así como a **Roberto León Manco**, por su generosidad, objetividad, profesionalismo y constante seguimiento para la culminación de este trabajo.

Al equipo del Laboratorio de Materiales Dentales de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, liderado por **Leyla Delgado Cotrina**, por brindarme todas las facilidades para el desarrollo de esta investigación.

A **Elizabeth Estrada, Roberto Palomino, Magaly Santander, Alfonsina Villavicencio, Leyde Boada y César Solar**, quienes me brindaron ánimo y apoyo técnico en la confección de especímenes, lectura y registro de datos, así como en las tomas fotográficas.

A **Milko Villarroel y Miguel Muñoz**, quienes me apoyaron en la revisión a profundidad del contexto teórico, clínico y experimental de este trabajo.

Y a **Natalia Henostroza**, mi hermana profesional, por su permanente apoyo y acompañamiento durante todo este proceso.

FUENTES DE FINANCIAMIENTO.

Tesis Autofinanciada.

DECLARACIÓN DE ORIGINALIDAD

Los egresados:

Nº	APELLIDOS Y NOMBRES
1.	MAS LOPEZ JANETT

Pertencientes al programa de la **DOCTORADO EN ESTOMATOLOGÍA**, autores del trabajo titulado: **EVALUACIÓN DE PROTOCOLOS DE CEMENTACIÓN PARA INCRUSTACIONES DE COMPOSITOS EN DENTINA A TRAVÉS DE RESISTENCIA A LA MICROTRACCIÓN**, el cual ha sido elaborado, sustentado y aprobado, según corresponda, para optar por el grado de **DOCTORA EN ESTOMATOLOGÍA** bajo la modalidad de **TESIS**.

En calidad de docentes asesores de la Universidad Peruana Cayetano Heredia:

Nº	APELLIDOS Y NOMBRES DEL DOCENTE	FACULTAD	NIVEL DE ASESORÍA
1.	TAY CHU JON LIDIA YILENG	FAEST	ASESOR

Declaramos que el contenido del presente documento es original y que las citas y referencias a otros autores cumplen con las normas académicas establecidas. En ese sentido, hacemos constar que:

- El documento presenta un porcentaje de similitud de **11%**, según el reporte emitido por el software **Turnitin®** (identificador de entrega: **2905072189**; fecha de entrega: **16-03-2026**).
- Tras una revisión detallada del reporte y del contenido del trabajo en cuestión, no se han identificado indicios de plagio.
- Se certifica que el documento respeta los principios de integridad académica y cumple con los requisitos institucionales de originalidad.

Lugar y fecha: **Lima, 16 de marzo de 2026**



Firma del asesor
Nº DNI: 41875787
ORCID: 0000-0002-1656-2804

ÍNDICE

	Pág.
RESUMEN	
ABSTRACT	
I. INTRODUCCIÓN	1
II. OBJETIVO	6
II.1 Objetivo general	6
II.2 Objetivo específico	6
III. MARCO TEÓRICO	8
III.1 Composites para la fabricación de incrustaciones estéticas	8
III.2 Sistemas adhesivos	11
III.3 Cementos resinosos	18
III.4 Pruebas de resistencia a la microtracción	22
III.5 Uso de dientes bovinos para estudios <i>in vitro</i>	23
III.6 Termociclado	25
IV. MATERIALES Y MÉTODOS	26
IV.1 Diseño del estudio	26
IV.2 Muestra	26
IV.3 Criterios de selección	27
IV.3.1 Criterios de inclusión	27
IV.3.2 Criterios de exclusión	27
IV.4 Variables	27
IV.4.1 Variables independientes	27
IV.4.2 Variables dependientes	31
IV.5 Técnicas y procedimientos	32
IV.5.1 Preparación de especímenes	33

IV.5.2	Cementación	35
IV.5.3	Preparación del cuerpo de prueba	38
IV.5.4	Prueba de resistencia a la microtracción	38
IV.5.5	Análisis del tipo de falta de unión	39
IV.5.6	Termociclado	39
IV.6	Plan de análisis	39
IV.7	Consideraciones éticas	40
V.	RESULTADOS	41
VI.	DISCUSIÓN	58
VII.	CONCLUSIONES	71
VIII.	RECOMENDACIONES	72
IX.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73
X.	ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
TABLA 1. Resistencia de unión a la microtracción (Mpa) de los protocolos de cementación en composite de uso directo	48
TABLA 2. Resistencia de unión a la microtracción (Mpa) de los protocolos de cementación en composite de laboratorio	49
TABLA 3. Resistencia de unión a la microtracción (Mpa) de los protocolos de cementación de composite en bloques para fresado	50
TABLA 4. Resistencia de unión a la microtracción (Mpa) en cada protocolo de cementación sin termociclado	51
TABLA 5. Resistencia de unión a la microtracción (Mpa) de cada protocolo de cementación con termociclado	52
TABLA 6. Porcentaje del tipo de falla de unión en los protocolos de cementación sin termociclado	53
TABLA 7. Porcentaje del tipo de falla de unión en los protocolos de cementación con termociclado	54

ÍNDICE DE GRÁFICOS

	Pág.
GRÁFICO 1. Tipos de fracturas en la resistencia de unión a la microtracción según protocolo de cementación antes y después(t) del termociclado en composites de uso directo	55
GRÁFICO 2. Tipos de fracturas en la resistencia de unión a la microtracción según protocolo de cementación antes y después(t) del termociclado en composites de laboratorio.	56
GRÁFICO 3. Tipos de fracturas en la resistencia de unión a la microtracción según protocolo de cementación antes y después(t) del termociclado en composites de bloques para fresado.	57

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

- **CAD-CAM:** Diseño Asistido por Computadora – Manufactura Asistido por Computadora
- **3D:** Tercera dimensión
- **μ TBS:** Microtensile bond strength (Resistencia de unión a la microtracción)
- **Bis GMA:** Bisphenol-A-glycidyl methacrylate
- **UDMA:** Dimetacrilato de uretano
- **TEGMA:** Triethyleneglycol dimetacrylate
- **μ m:** micrómetro
- **EAR:** Etch and rinse (grabado y enjuague)
- **SE:** Self etch (autograbado)
- **GPDM:** Glycerol phosphate Dimetacrylate
- **MPa:** Megapascales
- **4-META:** 4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride
- **10-MDP:** 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
- **HEMA:** 2-hydroxyethylmethacrylate
- **Seg.:** Segundos
- **SARC:** Self Adhesive Resin Cement (Cementos autoadhesivos)
- **N:** Newton
- **mm/min:** milímetro por minuto
- **$^{\circ}$ C:** Grados Celcius
- **mW/cm²:** milivatios por centímetro cuadrado
- **gr:** gramos

RESUMEN

Objetivo: Determinar el protocolo de cementación adhesiva para incrustaciones de composites que proporcione la mayor resistencia a la microtracción en dentina bovina. **Metodología:** Se evaluaron siete protocolos de cementación aplicados sobre bloques de dentina con y sin grabado ácido, unidos a tres tipos de composites: de uso directo (Filtek Z350®), de laboratorio (SR Nexco ®) y para fresado (Shofu Block HC®). Para la cementación se utilizó el adhesivo All Bond Universal ® en combinación con tres cementos resinosos: TheraCem® (autoadhesivo), Duo Link Universal® (dual) y Choice2® (fotopolimerizable). La mitad de las muestras fueron almacenadas durante 24 horas y la otra mitad sometidas a 5000 ciclos de termociclado. Los especímenes fueron seccionados en varillas de 1×1 mm y sometidos a microtracción. Los valores de resistencia a la microtracción se analizaron mediante Shapiro–Wilk y, según la distribución, con prueba t de Student o U de Mann–Whitney ($p < 0.05$). **Resultados:** el composite de uso directo obtuvo el mayor valor de resistencia a la microtracción con el protocolo que combinó arenado, grabado dentinario, All Bond Universal® y cemento TheraCem® (37.70 ± 12.70 MPa), mostrando estabilidad tras el termociclado y predominio de fallas adhesivas. El composite de laboratorio registró los valores más altos en los protocolos que incluyeron grabado dentinario y adhesivo universal (34.15 ± 4.98 MPa), independientemente del cemento y del envejecimiento, observándose mayor proporción de fallas cohesivas. En el composite para fresado, los protocolos con grabado dentinario, adhesivo universal y cementos duales o fotopolimerizables lograron las mayores resistencias iniciales (30.97 ± 8.29 MPa); el protocolo con TheraCem® mantuvo estabilidad tras el termociclado, con predominio de fallas adhesivas sin envejecimiento y cohesivas después del mismo. **Conclusión:** El protocolo que alcanzó la mayor resistencia a la microtracción fue el aplicado al composite de uso directo, que incluyó arenado, grabado dentinario, All Bond Universal® y cementación con TheraCem®, mostrando estabilidad tras el envejecimiento térmico.

Palabras clave: incrustaciones, resistencia a la tracción, cementos dentales, resinas compuestas (DeCS)

ABSTRACT

Objective: To determine the adhesive cementation protocol for composite inlays that provides the highest microtensile bond strength to bovine dentin. **Methods:** Seven cementation protocols were evaluated on bovine dentin blocks with and without phosphoric acid etching, bonded to three types of composites materials: a direct composite (Filtek Z350®), a laboratory composite (SR Nexco®), and a CAD/CAM composite (Shofu Block HC®). All protocols employed All Bond Universal® in combination with three resin cements: TheraCem® (self-adhesive), Duo-Link Universal® (dual-cure), and Choice 2® (light-cure). Half of the specimens were stored for 24 hours, and the other half underwent 5000 thermocycles. Specimens were sectioned into 1x1mm sticks and subjected to microtensile testing. Bond strength values were analyzed using the Shapiro–Wilk test and, according to data distribution, Student’s t test or Mann–Whitney U test was applied ($p < 0.05$). **Results:** The direct composite achieved the highest microtensile bond strength with the protocol combining sandblasting, dentin etching, All Bond Universal®, and TheraCem® (37.70 ± 12.70 MPa), demonstrating stability after thermocycling and predominance of adhesive failures. The laboratory composite showed the highest values with protocols included dentin etching and universal adhesive (34.15 ± 4.98 MPa), regardless of cement type or aging condition, with a higher proportion of cohesive failures. In the CAD/CAM composite, protocols combining dentin etching, universal adhesive, and dual- or light-cure cements showed the highest initial strengths (30.97 ± 8.29 MPa); the TheraCem® protocol-maintained stability after thermocycling, with adhesive failures predominating without aging and cohesive failures after aging. **Conclusion:** The protocol that achieved the greatest microtensile bond strength was the one performed to the direct composite, which consisted of sandblasting, dentin etching, application of All Bond Universal®, and cementation with TheraCem®, demonstrating stable performance after thermal aging.

Keywords: Inlays, Microtensile Bond Strength; Dental Cements; Dental Bonding; Composite Resins. (MESH).

I. INTRODUCCIÓN

El deterioro dental en el sector posterior, es atribuido a diversos agentes causales, así podemos evidenciar en orden de prevalencia a la caries dental, en nuestro país según reporte del Ministerio de Salud es 90.4% (1) y a nivel mundial según informe de la Federación Dental Internacional y la Organización Mundial de la Salud es de 90% (2,3); las lesiones secundarias asociadas a restauraciones; lesiones no cariosas como: erosión dental o biocorrosión, atrición, abrasión o abfracción, con una prevalencia en el mundo de 46.7% (4,5); fracturas dentales y alteraciones en la formación y desarrollo como amelogénesis y dentinogénesis imperfecta e hipocalcificación (6-8).

Por ello que dependiendo del grado de deterioro y considerando los principios de conservación dentaria, se brindan diversas alternativas terapéuticas que van desde la remineralización de lesiones incipientes, la restauración de cavidades a través de selladores terapéuticos, resinas compuestas directas y restauraciones tipo indirectas como son incrustaciones y coronas (9,10).

Es así que las incrustaciones estéticas se han convertido actualmente en una alternativa terapéutica conservadora de uso muy frecuente para restaurar piezas dentarias con deterioro mediano y amplio, previo a la decisión de colocar una corona y para ello se pueden utilizar cerámicas dentales y composites en sus diferentes presentaciones, siendo el material de elección las resinas compuestas como las de uso directo, uso de laboratorio, en bloques para ser fresadas a través de

sistemas CAD CAM y últimamente resinas obtenidas a través de técnicas de estereolitografía (técnica de impresión 3D); por tener, todas estas, adecuadas propiedades biomecánicas como módulo elástico compatible con el tejido dentario, desgaste oclusal compatible con el esmalte, mejor distribución de estrés; facilidad para reparar, buena estética, alta mimetización, fácil manipulación y menor costo que las cerámicas (10-14).

Por otro lado, dentro de los factores a considerar para el éxito clínico de estas restauraciones se encuentran: el diseño cavitario, el tipo de material y el espesor de la restauración, el sistema de cementación utilizado y el protocolo de fijación empleado; cualquier error en uno de los factores antes mencionados contribuirá al fracaso de la restauración, produciendo filtración marginal, lesiones cariosas secundarias y consecuente patología pulpar, fractura de la restauración o del tejido dentario remanente o descementación de esta (12, 13, 15).

D'Arcangelo y col. indican que cada paso de los procedimientos clínicos y de laboratorio en las restauraciones indirectas, puede tener un impacto importante en la longevidad, así como en los resultados estéticos. De estos la cementación parece ser el paso más crítico y el éxito a largo plazo depende del protocolo clínico empleado. Concluyeron que, en términos de supervivencia y resultados estéticos a largo plazo, las técnicas indirectas con resina compuesta han demostrado ser clínicamente aceptable siempre y cuando el manejo correcto de los protocolos de cementación siga los principios adhesivos y el cumplimiento preciso de estos para obtener una unión duradera entre el sustrato dentario y los sustratos

restauradores(16).

Dietschi y Spreafico, indican que no hay un consenso respecto a la estandarización en los protocolos de cementación ideal para la fijación de éstas, actualmente debido a la evolución de los materiales dentales restauradores estéticos como las cerámicas y los composites en sus numerosas presentaciones y métodos de fabricación, hace que se plantee una variedad de propuestas para el tratamiento de sus superficies; por otro lado los diversos sistemas adhesivos, con protocolos muy sensibles en la técnica de aplicación y la gran diversidad de agentes de cementación, contribuyen a esta polémica (17).

Respecto al tratamiento de superficie de los composites se han sugerido diversas técnicas para incrementar la adhesión; como el arenado con óxido de aluminio de 50µm, el uso de silano, tratamiento tribuquímico o tratamiento con láser Er: YAG, encontrándose que el arenado es un procedimiento seguro y eficaz para incrementar la fuerza de unión (11, 13, 16, 18).

Así también los sistemas adhesivos, elementos importantes en este proceso de cementación, han experimentan modificaciones con el propósito de lograr mejores niveles de adhesión permitiendo una mayor longevidad de las restauraciones y preservación del remanente biológico. La fuerza de adhesión al tejido dental es un indicador del comportamiento de los sistemas adhesivos. Abad Coronel y col. en una revisión sistemática en 2019, encontraron que los sistemas adhesivos de autograbado reducen el tiempo clínico, sin embargo, la interfase se comporta como

una membrana permeable más susceptible a la degradación (19). Campos y col. estudiaron tres adhesivos universales con distintos tratamientos de superficie en dentina y encontraron que el grabado con ácido fosfórico reduce la fuerza de unión, pero sugieren más estudios para evaluar la longevidad de los adhesivos universales (14).

Tampoco existe consenso sobre los cementos utilizados para la fijación de incrustaciones, puede usarse cementos resinosos duales, cementos resinosos autoadhesivos, resinas compuestas fluidas, resinas compuestas en pasta, resinas compuestas en pasta termomodificadas. La efectividad de los cementos resinosos utilizados para la adhesión de restauraciones indirectas es crítica, ya que una serie de factores pueden influir en el desempeño de estos, como son situación clínica, método de polimerización y grado de conversión, propiedades físicas, químicas y biocompatibilidad, así también el espesor de la restauración (16, 19-24). Vaz y col. encontraron los mayores valores de adhesión cuando utilizaba cemento resinoso dual convencional al ser comparado con un cemento autoadhesivo (25).

El presente estudio tiene relevancia clínica, ya que al determinar el protocolo de cementación de incrustaciones de composites que presente mayor resistencia a la microtracción permitirá lograr restauraciones con mayor longevidad, por lo tanto, un beneficio biológico y económico para el paciente y una estandarización de dichos procesos clínicos.

Por otro lado, en cuanto al aporte teórico de este estudio, permitirá analizar la

pertinencia de las indicaciones dadas por el fabricante en el uso de los cementos dentales diseñados para este propósito que permitan obtener restauraciones con mayor durabilidad.

La pregunta de investigación planteada fue ¿Cuál es el protocolo de cementación para incrustaciones de composite que presenta la mayor resistencia de unión a la microtracción en dentina de dientes bovinos?

II. OBJETIVOS

II.1. Objetivo general

Determinar el protocolo de cementación para incrustaciones de composites que presente la mayor resistencia de unión a la microtracción (MPa) en dentina de dientes bovinos.

II.2. Objetivos específicos

1. Comparar la resistencia de unión a la microtracción (MPa) de los protocolos de cementación en composite de uso directo en dentina bovina antes y después del termociclado.
2. Comparar la resistencia de unión a la microtracción (MPa) de los protocolos de cementación en composite de laboratorio en dentina bovina antes y después del termociclado.
3. Comparar la resistencia de unión a la microtracción (MPa) de los protocolos de cementación de composite en bloques para fresado en dentina bovina antes y después del termociclado.
4. Comparar la resistencia de unión a la microtracción en cada protocolo de cementación usando composites de uso directo, de laboratorio y en bloque para

fresado, en el grupo sin termociclado.

5. Comparar la resistencia de unión a la microtracción en cada protocolo de cementación usando composites de uso directo, de laboratorio y en bloque para fresado, en el grupo con termociclado.
6. Determinar el porcentaje de tipo de falla de unión en los protocolos de cementación usando composites de uso directo, de laboratorio y en bloque para fresado, en dentina bovina antes del termociclado.
7. Determinar el porcentaje de tipo de falla de unión en los protocolos de cementación usando composites de uso directo, de laboratorio y en bloque para fresado, en dentina bovina después del termociclado.

III. MARCO TEÓRICO

Son varios los factores que influyen en la longevidad de las restauraciones adhesivas parciales estéticas indirectas utilizadas en el sector posterior, o también denominadas incrustaciones, siendo uno de las más importantes la unión entre el material restaurador y la estructura dentaria a través de un agente cementante, para ello se han propuestos diversos protocolos de unión, pero aún no existe un consenso al respecto, debido a la amplia propuesta de materiales para la confección de estas, (17) sumado a la constante evolución de los sistemas adhesivos para lograr una mejor unión con la estructura dentaria y la mejora en los agentes de cementación buscando una mayor estabilidad en la zona de unión, (16,19) lo que conlleva al estudio de esta zona de unión a través de ensayos in vitro utilizando pruebas de resistencia a la microtracción (μ TBS) en dientes bovinos por su accesibilidad y disponibilidad y la simulación clínica de envejecimiento y fatiga de esta unión bajo termociclado.

III. 1. Composites para la fabricación de incrustaciones estéticas

Mas-López J y col. en 2025, realizaron una revisión de la literatura en la que se detallan los materiales actuales para la fabricación de restauraciones adhesivas indirectas posteriores (PIAR) como son las cerámicas feldespáticas, feldespáticas reforzadas con leucita, disilicato de litio y circonia tipo III y tipo IV, así como las resinas compuestas convencionales de uso directo, resinas indirectas o de uso de laboratorio en presentaciones de pastas o bloques para fresado y finalmente los

materiales híbridos; así también mencionan los procesos de fabricación para cada uno de ellos. Considerando el material de fabricación, encontraron una alta durabilidad y un buen rendimiento clínico, siendo las tasas de supervivencia de 90.6% para cerámicas a los 8 años y 100% para resinas compuestas después de 3 a 5 años (26).

Fan y col. en 2021, a través de una revisión sistemática y metaanálisis, evaluaron el rendimiento clínico a largo plazo de restauraciones indirectas tipo inlay, onlay y overlay tanto de cerámicas como de resinas, concluyendo que tanto las restauraciones de resina compuesta como cerámica muestran altas tasas de supervivencia y éxito clínico a mediano y largo plazo, luego de 5 años ambos materiales presentaron una supervivencia de alrededor del 90%. Respecto a las complicaciones mencionan que las restauraciones con resina compuesta fueron más propensas a fallas biológicas como lesiones secundarias de caries y complicaciones pulpares y las restauraciones de cerámica más propensas a fallas mecánicas como fracturas (27).

Alzraikat H, y col. en 2018, realizaron una revisión de la literatura sobre las propiedades mecánicas como resistencia a la flexión, dureza superficial, desgaste, sorción de agua, solubilidad y comportamiento clínico de las resinas compuestas de nanorelleno en comparación con las resinas compuestas híbridas, concluyendo que las resinas de nanorelleno presentan buenas propiedades mecánicas y una tasa de éxito a largo plazo (10 años) de 80% a 98% (28).

En general las resinas compuestas o composites están constituidos por una matriz polimérica dada por la combinación de dimetacrilatos como el bisfenol-A glicidil dimetacrilato (BisGMA), dimetacrilato de uretano (UDMA), trietilen glicol dimetacrilato (TEGDMA), una fase inorgánica constituida por partículas de relleno principalmente de óxidos metálicos, un silano como agente de acoplamiento, sistemas de polimerización, pigmentos y estabilizadores. Actualmente las resinas han logrado un excelente comportamiento físico, mecánico y estético siendo las más utilizadas en la odontología restauradora actual, además de su facilidad de manipulación y reparación. Es así como de acuerdo con los diferentes métodos de fabricación y polimerización se pueden clasificar en resinas convencionales de uso directo, que logran un grado de conversión de monómero a polímero alrededor del 70%, resinas de laboratorio cuya polimerización alcanza un grado de conversión del 70 al 80 %, ya que, además de la fotoactivación, la polimerización se lleva a cabo a mayor temperatura y bajo presión.

Para mejorar aún más el grado de polimerización, actualmente existen bloques de composites para ser fresados bajo el sistema de CAD CAM, en los que el grado de conversión es del 90 al 95%, esta polimerización es obtenida de manera industrial bajo alta presión y altas temperaturas lo que permite una estructura mucho más compacta que proporciona mejores propiedades mecánicas comparables a algunas vitrocerámicas, como dureza superficial, resistencia a la flexión, módulo elástico, resistencia a la compresión, resistencia a la tracción, resistencia a la fractura y al desgaste, lo que amplía su uso en diversas situaciones clínicas, además reduce la liberación de monómeros a niveles mínimos (26, 29, 30).

En los últimos años se ha lanzado al mercado las resinas compuestas confeccionadas a través de técnicas de estereolitografía (técnica de impresión 3D), las cuales aún se encuentran en estudio sobre sus propiedades físicas, químicas y de biocompatibilidad, los autores sugieren que aún faltan estudios clínicos de largo plazo para confirmar su desempeño (31).

Para optimizar la adhesión de las resinas compuestas en sus distintas presentaciones —ya sean directas, indirectas o bloques para fresado—, uno de los procedimientos más empleados para el tratamiento de superficie es el arenado con óxido de aluminio de 50 μm . Este método, ampliamente adoptado por su eficacia y accesibilidad, tiene como objetivo incrementar la rugosidad superficial y elevar la energía libre de la superficie, favoreciendo la humectación y la penetración del agente adhesivo. Posteriormente, la superficie tratada se somete a un lavado ultrasónico durante 4 o 5 minutos, con el fin de eliminar residuos del abrasivo y partículas contaminantes. Luego se realiza el secado controlado y la aplicación del agente de unión seleccionado, que puede corresponder a un adhesivo hidrófugo, un adhesivo de autograbado, un adhesivo universal, un silano o un “primer” funcional, según el tipo de resina o sustrato restaurador (32-37).

III. 2. Sistemas adhesivos

Desde 1955, con la técnica propuesta por Michel Buonocore, el grabado del esmalte con ácido fosfórico se ha considerado la estrategia de adhesión más confiable. Esto se debe a la elevada mineralización del esmalte —aproximadamente un 97% de

sustancia inorgánica, (38) lo que constituye un sustrato idóneo para la acción óptima del grabado con ácido fosfórico al 35 – 37%. Este procedimiento aumenta la rugosidad, así como la energía superficial, generando microretenciones que permiten la infiltración eficaz de los adhesivos y aseguran una adhesión predecible y duradera (39,40).

Sin embargo, el principal desafío de la adhesión a los tejidos dentarios sigue siguiendo la unión a la dentina, debido a que esta presenta una estructura compleja, compuesta por partículas minerales de hidroxiapatita, proteínas y agua, lo que la convierte en un sustrato húmedo y orgánico, la fase mineral de la dentina contiene, en promedio, un 45 % en volumen, mientras que la matriz orgánica es un 33 % en volumen, siendo el resto agua (38-40). El colágeno tipo I es la proteína más abundante en la fase orgánica, por otro lado, estructuralmente, la dentina está constituida por túbulos en forma de cono invertido que la atraviesan, orientados radialmente, con el mayor diámetro orientado hacia la pulpa. En 1976, Garberoglio y Brännström, en 30 dientes extraídos, midieron el área ocupada por los túbulos, así como el diámetro, encontrando que el número de túbulos cerca de la pulpa era de 45.000 por milímetro cuadrado y su diámetro era de 2,5 μm , en la dentina media, el número de túbulos era de 29.500/ mm^2 y el diámetro promedio era de 1,2 μm y en la dentina superficial, el área ocupada por túbulos fue de 20.000/ mm^2 y el diámetro promedio de los túbulos fue de 0,9 μm .⁴¹ El contenido de agua se multiplicó por 20 desde la dentina superficial hasta la profunda, el volumen medio de los túbulos en la dentina coronal es del 10 % del volumen total de la dentina, mientras que cerca de la unión amelodentinaria es del 4 % y aumenta al 28 % cerca

de la pulpa (41).

Por ello la adhesión a la dentina ha sido una de las tareas más desafiantes y menos predecibles en la odontología adhesiva debido a las diferencias dinámicas en su composición y compleja histología. La capacidad de los materiales restauradores para adherirse adecuadamente a la dentina se ve afectada por numerosos factores, incluyendo factores biológicos y clínicos. Estos factores incluyen la edad del paciente, la ubicación del diente en la boca, la profundidad y permeabilidad de la dentina, el flujo de líquido pulpar, la presencia de dentina normal, esclerótica, erosionada, afectada, infectada y/o cariada, la dentina radicular versus coronal, el tipo de material y procedimiento restaurador, el aislamiento, los hábitos parafuncionales y la experiencia del profesional, entre otros (42).

En este contexto, se plantea el reto constante de diseñar y perfeccionar sistemas adhesivos capaces de establecer una unión efectiva y duradera con la dentina, teniendo en cuenta sus particularidades estructurales y fisiológicas. Esta necesidad surge de la complejidad intrínseca del sustrato dentinario, el cual se ve condicionado por factores clínicos que dificultan la adhesión, entre los que destacan principalmente la presencia de humedad, la permeabilidad dentinaria, la presencia de *smear layer* o barrillo dentinario, la degradación hidrolítica y enzimática por acción de las metaloproteinasas y cisteinas katepsinas entre otros factores (39, 40, 42). Así, la investigación en odontología adhesiva se orienta hacia la evolución de materiales y técnicas que permitan superar estas limitaciones, garantizando un desempeño clínico más predecible. Por ello, resulta fundamental comprender la evolución de los sistemas adhesivos y su desempeño frente a los desafíos inherentes

al sustrato dentinario, a partir de la evidencia disponible en la literatura.

Los sistemas adhesivos se han clasificado principalmente bajo dos enfoques. El primero corresponde a su categorización por generaciones, que abarca desde la primera hasta la octava, y que ha sido empleada sobre todo por la industria como un recurso para resaltar las innovaciones y tendencias más recientes. No obstante, diversos autores coinciden en que esta nomenclatura resulta ambigua y en ocasiones confusa, ya que no refleja con precisión las características técnicas de los sistemas ni su verdadero desempeño clínico (39, 40, 42-44). El segundo enfoque de clasificación se basa en las estrategias y técnicas de adhesión, considera la interacción de los adhesivos con el *smear layer* o capa de barrillo dentinario, dentro de este esquema se diferencian dos modalidades: sistemas de grabado y enjuague - *etch and rinse* (EAR) y sistemas de autograbado - *self etch* (SE). Esta clasificación sigue siendo ampliamente aceptada hasta la fecha (39, 40, 42-44).

Las primeras generaciones de sistemas adhesivos, basados en monómeros de fosfato como el glicerol fosfato dimetacrilato (GPDM), mostraron interacciones químicas limitadas con la hidroxiapatita y escasa longevidad clínica, alcanzando valores de resistencia a la microtracción de 1 a 3 Mega Pascales (MPa) en los de primera generación y de 2 a 8 MPa en los sistemas adhesivos de segunda generación(42). Durante las décadas de 1970 y 1980 se desarrollaron monómeros funcionales como el 4-META y, más tarde, el 10-MDP, capaces de establecer enlaces iónicos estables con el calcio de la hidroxiapatita, lo que supuso un avance significativo en la adhesión química, (39, 40) para luego dar origen al concepto de capa híbrida descrito por Nobuo Nakabayashi en 1982, considerado un hito en la

adhesión dentinaria, (39) y es a partir de entonces, a inicios de la década de 1990, que se introducen los denominados adhesivos de cuarta generación, estableciéndose un modelo más complejo y estructurado de adhesión, esto incluyó distintos pasos clínicos y sustancias específicas que buscaban optimizar la interacción con el sustrato dentinario y garantizar una unión más duradera, es así que los sistemas adhesivos de cuarta generación presentan los siguientes componentes: A) Acido grabador, el más usado es el ácido fosfórico en una concentración entre el 30 % y el 40 %, respecto a su aplicación clínica el ácido grabador siempre se lava y enjuaga de la superficie dental. B) *Primer* o imprimador, que es una solución hidrófila de monómeros de resina, principalmente Hidroxi Etil Meta Acrilato (HEMA), disolvente orgánico (alcohol o acetona), agua y estabilizantes. Los grupos hidrófilos aumentan la humectabilidad de la superficie de la dentina, que es un ambiente húmedo. El *primer* se adhiere a las superficies y forma una capa de unión mejor preparada para recibir la resina adhesiva.

Los *primers* no suelen enjuagarse ni polimerizarse una vez colocados sobre la superficie dental; solo se secan con aire para permitir la volatilización del solvente y C) El *Bonding*, agente de enlace o resina de baja viscosidad que presenta características hidrófugas, carece de disolventes y se aplica sobre el *primer* para luego ser fotopolimerizado. Los grupos hidrófugos interactúan y copolimerizan con el material restaurador, lo que aumenta la estabilidad y durabilidad de la adhesión a la dentina al sellar esta interfaz (39, 40, 44). La resina hidrófuga mejora tanto la velocidad de polimerización del *primer* como las propiedades mecánicas de la capa adhesiva e híbrida (39, 40, 44). Estos sistemas adhesivos son denominados, por su

estrategia clínica, de grabado y lavado o grabado total, *etch and risen*, logrando mejores resultados in vitro y clínicos y son considerados *gold standar*, obteniendo niveles de adhesión de 20 a 30 MPa (39, 40, 44). A mediados de la década de 1990, se simplificó la técnica adhesiva y se introducen en el mercado los sistemas adhesivos, también con el uso de grabado total, que emplean ácido fosfórico y el *primer* y *bonding* se integran en una sola botella, alcanzando fuerzas de adhesión de 20 a 25 MPa, y aunque permitían una aplicación clínica más rápida, resultaban altamente sensibles a la técnica de secado de la dentina (39, 44).

A inicios de la década del 2000, se introducen los sistemas de autograbado (*self etch* - *SE*) algunos de los cuales incorporaban un primer ácido, cuya aplicación no requería enjuague, seguido de la colocación del agente de enlace o *bonding*, estos sistemas alcanzan fuerzas de adhesión de 18 a 25 MPa, simplificando la técnica clínica y reduciendo la sensibilidad posoperatoria; sin embargo, mostraban menor eficacia en el esmalte en comparación con la técnica de grabado total. De manera paralela surgieron los sistemas de autograbado todo en uno, que integran en una sola aplicación el grabado, el *primer* y el *bonding*, esta modalidad facilitaba el procedimiento clínico, pero presentaba una menor durabilidad debido a su susceptibilidad a la degradación hidrolítica. A inicios de la década de 2010 se introdujeron innovaciones que incorporan nanorrellenos y aditivos bioactivos, con el objetivo de mejorar la resistencia mecánica, aportar propiedades antibacterianas y favorecer la liberación de agentes remineralizantes (39, 44).

En el año 2011 se introducen los adhesivos universales, también denominados

multimodo o multifuncionales, cuya composición incluye monómeros funcionales como el 10-MDP, silanos, solventes optimizados y nanopartículas. Estos componentes aportan múltiples ventajas: la generación de una capa de sales insolubles mediante la unión química del 10-MDP con el calcio de la hidroxiapatita formando una nano capa hidrófuga y con ello una adhesión más estable y duradera. Asimismo, brindan al clínico mayor flexibilidad al poder emplearse con diferentes protocolos, reducen el riesgo de contaminación durante la aplicación, presentan mayor resistencia frente a la humedad gracias a la creación de una capa ácido-base estable, y favorecen la infiltración por la presencia de monómeros acídicos, amplia su rango de acción a diversos sustratos dentarios y restauradores, como cerámicas vítreas, cerámicas cristalinas, composites y metales (39, 40, 43-45).

Estos sistemas pueden utilizarse con diferentes estrategias adhesivas — grabado total, autograbado o grabado selectivo de esmalte, e incluso la propuesta de un grabado rápido en dentina de 3 a 5 seg. o denominado también tiempo de grabado corto — alcanzando valores de adhesión entre 25 y 35 Mpa (39, 40, 43-45). Para optimizar su rendimiento, se recomienda la aplicación en doble capa, la técnica de aplicación activa, frotando la superficie dentinaria, para lograr una mayor interacción química y permitir la volatilización del solvente y finalmente la colocación complementaria de una resina hidrófuga (46).

Los adhesivos universales presentan un rango de pH entre 1.5 y 3.2, clasificándose como ultrasuaves (pH > 2.5), suaves o moderados (pH entre 2 y 2.5) y fuertes (pH entre 1,0 y 2,0). Esta variabilidad permite su reacción con distintos sustratos, su

copolimerización con restauraciones indirectas y con cementos resinosos, permite que el clínico decida que técnica de grabado elegirá. No obstante, para ser eficaces en la técnica de autograbado deben mantener suficiente acidez sin comprometer la polimerización. De hecho, se ha documentado que los adhesivos universales con alta acidez pueden interferir con los iniciadores de polimerización de cementos duales o autopolimerizables, ocasionando incompatibilidad química, así también los adhesivos universales, al igual que los adhesivos de autograbado de primera generación, pueden actuar como membranas permeables tras la polimerización, lo que permite el paso de fluidos a través de la capa adhesiva y favorece la degradación de la interfase resina-dentina por hidrólisis (39, 40, 45).

En síntesis, los sistemas adhesivos han evolucionado desde formulaciones iniciales y rudimentarias hasta los actuales denominadas universales, caracterizados por su versatilidad y menor sensibilidad en la técnica. Sin embargo, la literatura coincide en que la adhesión duradera a dentina sigue siendo un desafío no resuelto y continúa siendo un campo prioritario de investigación (39, 43, 44).

III. 3. Cementos Resinosos

La cementación representa la fase final en la colocación de restauraciones indirectas y es decisiva para el éxito clínico a largo plazo, ya que garantiza la retención, el sellado marginal y la distribución adecuada de las cargas funcionales. Tradicionalmente, se utilizaron cementos convencionales como el fosfato de zinc, el policarboxilato y los ionómeros de vidrio, materiales que aportaban retención

principalmente mecánica y, en algunos casos, propiedades bioactivas como la liberación de flúor. Sin embargo, su alta solubilidad y limitada resistencia mecánica restringían su eficacia en restauraciones cerámicas o libres de metal (47-49).

La introducción de los cementos resinosos en la década de 1980 significó un cambio sustancial, al incorporar una matriz polimérica que permite una unión micromecánica y química tanto a esmalte y dentina como a materiales restauradores indirectos (50, 51). Desde entonces, los cementos resinosos se han consolidado como el estándar en la cementación adhesiva de restauraciones estéticas, ofreciendo ventajas por sus propiedades mecánicas, estabilidad frente a la disolución y amplia gama de tonalidades para mejorar la integración estética (52, 54).

Actualmente, los cementos resinosos se dividen en tres categorías principales: los cementos convencionales o multietapas, quienes requieren la aplicación de un sistema adhesivo previo sobre la estructura dental. A pesar de ser dependientes de la técnica, presentan los valores más altos de resistencia de unión y durabilidad clínica (50, 54). Por otro lado, encontramos los cementos autoadhesivos (SARCs), estos, se introdujeron a inicios del siglo XXI con el objetivo de simplificar los protocolos clínicos, incorporando monómeros funcionales con grupos ácidos (como MDP o 4-META), capaces de acondicionar e infiltrarse en el sustrato sin grabado ni adhesivo adicional. No obstante, diversos estudios han mostrado que su adhesión a esmalte resulta menos predecible, lo que puede comprometer restauraciones parciales (51, 53). Más recientemente, se han desarrollado los cementos universales, que combinan la posibilidad de usarse previa la aplicación de un

adhesivo o usarlos como autoadhesivos, brindando versatilidad y compatibilidad con diferentes sustratos y estrategias de acondicionamiento (50, 54).

La composición de los cementos resinosos es semejante a la de las resinas compuestas, aunque con menor porcentaje de carga inorgánica para mejorar la fluidez. Están conformados por monómeros como Bis-GMA, UDMA o TEGDMA, rellenos de vidrio o sílice y sistemas de iniciación fotoquímica y/o química. En el caso de los cementos autoadhesivos (SARCs), se incluyen monómeros ácidos que, al inicio de la reacción, generan un pH bajo y propiedades hidrófilas; posteriormente, con la polimerización, se neutralizan y adquieren un carácter más hidrófugo, aumentando la resistencia a la absorción de agua y mejorando su estabilidad (52, 53).

Entre sus ventajas destacan la alta resistencia compresiva y flexural, la baja solubilidad, la adhesión química y micromecánica a diferentes sustratos y la amplia variedad de tonalidades estéticas (52 - 55). No obstante, también presentan limitaciones como la sensibilidad a la técnica, la dificultad para retirar excesos en restauraciones extensas y la posible incompatibilidad química con ciertos adhesivos simplificados (50, 54).

En restauraciones realizadas en bloques de CAD/CAM, tanto cerámicos como compuestos híbridos, los cementos resinosos constituyen el material de elección. En este contexto, los cementos adhesivos multietapa han mostrado los mayores valores de resistencia de unión a dentina y materiales indirectos, incluso después de

procedimientos de envejecimiento artificial (50, 51). Por su parte, los cementos autoadhesivos (SARCs) ofrecen protocolos clínicos más sencillos y reducen la sensibilidad operatoria, aunque sus resultados dependen en gran medida del tipo de sustrato y del tratamiento de superficie aplicado (53).

El éxito clínico de la cementación también está condicionado por los procedimientos previos de tratamiento superficial: grabado con ácido fluorhídrico y silanización en cerámicas vítreas, arenado en zirconia o aplicación de *primers* específicos en bloques de composites para fresado. Estas estrategias optimizan la adhesión y prolongan la durabilidad de la restauración (52, 53).

Las tendencias actuales en investigación se centran en el desarrollo de cementos resinosos universales que permitan simplificación sin sacrificar eficacia, así como en la incorporación de propiedades bioactivas mediante la adición de agentes antibacterianos o liberadores de iones de calcio y flúor (54). Es así como actualmente se han desarrollado cementos resinosos denominados Resin Cement Touch o Adhesive Catalyst Initiation System, sistemas cerrados que están formulados de manera tal que sus polimerización dual o polimerización química se activa solo cuando entran en contacto con el adhesivo correspondiente de la misma familia química, dicho contacto desencadena la reacción redox necesaria para la conversión del monómero, garantizando un curado completo incluso en áreas donde no llega la luz, (53, 54) permitiendo una polimerización completa y controlada, compatibilidad química garantizada, simplificación clínica y adhesión estable y duradera.

Aunque todavía no existe un cemento ideal aplicable a todas las situaciones clínicas, la evolución de estos materiales apunta hacia un equilibrio entre versatilidad clínica, resistencia mecánica y estabilidad química a largo plazo.

III. 4. Pruebas de resistencia a la microtracción

Para la evaluación de la resistencia de unión de los sistemas adhesivos a la dentina, se han utilizado diversas pruebas mecánicas, como las de cizallamiento, microcizallamiento, tracción y microtracción. Desde su introducción en 1994, la técnica de microtracción ha demostrado ser una herramienta muy útil para medir la resistencia de adhesión de los materiales adhesivos a los tejidos dentales (55).

Entre las principales ventajas de las pruebas de microtracción se incluyen una mejor distribución de la tensión y la posibilidad de realizarla en muestras muy pequeñas. Las pruebas de adhesión, principalmente las que involucran restauraciones indirectas, requieren un tiempo prolongado entre la preparación de la muestra y su finalización, este tiempo puede provocar cambios estructurales en la dentina después de la extracción del diente, con consecuencias comprobadas en los resultados (56, 57).

La *Academy of Dental Materials* publicó una guía sobre las pruebas in vitro para evaluar la eficacia de la adhesión de composites dentales a la dentina y esmalte utilizando el método de resistencia de unión a la microtracción (μ TBS), en la que

indica que este es uno de los métodos más confiables, es fácil de realizar, repetibles dentro y entre laboratorios y clínicamente relevantes que permite evaluar el comportamiento de los adhesivos dentales y composites en condiciones clínicas, en los lineamiento establece la selección y almacenamiento de los dientes, preparación del sustrato incluyendo la preparación del barro dentinario, número de dientes por grupo experimental, dimensiones de los cuerpos de prueba, parámetros para la prueba de microtracción como humedad, fuerza aplicada (0,5 – 1 N), velocidad de carga (0,5 – 1 mm/min hasta la fractura), diseño de los dispositivos para realizar la prueba y reducir errores, como clasificar los tipos de fallas, concluye que las pruebas de resistencia a la microtracción es considerado el mejor método *in vitro* disponible, proporcionando un marco común para investigadores y fabricantes en el desarrollo de nuevos materiales adhesivos o técnicas de aplicación (58).

III. 5. Uso de dientes bovinos para estudios *in vitro*

Los dientes bovinos para estudios *in vitro* en odontología han sido ampliamente usados debido a su fácil obtención, ya que ofrecen una amplia superficie de trabajo por el tamaño que presentan y poca incidencia de caries.

Varios trabajos de investigación reportan similitudes en cuanto a su composición química del esmalte y la dentina, resistencia de los tejidos a la aplicación de fuerzas, así como su similitud tanto macroscópica como microscópica con los dientes humanos, es así como Krifka S y col, indican que los dientes bovinos pueden ser considerados como una alternativa adecuada a los dientes humanos en las pruebas

de resistencia de unión (59).

Lezcano y col, concluyeron que la dentina bovina puede ser considerada como un material de estudio propicio para trabajos de investigación odontológica *in vitro*, ya que, al realizar el análisis histomorfológico, se observa similar a la dentina humana. Adicionalmente, las piezas dentarias bovinas son de fácil obtención y presentan un tamaño ideal para su manipulación. La ausencia de dentina interglobular no representaría una diferencia significativa para su utilización. Además, se vienen utilizando hace varias décadas y que más allá de generar controversia de los académicos para su utilización en actividades de grado e investigación, son semejantes anatómica e histológicamente y su obtención no presente mayor dificultad ética (60, 61).

De Carvalho y col, en 2018, realizaron una revisión sistemática y metaanálisis, en base a los estudios disponibles en el que indican la viabilidad de los dientes bovinos como alternativa a los dientes humanos permanentes y deciduos, tanto para las pruebas de resistencia de adhesión al cizallamiento del esmalte como de la dentina. Sin embargo, podrían no ser adecuados para las pruebas de resistencia de adhesión a la tracción del esmalte, ya que el esmalte bovino mostró una resistencia de adhesión a la tracción reducida en comparación con el esmalte humano. No obstante, los hallazgos se basan en estudios con alto riesgo de sesgo y considerable heterogeneidad; por lo tanto, los resultados deben interpretarse con cautela y requieren mayor investigación en estudios bien diseñados (62).

III. 6. Termociclado

El termociclado es un método de envejecimiento artificial in vitro que simula los cambios térmicos repetitivos de la cavidad oral (ingesta de alimentos/bebidas frías y calientes). El objetivo de este procedimiento es simular la fatiga térmica que ocurre en la boca y generar estrés en la fase adhesiva, provocando expansión y contracción diferencial en los tejidos dentarios y materiales a evaluar, promoviendo microgrietas, microfiltración y degradación hidrolítica. El número de ciclos varía de acuerdo con el tipo de estudio, pero los más utilizados cuando se evalúa resistencia a la microtracción es de 5,000, 10,000 y 20,000 ciclos en rangos de temperatura de 5°C a 55°C. Existe una equivalencia aproximada en años dependiendo del número de ciclos, es así que 5000 ciclos equivale de 6 meses a un año de envejecimiento clínico, 10,000 ciclos equivales de 1 a 2 años, 20,000 ciclos equivale de 2 a 4 años y 50,000 ciclos equivale de 5 a 10 años, estas equivalencias no sustituyen estudios clínicos, son referenciales para comparar protocolos sometidos a envejecimiento (58, 63-65).

IV. MATERIALES Y MÉTODOS

IV.1 Diseño del estudio

Estudio experimental “in vitro”.

IV.2 Muestra

Para el presente estudio, el tamaño y selección de la muestra se basaron en la guía para pruebas de microtracción publicado por Armstrong y col en 2017, (58) seleccionándose las unidades de análisis mediante un muestreo no probabilístico, de acuerdo con su disponibilidad. Se utilizaron 210 bloques de dentina sana, obtenidos de dientes de bovino, los cuales fueron distribuidos aleatoriamente de la siguiente manera: 70 para el grupo de composite de uso directo, 70 para el grupo de composite de laboratorio y 70 para el grupo de composite en bloque para fresado; en cada uno de estos grupos se distribuyó 35 bloques para el grupo al que no se sometió a termociclado y 35 al grupo sometido a termociclado, para finalmente designar 5 bloques de dentina por cada uno de los 7 protocolos de cementación a evaluar.

Cada una de las unidades fue seccionada empleando una máquina de corte digital de alta precisión OCP 100 (ODEME, São Carlos, Brasil), con el propósito de obtener los especímenes de ensayo conformados por prismas o varillas rectangulares de aproximadamente 1 mm² de área en la base. Cada espécimen

incluía una porción de composite, la zona de unión adhesiva y dentina bovina.

IV.3 Criterios de selección

IV.3.1 Criterios de inclusión

Se incluyeron en el estudio todos los cuerpos de prueba que cumplían con las dimensiones establecidas de manera aproximada y presentaban integridad estructural adecuada para su análisis.

IV.3.2 Criterios de exclusión

Se excluyeron del estudio aquellos cuerpos de prueba que, al momento de su obtención o manipulación, se fracturaban, se separaban en la zona de fijación o presentaban dimensiones que no correspondían a las especificaciones definidas.

IV.4 Variables

IV.4.1 Variables Independientes

Composite o Resina compuesta

Material dental polimérico con partículas de relleno, diseñado para la confección de restauraciones (directa o indirecta).

Variable cualitativa medida en escala nominal, registrado como:

DIRECTA: composite de uso directo: Filtek Z350 XT A2 Body 3M- ESPE ®

DE LABORATORIO: composite para uso en el laboratorio: SR NEXCO A2
dentina IVOCLAR-VIVADENT ®

BLOQUES PARA FRESADO: composite de presentación en bloques para fresado
con sistema CAD CAM: SHOFU BLOCK HC A2 – SHOFU ®

Protocolos de cementación

Procedimiento que permite la unión o adhesión a través del tratamiento de superficie del material restaurador y de la superficie dentinaria, utilizando un cemento resinoso.

Variable cualitativa medida en escala nominal registrada como:

PROTOCOLO A:

Tratamiento de superficie del composite: arenado + lavado en ultrasonido + secado.

Tratamiento de superficie de dentina: lavado con spray y secado.

Agente de cementación: Cemento resinoso autoadhesivo TheraCem - Bisco®

PROTOCOLO B:

Tratamiento de superficie del composite: Arenado + lavado en ultrasonido + secado
+ aplicación de Adhesivo All Bond Universal Bisco® + fotoactivación.

Tratamiento de superficie de dentina: lavado con spray, secado, aplicación de sistema de sistema adhesivo All Bond Universal – Bisco ® y fotoactivación.

Agente de cementación: cemento resinoso autoadhesivo TheraCem - Bisco®

PROTOCOLO C:

Tratamiento de superficie del composite: Arenado + lavado en ultrasonido + secado + aplicación de adhesivo All Bond Universal - Bisco® + fotoactivación.

Tratamiento de superficie de dentina: lavado con spray, secado, grabado con ácido fosfórico al 37% + lavado y secado + aplicación de adhesivo All Bond Universal - Bisco ® + fotoactivación.

Agente de cementación: Cemento autoadhesivo TheraCem – Bisco®

PROTOCOLO D:

Tratamiento de superficie del composite: Arenado + lavado en ultrasonido + secado + aplicación de adhesivo All Bond Universal - Bisco ® + fotoactivación.

Tratamiento de superficie de dentina: lavado con spray, secado, aplicación de sistema de sistema adhesivo All Bond Universal – Bisco ® + fotoactivación.

Agente de cementación: cemento resinoso de polimerización dual Duo Link Universal - Bisco®

PROTOCOLO E:

Tratamiento de superficie del composite: Arenado + lavado en ultrasonido + secado + aplicación de adhesivo All Bond Universal - Bisco ® + fotoactivación.

Tratamiento de superficie de dentina: lavado con spray, secado, grabado con ácido

fosfórico al 37% + lavado y secado + aplicación de adhesivo All Bond Universal - Bisco ® + fotoactivación.

Agente de cementación: cemento resinoso de polimerización dual Duo Link Universal - Bisco®

PROTOCOLO F:

Tratamiento de superficie del composite: Arenado + lavado en ultrasonido + secado + aplicación de adhesivo All Bond Universal - Bisco ® + fotoactivación.

Tratamiento de superficie de dentina: lavado con spray, secado, aplicación se sistema adhesivo All Bond Universal - Bisco® + fotoactivación.

Agente de cementación: cemento resinoso fotopolimerizable Choice 2 - Bisco®

PROTOCOLO G:

Tratamiento de superficie del composite: Arenado + lavado en ultrasonido + secado + aplicación de adhesivo All Bond Universal - Bisco ® + fotoactivación.

Tratamiento de superficie de dentina: lavado con spray, secado, grabado con ácido fosfórico al 37% + lavado y secado + aplicación de adhesivo All Bond Universal - Bisco ® + fotoactivación.

Agente de cementación: cemento resinoso fotopolimerizable Choice 2 - Bisco®

Termociclado

Procedimiento que se realiza para el envejecimiento y fatiga de la zona de unión de la restauración y la estructura dentaria al someterlo a diversas temperaturas (5°, 37°

y 55° C) durante 5000 ciclos, con el propósito de fatigar la unión.

Variable cualitativa medida en escala nominal registrado como:

No: no se realizó termociclado

Si: se realizó termociclado

IV.4.2 Variables dependientes

Resistencia de unión a la microtracción

Definida como la tensión máxima que puede soportar la zona de unión frente a fuerza de microtracción.

Variable cuantitativa, medida en escala de razón, registrada en:

Mega Pascales = MPa.

Tipo de falla de unión

Se define como la descripción del tipo y localización de la falla observada en las superficies fracturadas después de la prueba de microtracción.

Variable cualitativa medida en escala nominal, se registra como:

FALLA ADHESIVA

Es aquella que se da entre dos sustratos distintos, pudiendo ser en la unión cemento resinoso/composite o cemento resinoso/ dentina.

FALLA COHESIVA

Es aquella que ocurre en el interior de una misma estructura, pudiendo ser en cemento resinoso, dentina o composite.

FALLA MIXTA:

Es aquella que puede presentarse de manera simultánea en la superficie de los sustratos a evaluar, fallas adhesivas y fallas cohesivas.

Cuadro de operacionalización de variables (Anexo 1).

IV.5 Técnicas y procedimientos

A continuación, se describen las técnicas y procedimientos empleados para la confección de las muestras y evaluación de la resistencia de unión a la microtracción, basado en la guía para pruebas in vitro de la *Academy of Dental Materials*, con el fin de garantizar la reproductibilidad y confiabilidad de los resultados.⁵⁸ En cuanto a los protocolos adhesivos, se aplicaron diversas estrategias que contemplaron la utilización de distintos tipos de cementos, así como diferentes tratamientos de superficie tanto en los bloques de resina como en la superficie dentinaria.

IV.5.1 Preparación de especímenes

Selección de piezas dentarias

Para el presente estudio se emplearon incisivos inferiores de bovino, obtenidos de animales beneficiados para consumo humano, que presentaban superficies dentarias sanas, libres de lesiones o alteraciones estructurales. Las piezas fueron almacenadas a temperatura ambiente en una solución de suero fisiológico con timol al 0.1% con el fin de inhibir el crecimiento bacteriano, hasta el inicio del experimento (12, 15, 58).

Elaboración de especímenes

Las coronas anatómicas fueron seccionadas a dos milímetros por debajo de la unión cemento adamantina (UCA), en sentido apical, utilizando un disco de diamante de corte (KG Sorensen ®, São Paulo, Brasil). Posteriormente, se procedió a la eliminación del tejido pulpar, dejándolas libres de detritus.

Preparación de las muestras de dentina

Las coronas anatómicas fueron fijadas individualmente sobre una base confeccionada con de tubos de PVC y estabilizadas mediante acrílico rosado de autopolimerización, con el propósito de facilitar su manipulación. A continuación, se realizó el desgaste del tejido adamantino utilizando un disco de diamante (KG

Sorensen ®, São Paulo, Brasil) hasta obtener una superficie amplia y plana de dentina, tras lo cual las muestras fueron almacenadas en agua destilada. Previo al proceso de cementación, las superficies dentinarias fueron preparadas mediante un procedimiento estandarizado de desgaste y pulido con lijas al agua de carburo de silicio (ASA ®) de granulometría #600 durante 40 seg. y #800 durante 40 segundos, con el objetivo de obtener una superficie uniforme en todas las muestras. Este procedimiento permitió generar una capa de barro dentinario uniforme.⁶⁶

Preparación de las muestras de composite

Composite de uso directo

Con ayuda de una matriz de silicona, apoyada sobre una platina de vidrio, se confeccionaron bloques de composite de uso directo Filtek Z350 XT 3M ®, color A2 Body, de 5 mm de lado por 3mm de alto, luego se procedió a colocar un primer incremento horizontal hasta la mitad de la matriz y se polimerizó durante 40 segundo con una lámpara VALO – Ultradent ®, a una intensidad de 1200 mW/cm² el segundo incremento se colocó hasta el tope de la matriz, luego una cinta celuloide, posteriormente una platina de vidrio de 1 cm de espesor, se dejó un minuto para luego retirarla y fotopolimerizar durante 40 seg.

Composite de laboratorio

Se confeccionaron bloques de composite de laboratorio SR NEXCO Ivoclar

Vivadent ®, color A2 Dentina, de 5 mm de lado por 3mm de alto, utilizando una matriz de silicona, apoyada sobre una platina de vidrio, luego se procedió a colocar un primer incremento horizontal hasta la mitad de la matriz y se polimerizó durante 40 segundo con una lámpara VALO – Ultradent ®, a una intensidad de 1200 mW/cm² el segundo incremento se colocó hasta el tope de la matriz, luego una cinta celuloide, posteriormente una platina de vidrio de 1 cm de espesor, se dejó un minuto para luego retirarla y fotopolimerizar durante 40 segundo. Posteriormente se culminó la polimerización con el sistema Lumamat 100 Ivoclar Vivadent ® durante 25 minutos. Los bloques fueron confeccionados por un técnico dental con experiencia en el manejo de resinas de laboratorio.

Composite en bloque para fresado

Los bloques de composite para fresado SHOFU BLOCK HC – Shofu ® de color A2, fueron cortados, con ayuda de un disco diamantado de corte KG Sorensen ®, en bloques de 5 mm de lado y 3 mm de espesor.

IV.5.2 Cementación

Se procedió a realizar el tratamiento de superficie de cada sustrato según lo indicado en cada protocolo a evaluar:

Los bloques de composite de uso directo, de laboratorio y bloques para fresado, recibieron uno de los siguientes protocolos:

PROTOCOLO A: Arenado con óxido de aluminio de 50 μm a una distancia de 1 cm, luego lavado en ultrasonido durante 2 minutos y secado.

PROTOCOLOS B, C, D, E, F y G: Arenado con óxido de aluminio de 50 μm a una distancia de 1cm, lavado en ultrasonido durante 2 minutos, secado y aplicación de adhesivo All Bond Universal – Bisco ® durante 15 seg, secado 10 seg y fotopolimerización con lámpara VALO – Ultradent ® durante 20 segundos a una intensidad de 1200 mW/cm².

El sustrato dentinario recibió uno de los siguientes tratamientos:

PROTOCOLO A: lavado durante 40 segundos y secado.

PROTOCOLOS B, D y F: lavado durante 40 segundos, secado, aplicación activa de adhesivo All Bond Universal – Bisco ® durante 15 segundos, secado con aire durante 10 segundos, aplicación activa de una segunda capa de adhesivo All Bond Universal – Bisco ®, durante 15 seg, secado con aire durante 10 segundos y fotopolimerización durante 20 seg. con lámpara VALO – Ultradent ®. una intensidad de 1200 mW/cm².

PROTOCOLOS C, E y G: lavado durante 40 segundos, secado, grabado con ácido fosfórico al 37% FGM ® durante 15 segundos, lavado con aerosol durante 30 segundos y secado, aplicación activa del adhesivo All Bond Universal BISCO ®

durante 15 seg, secado con aire durante 10 seg., aplicación activa de una segunda capa de adhesivo All Bond Universal – Bisco ®, durante 15 seg, secado con aire durante 10 seg. y fotoactivación durante 20 segundos con lámpara VALO – Ultradent ®. con una intensidad de 1200 mW/cm².

Los agentes de cementación utilizados fueron:

PROTOS A, B y C: se utilizó cemento resinoso autoadhesivo TheraCem – Bisco ®, el cual se dispensó en un block de mezcla, se procedió a mezclar con una espátula de plástico- GC® y colocar el material en la superficie dentinaria, para posteriormente asentar el bloque de composite y fotopolimerizar durante 40 seg. con una lámpara VALO – Ultradent ® a una intensidad de 1200 mW/cm² apoyando la guía de luz sobre el sustrato restaurador y se almacenó en agua destilada durante 24 horas.

PROTOS D y E: se utilizó cemento resinoso de polimerización dual, Duo Link Universal – Bisco ®, el cual se dispensó en un block de mezcla, se procedió a mezclar con una espátula de plástico- GC ® y colocar el material en la superficie dentinaria, para posteriormente asentar el bloque de composite y fotopolimerizar durante 40 seg. con una lámpara VALO – Ultradent ® a una intensidad de 1200 mW/cm² apoyando la guía de luz sobre el sustrato restaurador y se almacenó en agua destilada durante 24 horas.

PROTOS F y G, se utilizó cemento resinoso fotopolimerizable Choice 2 A1

– Bisco ®, el cual se dispensó directamente sobre la superficie dentaria, para luego asentar el bloque de composite y fotopolimerizar durante 40 segundos con una lámpara VALO – Ultradent ® a una intensidad de 1200 mW/cm² apoyando la guía de luz sobre el sustrato restaurador y se almacenó en agua destilada durante 24 horas.

IV.5.3 Preparación del cuerpo de prueba

Cada unidad experimental fue fijada en una máquina de corte de alta precisión OCP 100 (ODEME, São Carlos, Brasil), y seccionadas longitudinalmente a través de la interfase de unión hasta conseguir prismas rectangulares de 1 x 1 mm aproximadamente de base.

IV.5.4 Prueba de resistencia a la microtracción

Cada cuerpo de prueba fue fijado con adhesivo de cianoacrilato (UHU®), sobre una base diseñada específicamente para este tipo de ensayos, la cual fue posteriormente acoplada a la máquina de ensayos semiuniversal OM100 (ODEME, São Carlos, Brasil). La carga fue aplicada hasta producir la fractura del espécimen, a una velocidad de desplazamiento de 0,5 mm/min. La fuerza máxima registrada en gramos fue consignada en una ficha ad – hoc y posteriormente convertida a MPa. (Anexo 2).

IV.5.5 Análisis del tipo de falla de unión

Para determinar el tipo de falla, las superficies fracturadas fueron analizadas mediante imágenes obtenidas con un teléfono celular Galaxy S23 (Samsung ®) a un aumento de 30X. Las observaciones fueron registradas en una ficha ad hoc (Anexo 2). Previamente, se procedió a un proceso de calibración con un *Gold Estándar*, siendo los resultados de calibración inter examinador (validez) y de intra examinador (confiabilidad) para ambos casos un coeficiente de Kappa de 0.80 ($p < 0.001$).

IV.5.6 Termociclado

Un grupo de especímenes fue sometido a termociclado en una solución acuosa bajo el siguiente protocolo: 5 segundos a 5°C, 30 segundos a 37°C, 5 segundos a 55°C y nuevamente 30 segundos a 37°C completando un total de 5000 ciclos.

Una vez finalizado el proceso de termociclado, los cuerpos de prueba fueron preparados y sometidos a la prueba de microtracción y posteriormente se analizó el tipo de falla de unión conforme a lo descrito previamente.

IV.6 Plan de análisis

En el análisis estadístico univariado se obtuvo la media y desviación estándar de la

resistencia a la microtracción por cada protocolo de cementación, en los diferentes grupos evaluados, posteriormente para determinar si los valores de resistencia a la microtracción en los diversos grupos presentaron una distribución normal, se utilizó la prueba de Shapiro – Wilk. Para el caso de los tipos de falla de unión se obtuvieron las frecuencias absolutas y relativas en cada grupo evaluado.

Así mismo, se procedió a comparar los grupos por pares considerando si presentaban distribución normal se aplicó la prueba paramétrica de T de Student; y cuando al menos uno de los grupos no presentaba distribución normal se procedió a utilizar la prueba no paramétrica U de Mann Whitney. Para el caso de las variables cualitativas se aplicó la prueba de Chi-cuadrado corregida por Yates.

El estudio contó con un nivel de confianza de 95% y un $p < 0.05$. Se usó el programa estadístico STATA 19.0.

IV.7 Consideraciones éticas

El presente estudio cuenta con la aprobación de la Dirección Universitaria de Investigación, Ciencia y Tecnología – DUICT, de la Universidad Peruana Cayetano Heredia. Con carta CAREG-ORVEI- 166-21 del 8 de julio de 2021, donde indica que de acuerdo con el Manual de Procedimientos de nuestra universidad y por sus características, este proyecto no requiere evaluación por el Comité Institucional de Ética en Humanos o en Animales, pudiendo iniciar su ejecución.

V. RESULTADOS

En la Tabla 1, se observa que en el grupo de composite de uso directo sin termociclado, el protocolo C presentó el mayor valor de resistencia de unión a la microtracción ($X = 37.70 \pm 12.70$ MPa), presentando diferencia estadísticamente significativa con todos los demás grupos ($p < 0.05$). El menor valor de resistencia de unión a la microtracción lo presentaron los protocolos A ($X = 16.89 \pm 11.64$ MPa) y D ($X = 19.89 \pm 7.87$ MPa) y no hubo diferencia estadísticamente significativa entre ellos ($p > 0.05$). En el grupo de composite de uso directo con termociclado, no se obtuvieron muestras del protocolo A y los protocolos B ($X = 33.40 \pm 9.10$ MPa), C ($X = 38.85 \pm 15.32$ MPa), D ($X = 33.47 \pm 10.02$ MPa), E ($X = 31.29 \pm 5.56$ MPa), F ($X = 33.33 \pm 10.03$ MPa) y G ($X = 32.14 \pm 7.06$ MPa) no presentaron diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p > 0.05$). Solamente el protocolo D presentó diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$) cuando se comparó el grupo sin termociclado ($X = 19.89 \pm 7.87$ MPa) y el grupo con termociclado ($X = 33.47 \pm 10.02$ MPa).

En la Tabla 2, se observa que en el grupo de composite de laboratorio sin termociclado, presentaron los mayores valores de resistencia a la microtracción los protocolos B ($X = 29.04 \pm 8.99$ MPa), C ($X = 30.70 \pm 10.17$ MPa), E ($X = 31.24 \pm 7.71$ MPa) y G ($X = 34.15 \pm 4.98$ MPa) y no hubo diferencia estadísticamente significativa entre ellos ($p > 0.05$). El menor valor de resistencia a la microtracción lo presentó el protocolo A ($X = 11.94 \pm 6.91$ MPa) que tuvo diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$) con todos los demás protocolos. En el

grupo de composite de laboratorio con termociclado, no se obtuvieron muestras en el protocolo A y los protocolos B ($X = 27.13 \pm 6.91$ MPa), C ($X = 29.95 \pm 8.02$ MPa), D ($X = 29.37 \pm 7.59$ MPa), E ($X = 32.82 \pm 8.37$ MPa), F ($X = 31.64 \pm 8.22$ MPa) y G ($X = 30.44 \pm 9.04$ MPa) no presentaron diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p > 0.05$). Solamente el protocolo D presentó diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$) cuando se comparó el grupo sin termociclado ($X = 25.82 \pm 10.58$ MPa) y el grupo con termociclado ($X = 29.37 \pm 7.59$ MPa).

En la Tabla 3, se observa que en el grupo de composites en bloque para fresado sin termociclado, los protocolos B ($X = 30.97 \pm 8.29$ MPa), E ($X = 30.62 \pm 9.96$ MPa) y G ($X = 30.25 \pm 9.62$ MPa) presentaron los mayores valores de resistencia a la microtracción y no hubo diferencia estadísticamente significativa entre ellos ($p > 0.05$). El menor valor de resistencia a la microtracción lo mostró el protocolo A ($X = 8.50 \pm 4.54$ MPa) evidenciando diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$) con respecto a los protocolos: B, C, D, E, F y G. En el grupo de composite en bloque para fresado con termociclado, no se obtuvieron muestras en el protocolo A, los protocolos que mostraron los mayores valores de resistencia a la microtracción fueron B ($X = 29.24 \pm 7.36$ MPa), C ($X = 27.48 \pm 6.67$ MPa), D ($X = 22.15 \pm 6.03$ MPa) y G ($X = 22.95 \pm 8.00$ MPa) y no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) entre ellos. Hubo diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$) en los protocolos E ($X_{st} = 30.62 \pm 9.96$ MPa; $X_{ct} = 23.55 \pm 7.12$ MPa) y F ($X_{st} = 25.57 \pm 11.17$ MPa; $X_{ct} = 14.99 \pm 7.81$ MPa) cuando se compararon sin termociclado (st) y con termociclado (ct)

respectivamente.

En la Tabla 4, que compara los valores de resistencia a la microtracción entre los tres tipos de composites en el grupo sin termociclado, se observa que cuando se aplicaron los protocolos A ($X_1 = 16.89 \pm 11.64$ MPa; $X_2 = 11.94 \pm 6.91$ MPa; $X_3 = 8.50 \pm 4.54$ MPa), B ($X_1 = 30.10 \pm 11.50$ MPa; $X_2 = 29.04 \pm 8.99$ MPa; $X_3 = 30.97 \pm 8.29$ MPa), E ($X_1 = 26.16 \pm 15.51$ MPa; $X_2 = 31.24 \pm 7.71$ MPa; $X_3 = 30.62 \pm 9.96$ MPa) y F ($X_1 = 25.61 \pm 6.21$ MPa; $X_2 = 27.87 \pm 5.26$ MPa; $X_3 = 25.57 \pm 11.17$ MPa) no se encontró diferencia estadísticamente significativa entre todos ellos ($p > 0.05$). Por otro lado, cuando se aplicó el protocolo D ($X_1 = 19.89 \pm 7.87$ MPa; $X_2 = 25.82 \pm 10.58$ MPa; $X_3 = 26.42 \pm 8.40$ MPa), se encontró diferencia estadísticamente significativa entre todos ellos ($p < 0.05$). Al comparar los grupos correspondientes al composite de uso directo y de laboratorio bajo la aplicación de los protocolos C ($X_1 = 37.70 \pm 12.70$ MPa; $X_2 = 30.70 \pm 10.17$ MPa) y G ($X_1 = 25.78 \pm 11.97$ MPa; $X_2 = 34.15 \pm 4.98$ MPa), así como al contrastar los grupos de composite de uso directo y de bloque para fresado, bajo los mismos protocolos C ($X_1 = 37.70 \pm 12.70$ MPa; $X_3 = 26.04 \pm 8.78$ MPa) y G ($X_1 = 25.78 \pm 11.97$ MPa; $X_3 = 30.25 \pm 9.62$ MPa), se evidenció una diferencia estadísticamente significativa entre ellos ($p < 0.05$) y finalmente al comparar los grupos de composite de laboratorio y en bloque para fresado bajo el protocolo C ($X_2 = 30.70 \pm 10.17$ MPa; $X_3 = 26.04 \pm 8.78$ MPa) y G ($X_2 = 34.15 \pm 4.98$ MPa; $X_3 = 30.25 \pm 9.62$ MPa), no se encontró diferencia estadísticamente significativa entre ellos ($p > 0.05$).

En la Tabla 5, se observa que, al comparar los valores de resistencia a la microtracción entre los tres tipos de composite en el grupo con termociclado, la aplicación de los protocolos B ($X_1 = 33.40 \pm 9.10$ MPa; $X_2 = 27.13 \pm 6.91$ MPa; $X_3 = 29.24 \pm 7.36$ MPa) y G ($X_1 = 32.14 \pm 7.06$ MPa; $X_2 = 30.44 \pm 9.04$ MPa; $X_3 = 22.95 \pm 8$ MPa) no mostró diferencia estadísticamente significativa entre los tres materiales ($p > 0.05$).

Sin embargo, al comparar los composites de uso directo y de laboratorio bajo el protocolo C ($X_1 = 38.85 \pm 15.32$ MPa; $X_2 = 29.95 \pm 8.02$ MPa), se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre ellos ($p < 0.05$). No obstante, cuando estos mismos materiales fueron evaluados con los protocolos D ($X_1 = 33.47 \pm 10.02$ MPa; $X_2 = 29.37 \pm 7.59$ MPa), E ($X_1 = 31.29 \pm 5.56$ MPa; $X_2 = 32.82 \pm 8.37$ MPa) y F ($X_1 = 33.33 \pm 10.03$ MPa; $X_2 = 31.64 \pm 8.22$ MPa) no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$).

Por otro lado, al comparar el composite de uso directo con el composite en bloque para fresado, se encontraron diferencias estadísticamente significativas al aplicar los protocolos C ($X_1 = 38.85 \pm 15.32$ MPa; $X_3 = 27.48 \pm 6.67$ MPa), D ($X_1 = 33.47 \pm 10.02$ MPa; $X_3 = 22.15 \pm 6.03$ MPa), E ($X_1 = 31.29 \pm 5.56$ MPa; $X_3 = 23.55 \pm 7.12$ MPa) y F ($X_1 = 33.33 \pm 10.03$ MPa; $X_3 = 14.99 \pm 7.81$ MPa) ($p < 0.05$).

Finalmente, al comparar el composite de laboratorio con el composite en bloque para fresado, los protocolos C ($X_2 = 29.95 \pm 8.02$ MPa; $X_3 = 27.48 \pm 6.67$ MPa), D ($X_2 = 29.37 \pm 7.59$ MPa; $X_3 = 22.15 \pm 6.03$ MPa) no mostraron diferencias

estadísticamente significativas ($p > 0.05$). En cambio, estos mismos grupos, al aplicar el protocolo E ($X_2 = 32.82 \pm 8.37$ MPa; $X_3 = 23.55 \pm 7.12$ MPa) y F ($X_2 = 31.64 \pm 8.22$ MPa; $X_3 = 14.99 \pm 7.81$ MPa), si evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$).

En la Tabla 6, correspondiente al grupo sin termociclado, se observa que el protocolo A mostró el mayor porcentaje de fallas adhesivas, con valores de 77.28% para el composite de uso directo y del 100% tanto para el composite de laboratorio como para el composite en bloque para fresado. En cuanto a las fallas cohesivas en resina, el porcentaje más alto se registró en el composite de laboratorio con el protocolo G (82.14%).

El mayor porcentaje de fallas cohesivas en dentina se presentó en el composite de uso directo bajo el protocolo G (60.98%), mientras que las fallas cohesivas en cemento fueron más frecuentes en el composite de uso directo con el protocolo C (10%). Finalmente, el protocolo E mostró el mayor porcentaje de fallas mixtas en el composite de uso directo (16.13%).

En la Tabla 7, correspondiente al grupo con termociclado, se observa que el protocolo C mostró el mayor porcentaje de fallas adhesivas en el composite en bloque para fresado (68.19%). En cuanto a las fallas cohesivas en resina, el porcentaje más alto se registró en el composite de laboratorio bajo el protocolo E (71.88%).

El mayor porcentaje de falla cohesiva en dentina se presentó en el composite de uso directo con el protocolo G (36.36%). No se identificaron fallas cohesivas en cemento en ninguno de los grupos evaluados. Finalmente, las fallas mixtas alcanzaron su mayor frecuencia bajo el protocolo D en el grupo de composite de uso directo y el protocolo B en el composite en bloque para fresado, ambos con un 10%.

El gráfico 1 muestra la distribución porcentual de los tipos de fallas observados luego de la prueba de resistencia de unión a la microtracción en los distintos protocolos de cementación (A – G), evaluados en composites de uso directo tanto sin termociclado (A, B, C, D, E, F y G) como con termociclado (At, Bt, Ct, Dt, Et, Ft, y Gt).

Se observa que las fallas adhesivas predominaron en los protocolos A, B, C, D y F en los grupos sin termociclado, así como en los protocolos Bt, Ct, Dt, Et, y Gt en los grupos sometidos a termociclado. Por otro lado, en los protocolos Bt, Ct, Dt, Ft con termociclado se evidenció un incremento la proporción de fallas cohesivas, tanto en dentina como en resina.

El gráfico 2 muestra la distribución porcentual de los tipos de fallas observados luego de la prueba de resistencia de unión a la microtracción en los composites de laboratorio, según los distintos protocolos de cementación (A – G), evaluados antes y después del termociclado (t).

En los grupos sin termociclado, se observa un predominio de fallas adhesivas en los protocolos A y B, sin embargo, en los protocolos C, D, E, F y G se observa mayoritariamente una proporción elevada de fallas cohesivas, tanto en resina como en dentina. Después del termociclado se aprecia un cambio en el patrón de falla, caracterizado por un incremento generalizado de las fallas cohesivas en resina en todos los protocolos evaluados.

El gráfico 3 muestra la distribución porcentual de los tipos de fallas observados luego de la prueba de resistencia de unión a la microtracción en los composites en bloque para fresado, según los distintos protocolos de cementación (A – G), evaluados antes y después del termociclado (t).

En los grupos sin termociclado, se observa un predominio de fallas adhesivas en todos los protocolos evaluados. Después del termociclado se aprecia un mayor porcentaje de fallas adhesivas en los protocolos Bt, Ct y Dt, así como un cambio en el patrón de falla en los protocolos Et, Ft y Gt, caracterizado por un incremento de las fallas cohesivas, especialmente en resina.

Tabla 1. Resistencia de unión a la microtracción (Mpa) de los protocolos de cementación en composite de uso directo

Protocolos	Sin Termociclado	Con Termociclado
	X(DE)	X(DE)
A	16.89 (11.64) a	
B	30.10 (11.50) b A	33.40 (9.10) a A
C	37.70 (12.70)c A	38.85 (15.32) a A
D	19.89 (7.87)ad A	33.47 (10.02)a B
E	26.16 (15.51) bd A	31.29 (5.56) a A
F	25.61 (6.21) bd A	33.33 (10.03) a A
G	25.78 (11.97) b A	32.14 (7.06) a A

X: media aritmética

DE: Desviación estándar

*Letras diferentes indica diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$), léase letras minúsculas comparación en la columna y letras mayúsculas comparación en la fila

Tabla 2. Resistencia de unión a la microtracción (Mpa) de los protocolos de cementación en composite de laboratorio

Protocolos	Sin Termociclado	Con Termociclado
	X(DE)	X(DE)
A	11.94 (6.91) a	
B	29.04 (8.99) bcd A	27.13 (6.91) a A
C	30.70 (10.17) c A	29.95 (8.02) a A
D	25.82 (10.58) d A	29.37 (7.59) a B
E	31.24 (7.71) bc A	32.82 (8.37) a A
F	27.87 (5.26) bcd A	31.64 (8.22) a A
G	34.15 (4.98) bc A	30.44 (9.04) a A

X: media aritmética

DE: Desviación estándar

*Letras diferentes indica diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$), léase letras minúsculas comparación en la columna y letras mayúsculas comparación en la fila

Tabla 3. Resistencia de unión a la microtracción (Mpa) de los protocolos de cementación de composites en bloques para fresado

Protocolos	Sin Termociclado	Con Termociclado
	X(DE)	X(DE)
A	8.50 (4.54) a	
B	30.97 (8.29) b A	29.24 (7.36) a A
C	26.04 (8.78) bc A	27.48 (6.67) a A
D	26.42 (8.40) c A	22.15 (6.03) ab A
E	30.62 (9.96) b A	23.55 (7.12) bc B
F	25.57 (11.17) c A	14.99 (7.81) bd B
G	30.25 (9.62) b A	22.95 (8.00) acd A

X: media aritmética

DE: Desviación estándar

*Letras diferentes indica diferencias estadísticamente

significativas ($p < 0.05$), léase letras minúsculas comparación en

la columna y letras mayúsculas comparación en la fila.

Tabla 4. Resistencia de unión a la microtracción (Mpa), en cada protocolo de cementación sin termociclado

Protocolos	Composite de uso directo (1) X(DE)	Composite de laboratorio (2) X(DE)	Composite en bloque (3) X(DE)
A	16.89 (11.64) A	11.94 (6.91) A	8.50 (4.54) A
B	30.10 (11.50) A	29.04 (8.99) A	30.97 (8.29) A
C	37.70 (12.70) A	30.70 (10.17) B	26.04 (8.78) B
D	19.89 (7.87) A	25.82 (10.58) B	26.42 (8.40) C
E	26.16 (15.51) A	31.24 (7.71) A	30.62 (9.96) A
F	25.61 (6.21) A	27.87 (5.26) A	25.57 (11.17) A
G	25.78 (11.97) A	34.15 (4.98) B	30.25 (9.62) B

X: media aritmética

DE: Desviación estándar

*Letras diferentes indica diferencias estadísticamente significativa ($p < 0.05$), léase letras mayúsculas comparación en la fila

Tabla 5. Resistencia de unión a la microtracción (Mpa) de cada protocolo de cementación con termociclado

Protocolos	Composite de uso directo (1)	Composite de Laboratorio (2)	Composite en bloque (3)
	X(DE)	X(DE)	X(DE)
B	33.40 (9.10) A	27.13 (6.91) A	29.24 (7.36) A
C	38.85 (15.32) A	29.95 (8.02) B	27.48 (6.67) B
D	33.47 (10.02) A	29.37 (7.59) AB	22.15 (6.03) B
E	31.29 (5.56) A	32.82 (8.37) A	23.55 (7.12) B
F	33.33 (10.03) A	31.64 (8.22) A	14.99 (7.81) B
G	32.14 (7.06) A	30.44 (9.04) A	22.95 (8.00) A

X: media aritmética

DE: Desviación estándar

*Letras diferentes indica diferencias estadísticamente significativa ($p < 0.05$), léase letras mayúsculas comparación en la fila

Tabla 6. Porcentaje del tipo de falla de unión en los protocolos de cementación sin termociclado

Grupos	Protocolos	Adhesiva	Cohesiva resina	Cohesiva dentina	Cohesiva cemento	Mixta	p
		%	%	%	%	%	
Grupo 1: Composite de uso directo	A	77.28	4.55	13.64	0.00	4.55	<0.001*
	B	52.00	16.00	16.00	0.00	16.00	
	C	41.66	26.67	15.00	10.00	6.67	
	D	54.16	14.58	20.83	0.00	10.42	
	E	19.36	22.58	41.94	0.00	16.13	
	F	45.46	22.73	27.27	0.00	4.55	
	G	19.51	14.63	60.98	2.44	2.44	
Grupo 2: Composite de laboratorio	A	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	<0.001*
	B	38.23	23.53	29.41	0.00	8.82	
	C	22.73	52.27	13.64	2.27	9.09	
	D	38.10	45.24	14.29	0.00	2.38	
	E	35.90	53.85	7.69	0.00	2.56	
	F	42.11	47.37	5.26	0.00	5.26	
	G	10.71	82.14	7.14	0.00	0.00	
Grupo 3: Composite en bloques para fresado	A	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	<0.001*
	B	60.52	18.42	10.53	2.63	7.89	
	C	57.69	34.62	1.92	1.92	3.85	
	D	54.41	38.24	2.94	0.00	4.41	
	E	72.09	23.26	2.33	0.00	2.33	
	F	74.55	20.00	3.64	0.00	1.82	
	G	59.61	36.54	1.92	0.00	1.92	

*Prueba de Chi-cuadrado corregida por Yates.

Tabla 7. Porcentaje del tipo de falla de unión en los protocolos de cementación con termociclado

Grupos	Protocolos	Adhesiva	Cohesiva resina	Cohesiva dentina	Cohesiva cemento	Mixta	p
		%	%	%	%	%	
Grupo 1: Composite de uso directo	B	53.84	15.38	26.92	0.00	3.85	0.002*
	C	45.71	34.29	17.14	0.00	2.86	
	D	36.00	20.00	34.00	0.00	10.00	
	E	65.22	4.35	26.09	0.00	4.35	
	F	17.40	39.13	34.78	0.00	8.70	
	G	54.54	9.09	36.36	0.00	0.00	
Grupo 2: Composite de laboratorio	B	21.62	45.95	29.73	0.00	2.70	0.053*
	C	20.00	50.00	23.33	0.00	6.67	
	D	39.47	44.74	10.53	0.00	5.26	
	E	6.25	71.88	21.88	0.00	0.00	
	F	35.13	51.35	13.51	0.00	0.00	
	G	18.18	54.55	24.24	0.00	3.03	
Grupo 3: Composite en bloques para fresado	B	67.50	12.50	10.00	0.00	10.00	<0.001*
	C	68.19	13.64	13.64	0.00	4.55	
	D	55.56	33.33	11.11	0.00	0.00	
	E	24.32	56.76	16.22	0.00	2.70	
	F	41.17	58.82	0.00	0.00	0.00	
	G	37.04	59.26	3.70	0.00	0.00	

*Prueba de Chi-cuadrado corregida por Yates.

Gráfico 1. Tipos de fracturas en la resistencia de unión a la microtracción según protocolo de cementación antes y después(t) del termociclado en composites de uso directo

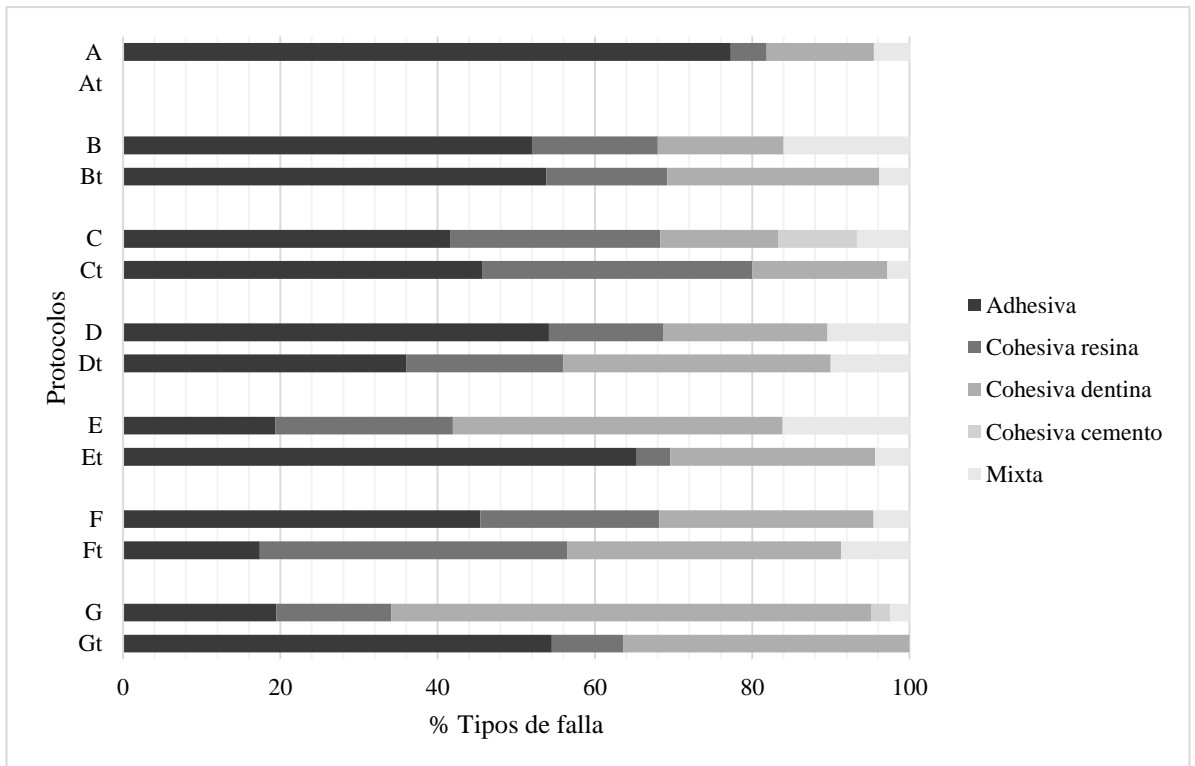


Gráfico 2. Tipos de fracturas en la resistencia de unión a la microtracción según protocolo de cementación antes y después(t) del termociclado en composites de laboratorio

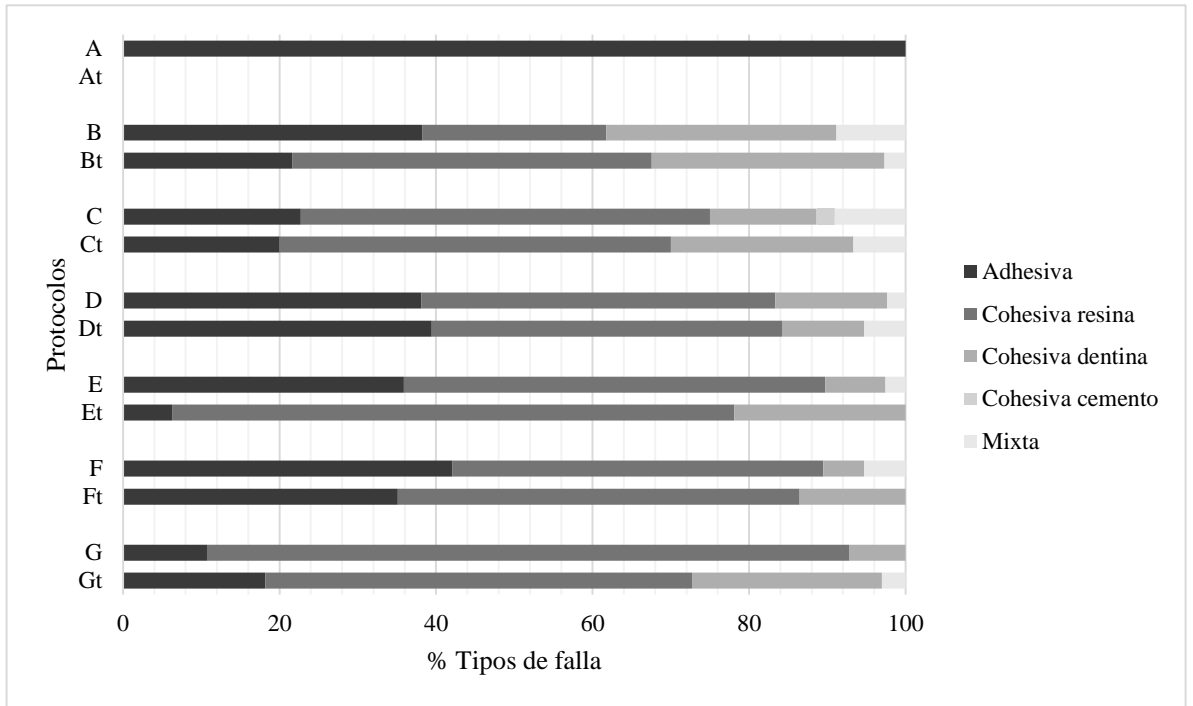
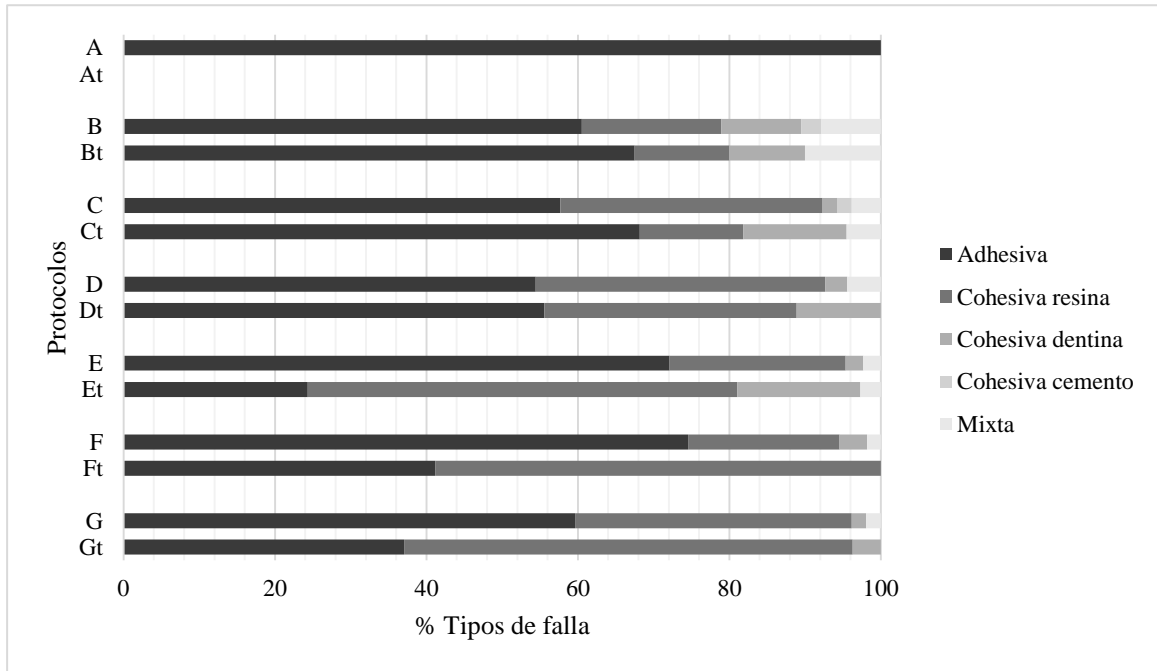


Gráfico 3. Tipos de fracturas en la resistencia de unión a la microtracción según protocolo de cementación antes y después(t) del termociclado en composites de bloques para fresado



VI. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio permiten analizar de manera integral la influencia de los distintos protocolos de cementación en la resistencia de unión a la microtracción (μ TBS) de las incrustaciones de composite cementadas sobre dentina bovina. La comparación entre el sistema adhesivo universal y los diferentes cementos resinosos utilizados evidenció que el comportamiento adhesivo depende no solo de la formulación química de los materiales o mecanismos de polimerización de estos, sino también de la interacción entre el tipo de tratamiento de las superficies y las estrategias adhesivas empleadas.

Al analizar los grupos de composite de uso directo, de laboratorio y en bloques para fresado, bajo los distintos protocolos de cementación, se observó que la combinación del arenado previo con la aplicación del adhesivo All Bond Universal[®] produjo los valores más altos de resistencia a la microtracción. Este comportamiento puede explicarse por el efecto del arenado con óxido de aluminio de 50 μ m, técnica que incrementa la rugosidad y la energía superficial, generando microretenciones capaces de favorecer la humectación y penetración del adhesivo dentro de las irregularidades creadas. Diversos autores han reportado la eficacia y confiabilidad del arenado como el método más consistente para el tratamiento superficial de resina indirectas y resinas en bloques para fresado, optimizando la unión micromecánica entre composite y adhesivo (16, 32-35, 67-69).

Adicionalmente, el adhesivo universal cumple con la función de mejorar la

humectación de la superficie tratada y genera una película polimérica intermedia que favorece la continuidad estructural entre el composite restaurador y el cemento resinoso. Esta capa intermedia permite una distribución más uniforme de las tensiones durante la polimerización y bajo condiciones de envejecimiento térmico, lo que explica el mejor desempeño observado en protocolos que incluyen adhesivos universales frente a aquellos que emplean únicamente el cemento autoadhesivo (35,67,69-72). Es así, que, en el presente estudio, el protocolo que no usó sistema adhesivo universal mostró valores de adhesión significativamente inferiores. Esta disminución se atribuye a que los cementos autoadhesivos presentan limitada capacidad de infiltración en sustratos basados en resina y dependen de reacciones ácido-base que no se generan en una unión efectiva con composites (48, 69). Además, las muestras sometidas a termociclado de este protocolo, perdieron completamente la unión, fenómeno consistente con estudios que reportan la alta susceptibilidad de las uniones deficientes debido a la degradación hidrolítica y térmica (19, 64, 65). A ello se suma el estudio de Harorli OT y col, quienes concluyeron que la resistencia adhesiva entre la resina compuesta indirecta y el cemento resinoso autoadhesivo es independiente de los tratamientos de rugosidad superficial. En su investigación, procedimientos como el arenado, el grabado con ácido fosfórico y la aplicación de láser Er, Cr: YSGG, no lograron mejorar significativamente la resistencia adhesiva del cemento autoadhesivo (73).

Por otro lado, en composites indirectos altamente polimerizados, como los bloques para fresado, la disponibilidad de dobles enlaces C=C residuales es mínima, por lo que la contribución química a la adhesión es limitada. Yoshihara y col. demostraron

que su elevada conversión restringe la copolimerización superficial, haciendo que el arenado sea el principal determinante de la unión (74). En composites de uso directo, polimerizados extraoralmente, la presencia de enlaces metacrilatos residuales puede ser ligeramente mayor, pero aún así su contribución es modesta frente al efecto del arenado (11, 13, 67, 74, 75).

Al analizar los resultados del grupo de composite de uso directo, en relación con las estrategias adhesivas aplicadas sobre dentina bovina y los tipos de cementos evaluados, el protocolo que alcanzó los mayores valores de resistencia a la microtracción fue aquel que combinó el grabado dentinario, la doble aplicación de sistema adhesivo All Bond Universal ® y el uso del cemento resinoso autoadhesivo TheraCem®. Esta combinación no solo mantuvo su efectividad tras el termociclado, sino que incluso mostró un ligero incremento en los valores de resistencia a la microtracción.

Este comportamiento puede atribuirse a la sinergia entre los mecanismos micromecánicos y químicos propios de esta estrategia adhesiva. El grabado ácido facilita la eliminación parcial de la capa de barro dentinario y expone la red de colágeno, favoreciendo la penetración del adhesivo (71, 76). A su vez, la aplicación activa y en doble capa del sistema adhesivo mejora la infiltración, potencia la interacción química y contribuye a la formación de una capa híbrida más homogénea. Además, el adhesivo All Bond Universal ®, que contiene el monómero funcional 10-MDP, establece un enlace químico, tipo iónico, estable con el calcio de la hidroxiapatita, generando una capa nanoestructurada de sales de MDP-Ca,

resistentes tanto a la disolución ácida como a la degradación hidrolítica (40, 42, 43, 46, 67).

El desempeño observado del cemento autoadhesivo TheraCem® puede explicarse por la presencia del monómero funcional ácido 10-MDP y monómeros como el Bis-GMA y HEMA, compatibles con el sistema adhesivo. Esta compatibilidad química entre el adhesivo y el cemento mejora la continuidad estructural de la interfase y minimiza las zonas de estrés residual generadas durante la polimerización. La combinación de estos factores explica la estabilidad de la resistencia adhesiva tras el termociclado, sugiriendo que el sistema All Bond Universal® / TheraCem® constituye una alternativa clínicamente predecible para la cementación de restauraciones indirectas de composite, especialmente en condiciones que demandan adhesión durable en dentina profunda o áreas de difícil acceso lumínico (46, 67, 69, 71, 77).

En comparación, los protocolos que no incluyeron el grabado ácido o que emplearon cementos convencionales duales o de fotopolimerización, sin 10 MDP –monómero que sí está presente en el adhesivo All Bond Universal® - mostraron valores inferiores de μ TBS. Esto evidencia la importancia de lograr un equilibrio adecuado entre la desmineralización controlada, la compatibilidad química y el tipo de monómero funcional, factores decisivos para la durabilidad de la adhesión.

Respecto al tipo de fallas que se encontraron en el grupo de composites de uso directo, las fallas adhesivas fueron predominantes en el protocolo A, que usó el cemento resinoso autoadhesivo en combinación con el arenado del bloque de resina

y la superficie dentinaria sin tratamiento. Esta tendencia se observó tanto en el grupo sin termociclado como, de manera más crítica, en el grupo sometido al envejecimiento térmico, en el cual no se recuperaron muestras para la prueba de microtracción. Este comportamiento sugiere que la interfase adhesiva generada bajo este protocolo no logró una integración química ni micromecánica suficiente entre el sustrato dentinario y el cemento autoadhesivo, situación consistente con la literatura, que reporta que los cementos autoadhesivos presentan capacidad limitada para desmineralizar e infiltrar dentina, especialmente cuando esta no ha sido acondicionada con un sistema adhesivo o un grabado previo (11, 15, 16, 55, 58).

Así, es importante destacar que, en el grupo de composites de uso directo, todos los protocolos restantes - es decir, aquellos que incorporaron únicamente el adhesivo universal o la combinación de grabado ácido con adhesivo universal - alcanzaron valores de resistencia a la microtracción superiores a 31 MPa después del termociclado. Este comportamiento indica que las interfaces generadas mediante protocolos adhesivos más completos demostraron una mayor estabilidad frente al estrés térmico y la degradación hidrolítica, coherente con lo reportado por Gale y Darvell, quienes señalan que el termociclado acelera la degradación de las zonas deficiente o mínimamente infiltradas, mientras que las interfaces correctamente hibridadas mantienen valores adhesivos clínicamente aceptables (64). Asimismo, estudios de microtracción han mostrado que resistencias superiores a 30 MPa se asocian con una formación adecuada de capa híbrida y una polimerización efectiva del adhesivo dentro de los túbulos dentinarios, incluso después del envejecimiento artificial (57, 58). De este modo, los resultados del presente estudio confirman que

los protocolos adhesivos que incluyen acondicionamiento dentinario y aplicación de adhesivo universal son capaces de preservar la integridad de la unión, aun frente a condiciones de estrés térmico.

Los resultados obtenidos en el grupo de composites de laboratorio evidencian que los protocolos basados en arenado de la superficie interna del bloque de resina combinados con la aplicación del adhesivo universal All Bond Universal® permitieron alcanzar valores elevados de resistencia a la microtracción. Este comportamiento fue particularmente notable cuando estos protocolos se complementaron con grabado dentinario previo y la posterior aplicación de dos capas consecutivas de adhesivo All Bond Universal®, independientemente del tipo de cemento utilizado. Esta tendencia confirma que la interacción micromecánica generada por el arenado, junto con la optimización química derivada del acondicionamiento dentinario, constituye un factor determinante para favorecer la formación de una interfase adhesiva estable (70, 74, 76).

La eficacia observada con el uso de diferentes cementos resinosos —incluyendo cementos duales como Duo-Link Universal®, cementos fotopolimerizables como Choice 2® y el cemento autoadhesivo TheraCem®— indica que el rendimiento adhesivo en composites de laboratorio no depende exclusivamente de la selección del cemento, sino más bien de la preparación adecuada tanto de la dentina como del sustrato restaurador, así como de la compatibilidad química de All Bond Universal® con estos materiales. Estos hallazgos concuerdan con lo reportado por la literatura, donde se demostraron que los adhesivos universales mantienen un

desempeño estable en sustratos de resina indirecta arenados, incluso tras envejecimiento térmico prolongado, equiparándose a sistemas multifrascos más complejos (34, 67, 69, 70, 76).

Resulta particularmente relevante que el cemento autoadhesivo TheraCem®, utilizado en combinación con el adhesivo All Bond Universal® incluso sin grabado dentinario previo, alcanzara también los mayores valores de resistencia a la microtracción. Como fue descrito anteriormente, este comportamiento se explica por la presencia del monómero funcional 10-MDP, capaz de establecer enlaces químicos estables con la hidroxiapatita remanente de la dentina. La estabilidad de estos valores después del termociclado sugiere que la interacción química MDP–calcio, junto con la película adhesiva del adhesivo universal, genera una interfase resistente a la degradación hidrolítica y cambios térmicos, lo cual coincide con lo reportado en la literatura respecto al uso de cementos autoadhesivos en protocolos simplificados (69).

Las principales fallas de adhesión encontradas en el grupo de composites de laboratorio independientemente del termociclado, están asociadas a las fallas de tipo cohesivas en resina, llegando a porcentajes entre 45 y 82% según el protocolo. Este hallazgo es clínicamente relevante, pues sugiere que la resistencia de la interfase adhesiva fue superior a la resistencia interna del material, lo cual es característico de adhesiones bien establecidas respecto al comportamiento de adhesivos universales en composites indirectos arenados (67, 34, 74). Las fallas adhesivas fueron bajas, lo que indica una interfase estable desde la fase inicial y

respalda que la combinación de arenado, sumado al adhesivo universal fue efectiva incluso antes del envejecimiento.

Un hallazgo transversal en todos los grupos y protocolos es la ausencia de fallas cohesivas en el cemento, tanto antes como después del termociclado. Esto indica, que hubo una buena polimerización de los cementos Duo-Link Universal® y Choice 2®, estabilidad química y cohesiva de TheraCem® y una adecuada compatibilidad adhesivo–cemento–sustrato. La ausencia total de este tipo de fallas confirma que ningún cemento fue un punto débil dentro del sistema adhesivo.

Los resultados obtenidos en los composites de bloques para fresado evidencian que los protocolos que combinaron arenado de la superficie interna y aplicación del adhesivo All Bond Universal®, junto con grabado dentinario previo, y doble aplicación del sistema adhesivo universal, alcanzaron las mayores resistencias a la microtracción antes del termociclado. Este comportamiento coincide con lo reportado en la literatura, señalando que los composites para fresado — caracterizados por un alto grado de conversión, densidad estructural y escasez de dobles enlaces remanentes— dependen casi exclusivamente de la retención micromecánica inducida por el arenado para lograr una adhesión efectiva (78, 79). D’Arcangelo y col. y Capa y col. enfatizan que, en estos materiales altamente polimerizados, la rugosidad superficial generada por partículas de óxido de aluminio es esencial para mejorar la humectabilidad y permitir la penetración del adhesivo, aumentando considerablemente la superficie disponible para el microrretención (68, 34).

La relevancia del grabado dentinario en los protocolos que alcanzaron los valores más altos de μ TBS también está respaldada por la evidencia científica. Diversos autores señalan que la estrategia de grabado ácido previa a la aplicación del adhesivo universal favorece una infiltración más profunda del sistema adhesivo, creando una interfase híbrida más estable, especialmente cuando se emplean adhesivos que contienen monómeros funcionales como el 10-MDP, y se aplican de manera activa en doble capa (46, 71, 76, 77). Este mecanismo es coherente con los resultados observados, ya que los protocolos que utilizaron dentina grabada y All Bond Universal® lograron un desempeño superior antes del termociclado, independientemente del tipo de cemento resinoso utilizado.

En relación con los cementos, los protocolos que emplearon cementos convencionales duales (Duo-Link Universal®) y fotopolimerizables (Choice 2®) mostraron los valores más altos de resistencia inicial. Este comportamiento es compatible con los hallazgos de Makishi y col., quienes demostraron que los adhesivos universales mantienen un comportamiento estable sobre superficies arenadas, y que su combinación con cementos de alta conversión o con sistemas duales mejora la cohesión interfacial al favorecer una adecuada polimerización de la película de adhesivo (67). La interacción química entre el adhesivo universal y estos cementos parece ser favorable en los sustratos de composites para fresado debido a la ausencia de mecanismos químicos relevantes en la superficie del material, por lo cual toda la eficacia del procedimiento depende de la correcta preparación dentinaria y la polimerización homogénea del cemento (67, 69, 74, 79,

80).

Por otra parte, la estabilidad obtenida con el protocolo que empleó el cemento autoadhesivo TheraCem® junto con All Bond Universal®, incluso sin grabado dentinario, resulta consistente con el mecanismo de acción mencionado para los grupos de composite de uso directo y de laboratorio, descrito por O'Connor y Gavriil, quienes indican que los cementos autoadhesivos con 10-MDP pueden establecer enlaces iónicos estables con el calcio de la dentina aún en presencia de *smear layer*. La formación de sales de calcio resistentes a la degradación hidrolítica explica que este protocolo mantenga valores estables después del termociclado (69). En síntesis, los resultados del grupo de composites para fresado reflejan el consenso de la literatura, respecto a que la adhesión inicial depende casi exclusivamente de la retención micromecánica generada por el arenado, el grabado dentinario optimiza la infiltración del adhesivo universal, mejorando la resistencia inicial, los cementos duales y fotopolimerizables alcanzan las mayores resistencias iniciales debido a su mayor grado de conversión y el cemento autoadhesivo TheraCem®, aunque más dependiente de su química funcional, mantiene estabilidad tras el envejecimiento térmico.

Respecto al tipo de fallas más predominante en el grupo sin envejecimiento térmico, se observa la presencia de fallas adhesivas, consistente con la naturaleza altamente polimerizada de los composites para fresado, en los que, debido al elevado grado de conversión, la adhesión depende casi exclusivamente de la retención micromecánica inducida por el arenado (68, 74, 79).

A pesar del predominio de las fallas adhesivas, varios protocolos mostraron porcentajes relevantes de fallas cohesivas en resina, lo que indica que, en estos casos, la interfase adhesiva alcanzó una resistencia lo suficientemente alta como para provocar la ruptura dentro del propio material restaurador, lo que concuerda con varios autores, quienes demostraron que la combinación de arenado y adhesivo universal puede generar uniones de elevada resistencia en resinas indirectas (34, 67, 80).

Tras el envejecimiento térmico, se observó un cambio significativo en el patrón de fallas, con un predominio de fallas cohesivas en resina que alcanzaron entre 56% y 59% según el protocolo evaluado. Este comportamiento indica que la interfase adhesiva conservó su integridad estructural frente a las fluctuaciones térmicas y los efectos de la degradación hidrolítica, de modo que la resistencia de la unión superó la resistencia interna del propio material restaurador. La migración del punto de fractura hacia el interior del composite es un indicador ampliamente reconocido de una adhesión estable bien conformada, concordante con lo descrito por Makishi y col., quienes demostraron que el arenado combinado con la aplicación de adhesivos universales es capaz de generar uniones de elevada fortaleza en resinas indirectas, incluso después del envejecimiento. Asimismo, estudios sobre la durabilidad adhesiva señalan que, cuando la interfaz soporta adecuadamente el estrés térmico, las fallas tienden a desplazarse del plano adhesivo hacia zonas cohesivas reflejando una hibridización eficaz y una adecuada polimerización de la película adhesiva (34, 64, 67, 80).

Es especialmente relevante que no se registraron fallas cohesivas en el cemento en ninguno de los protocolos, tanto antes como después del termociclado, lo que indica una polimerización adecuada y la ausencia de debilidades en este componente, en concordancia con lo señalado por O'Connor & Gavriil respecto a la estabilidad interna de cementos duales y fotopolimerizables (69). Las fallas mixtas, aunque presentes en bajos porcentajes (0%–10%), sugieren que la interfase adhesiva distribuyó adecuadamente las tensiones, lo cual es típico de un sistema restaurador cohesivo y bien integrado (34, 67, 74, 80).

En conjunto, los resultados del presente estudio sugieren que la combinación de tratamiento superficial mecánico (arenado) en los diferentes composites, tanto de uso directo, laboratorio y para fresado sumado al uso de adhesivo universal; grabado ácido de dentina, aplicación activa de doble capa de adhesivo universal con 10-MDP y cemento autoadhesivo químicamente compatible constituye una estrategia adhesiva integrada y predecible para la cementación de incrustaciones de composite.

La principal limitación del estudio es su naturaleza *in vitro*, lo que permite por un lado el control de las variables experimentales; sin embargo, estas condiciones no reflejan de manera genuina el entorno clínico real, donde intervienen factores como la saliva, la carga oclusal, la microflora oral, variaciones de pH y temperatura bucal. Por otro lado, cabe mencionar las limitaciones del termociclado, cuyo procedimiento simula cambios térmicos de la cavidad bucal; sin embargo, no se

contemplan otros factores como fuerzas oclusales o cambios químicos que podrían afectar la estabilidad adhesiva a largo plazo. Así también cabe mencionar que los protocolos fueron aplicados bajo condiciones estandarizadas y por un operador entrenado, lo que reduce la variabilidad experimental, pero no contempla las variaciones clínicas asociadas a la técnica operatoria, la experiencia del clínico o el control de la humedad, por lo mencionado no se puede extrapolar estos resultados a un contexto clínico.

VII. CONCLUSIONES

El presente estudio in vitro, de acuerdo con la metodología empleada, se concluye;

En los composites de uso directo, el protocolo que combinó grabado dentinario, aplicación de All Bond Universal® y cemento autoadhesivo TheraCem® alcanzó los mayores valores de resistencia a la microtracción, manteniendo su desempeño tras el termociclado y mostrando predominio de fallas adhesivas. De todos los materiales evaluados, este fue el protocolo que mayor valor alcanzó.

En los composites de laboratorio, los valores más altos de resistencia se obtuvieron en los protocolos que incluyeron grabado dentinario y aplicación de All Bond Universal®, independientemente del cemento utilizado, los cuales se mantuvieron tanto en condiciones iniciales como después del termociclado, predominaron las fallas cohesivas en el composite, indicando una interfase adhesiva estable.

En los composites para fresado, los protocolos que combinaron grabado dentinario, aplicación de All Bond Universal®, y cementos duales convencionales o fotopolimerizables lograron los mayores valores de resistencia iniciales. Asimismo, el TheraCem® con All Bond Universal® sin grabado mostró estabilidad después del termociclado, las fallas adhesivas fueron predominantes previo al termociclado y las fallas cohesivas en resina predominaron después del termociclado.

VIII. RECOMENDACIONES

Los protocolos de cementación constituyen procedimientos clínicos altamente sensibles; por ello, se recomienda continuar desarrollando esta la línea de investigación, evaluando las modificaciones que se introducen de manera constante en las estrategias adhesivas sobre los diferentes sustratos restauradores, tanto en materiales en base a composites, bajo sus diferentes métodos de fabricación, como en cerámicas y materiales híbridos.

Por otro lado, también la recomendación de desarrollar estudios clínicos longitudinales que permitan confirmar el comportamiento observado in vitro y evaluar la supervivencia clínica de los distintos protocolos de cementación.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Ministerio de Salud del Perú. Oficina general de Epidemiología y dirección general de salud de las personas. *Prevalencia nacional de caries dental, fluorosis del esmalte y urgencia de tratamiento en escolares de 6 a 8, 10, 12 y 15 años*. Lima: MINSA; 2005.
2. World Dental Federation (FDI). *Vision 2020: Shaping the future of oral health*. Geneva: FDI World Dental Federation; 2011. p. 1-28.
3. Pitts NB, Zero DT, Marsh PD, Ekstrand K, Weintraub JA, Ramos-Gomez F, Tagami J, Twetman S, Tsakos G, Ismail A. Dental caries. *Nat Rev Dis Primers*. 2017 May 25;3:17030. doi: 10.1038/nrdp.2017.30. PMID: 28540937.
4. Jaeggi T, Lussi A. Prevalence, incidence and distribution of erosion. *Monogr Oral Sci*. 2014;25:55-73. doi: 10.1159/000360973.
5. Teixeira DNR, Thomas RZ, Soares PV, Cune MS, Gresnigt MMM, Slot DE. Prevalence of noncarious cervical lesions among adults: A systematic review. *J Dent*. 2020 Apr;95:103285. doi: 10.1016/j.jdent.2020.103285.
6. Strauch S, Hahnel S. Restorative Treatment in Patients with Amelogenesis Imperfecta: A Review. *J Prosthodont*. 2018 Aug;27(7):618-623. doi: 10.1111/jopr.12736.
7. da Cunha Coelho ASE, Mata PCM, Lino CA, et al. Dental hypomineralization treatment: A systematic review. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31(1):26-39. doi:10.1111/jerd.12420
8. Glendor U. Epidemiology of traumatic dental injuries--a 12 year review of the literature. *Dent Traumatol*. 2008 Dec;24(6):603-11. doi: 10.1111/j.1600-

9657.2008.00696.x.

9. Pitts NB, Ekstrand KR; ICDAS Foundation. International Caries Detection and Assessment System (ICDAS) and its International Caries Classification and Management System (ICCMS) - methods for staging of the caries process and enabling dentists to manage caries. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2013 Feb;41(1):e41-52. doi: 10.1111/cdoe.12025. PMID: 24916677.
10. Martignon S, Pitts NB, Goffin G, et al. Caries Care practice guide: consensus on evidence into practice [published correction appears in *Br Dent J.* 2019 Dec;227(11):988]. *Br Dent J.* 2019;227(5):353-362. doi:10.1038/s41415-019-0678-8
11. Fuentes MV, Escribano N, Baracco B, Romero M, Ceballos L. Effect of indirect composite treatment microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *J Clin Exp Dent.* 2016;8(1):e14-e21. Published 2016 Feb 1. doi:10.4317/jced.52754
12. Morimoto S, Rebello de Sampaio FB, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res.* 2016 Aug;95(9):985-94. doi: 10.1177/0022034516652848. Epub 2016 Jun 10. PMID: 27287305.
13. Visuttiwattanakorn P, Suputtamongkol K, Angkoonsit D, Kaewthong S, Charoonanan P. Microtensile bond strength of repaired indirect resin composite. *J Adv Prosthodont.* 2017 Feb;9(1):38-44. doi: 10.4047/jap.2017.9.1.38. Epub 2017 Feb 7. PMID: 28243390; PMCID: PMC5321587.
14. Campos MFTP, Moura DMD, Borges BCD, Assuncao IV, Caldas MRGR,

- Platt JA, Özcan M, Souza ROAE. Influence of Acid Etching and Universal Adhesives on the Bond Strength to Dentin. *Braz Dent J.* 2020 Jun;31(3):272-280. doi: 10.1590/0103-6440202002884. Epub 2020 Jul 13. PMID: 32667522.
15. Zorba YO, Ilday NO, Bayındır YZ, Demirbuga S. Comparing the shear bond strength of direct and indirect composite inlays in relation to different surface conditioning and curing techniques. *Eur J Dent.* 2013 Oct;7(4):436-441. doi: 10.4103/1305-7456.120679. PMID: 24932118; PMCID: PMC4053668.
 16. D'Arcangelo C, Vanini L, Casinelli M, et al. Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. *Compend Contin Educ Dent.* 2015;36(8):570-578.
 17. Dietschi D, Spreafico R. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part I. Historical perspectives and clinical rationale for a biosubstitutive approach. *Int J Esthet Dent.* 2015;10(2):210-227.
 18. Poskus LT, Meirelles RS, Schuina VB, Ferreira LM, da Silva EM, Guimarães JG. Effects of different surface treatments on bond strength of an indirect composite to bovine dentin. *Indian J Dent Res.* 2015 May-Jun;26(3):289-94. doi: 10.4103/0970-9290.162884. PMID: 26275198.
 19. Abad-Coronel C, Naranjo B, Valdiviezo P. Adhesive systems used in indirect restorations cementation: review of the literature. *Dent J (Basel).* 2019;7(3):E71. doi:10.3390/dj7030071.
 20. Solon-de-Mello M, da Silva Fidalgo TK, Dos Santos Letieri A, Masterson D, Granjeiro JM, Monte Alto RV, Maia LC. Longevity of indirect restorations cemented with self-adhesive resin luting with and without selective enamel etching. A Systematic review and meta-analysis. *J Esthet Restor Dent.* 2019

- Jul;31(4):327-337. doi: 10.1111/jerd.12504. Epub 2019 Jun 17. PMID: 31207007.
21. Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent*. 2015;10(3):392-413.
 22. Dietschi D, Spreafico R. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part III. A case series with long-term clinical results and follow-up. *Int J Esthet Dent*. 2019;14(2):118-133.
 23. Angeletaki F, Gkogkos A, Papazoglou E, Kloukos D. Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2016 Oct;53:12-21. doi: 10.1016/j.jdent.2016.07.011. Epub 2016 Jul 22. PMID: 27452342.
 24. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(4):224-35. doi: 10.1111/j.1708-8240.2005.tb00119.x. PMID: 16231493.
 25. Vaz RR, Hipólito VD, D'Alpino PH, Goes MF. Bond strength and interfacial micromorphology of etch-and-rinse and self-adhesive resin cements to dentin. *J Prosthodont*. 2012 Feb;21(2):101-11. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00794.x. Epub 2011 Nov 1. PMID: 22044733.
 26. Mas-Lopez J, Melendez D, Tay LY. Current status of materials for posterior indirect adhesive restorations. *Rev Fac Odontol Univ Antioq*. 2025;37(2): e354646. doi:10.17533/udea.rfo.v37n2e354646
 27. Fan J, Xu Y, Si L, Li X, Fu B, Hannig M. Long-term clinical performance of

- composite resin or ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis. *Oper Dent.* 2021;46(1):25-44. doi: 10.2341/19-107-LIT.
28. Alzraikat H, Burrow MF, Maghaireh GA, Taha NA. Nanofilled resin composite properties and clinical performance: a review. *Oper Dent.* 2018;43(4): E173-90. doi:10.2341/17-208-T.
29. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014 Dec;93(12):1232-4. doi:10.1177/0022034514553976. PMID: 25344335; PMCID: PMC4462808.
30. Phillips RW. Resinas compuestas. En: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, eds. *La ciencia de los materiales dentales de Phillips*. 12a ed. Madrid: Elsevier; 2014. p. 193-229.
31. Daghreery A, Vinothkumar TS, Majrashi H, et al. Dimensional accuracy of additive and subtractive manufactured ceramic-reinforced hybrid composite inlays: a CBCT-based in vitro study. *Sci Rep.* 2025;15:6048. doi:10.1038/s41598-025-90611-1.
32. Palma PJ, Neto MA, Messias A, Amaro AM. Microtensile bond strength of composite restorations: direct vs. semi-direct technique using the same adhesive system. *J Compos Sci.* 2025;9(5):203. doi:10.3390/jcs9050203.
33. Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ. Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz Oral Res.* 2008;22(4):352-7.
34. Capa N, Say EC, Celebi C, Casur A. Microtensile bond strengths of adhesively bonded polymer-based CAD/CAM materials to dentin. *Dent Mater J.* 2019;38(1):75-85. doi:10.4012/dmj.2017-442. PMID: 30298860.

35. Fathy H, Hamama HH, El-Wassefy N, Mahmoud SH. Effect of different surface treatments on resin-matrix CAD/CAM ceramics bonding to dentin: in vitro study. *BMC Oral Health*. 2022;22:635. doi:10.1186/s12903-022-02578-2.
36. Ishii N, Maseki T, Nara Y. Bonding state of metal-free CAD/CAM onlay restoration after cyclic loading with and without immediate dentin sealing. *Dent Mater J*. 2017;36(3):357-67. doi:10.4012/dmj.2016-289. PMID: 28367909.
37. Bellan MC, Cunha PFJS, Tavares JG, Spohr AM, Mota EG. Microtensile bond strength of CAD/CAM materials to dentin under different adhesive strategies. *Braz Oral Res*. 2017;31:e109. doi:10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0109.
38. Katchburian E, Arana V. *Histologia e embriologia oral*. 3a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2012. p.171.
39. Perdigão J. Current perspectives on dental adhesion: (1) Dentin adhesion - not there yet. *Jpn Dent Sci Rev*. 2020 Nov;56(1):190-207. doi: 10.1016/j.jdsr.2020.08.004. Epub 2020 Sep 23. PMID: 34188727; PMCID: PMC8216299.
40. Bourgi R, Kharouf N, Cuevas-Suárez CE, Lukomska-Szymanska M, Haikel Y, Hardan L. A literature review of adhesive systems in dentistry: Key components and their clinical applications. *Appl Sci*. 2024;14(18):8111. doi:10.3390/app14188111.
41. Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol*. 1976;21(6):355-62. doi: 10.1016/s0003-9969(76)80003-9. PMID: 1066114.

42. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent.* 2020;22(1):7-34. doi: 10.3290/j.jad.a43994. PMID: 32030373.
43. Breschi L, Maravic T, Mazzitelli C, Josic U, Mancuso E, Cadenaro M, Pfeifer CS, Mazzoni A. The evolution of adhesive dentistry: From etch-and-rinse to universal bonding systems. *Dent Mater.* 2025;41(2):141-58. doi:10.1016/j.dental.2024.11.002.
44. Alomran WK, Nizami MZI, Xu HHK, Sun J. Evolution of dental resin adhesives—A comprehensive review. *J Funct Biomater.* 2025;16(3):104. doi:10.3390/jfb16030104.
45. Cadenaro M, Josic U, Maravic T, Mazzitelli C, Marchesi G, Mancuso E, Breschi L, Mazzoni A. Progress in dental adhesive materials. *J Dent Res.* 2023 Mar;102(3):254-62. doi:10.1177/00220345221145673. Epub 2023 Jan 24. PMID: 36694473.
46. Hardan L, Bourgi R, Cuevas-Suárez CE, Devoto W, Zarow M, Monteiro P, Jakubowicz N, El Zoghbi A, Skaba D, Mancino D, Kharouf N, Haïkel Y, Lukomska-Szymanska M. Effect of different application modalities on the bonding performance of adhesive systems to dentin: A systematic review and meta-analysis. *Cells.* 2023;12(1):190. doi:10.3390/cells12010190.
47. Pegoraro TA, da Silva NRF, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):453-471. doi:10.1016/j.cden.2007.02.003
48. Manso AP, Carvalho RM. Dental cements for luting and bonding restorations.

- Dent Clin North Am. 2017;61(4):821-834. doi:10.1016/j.cden.2017.06.006
49. Leung GKH, Wong AWY, Chu CH, Yu OY. Update on dental luting materials. Dent J (Basel). 2022;10(11):208. doi:10.3390/dj10110208.
50. Maravić T, Mazzitelli C, Mancuso E, Del Bianco F, Josić U, Cadenaro M, et al. Resin composite cements: Current status and a novel classification proposal. J Esthet Restor Dent. 2023;35(7):1085-1097. doi:10.1111/jerd.13036
51. Calheiros-Lobo MJ, Vieira T, Carbas R, da Silva LF, Pinho T. Effectiveness of self-adhesive resin luting cement in cad-cam blocks—A systematic review and meta-analysis. Materials (Basel). 2023;16(8):2996. doi:10.3390/ma16082996
52. Zhang X, Zhang Q, Meng X, et al. Rheological and mechanical properties of resin-based materials applied in dental restorations. Polymers (Basel). 2021;13(17):2975. doi:10.3390/polym13172975
53. Maletin A, Knežević MJ, Koprivica D, et al. Dental resin-based luting materials—Review. Polymers (Basel). 2023;15(20):4156. doi:10.3390/polym15204156
54. Heboyan A, Vardanyan A, Karobari MI, et al. Dental luting cements: an updated comprehensive review. Molecules. 2023;28(4):1619. doi:10.3390/molecules28041619
55. Reis A, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD. Influence of crosshead speed on resin-dentin microtensile bond strength. J Adhes Dent. 2004;6(4):275-8.
56. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dent Mater. 1995;11(2):117-25.
57. Sano H, Chowdhury AFMA, Saikaew P, Matsumoto M, Hoshika S, Yamauti

- M. The microtensile bond strength test: its historical background and application to bond testing. *Jpn Dent Sci Rev.* 2020;56(1):24-31. doi:10.1016/j.jdsr.2019.10.001.
58. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dent Mater.* 2017;33(2):133-43. doi:10.1016/j.dental.2016.11.015.
59. Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel—human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent Mater.* 2008;24(7):888-94.
60. Lezcano MR, Enz N, Affur MC, Gili MA. Características histológicas de la dentina bovina mediante tinción Tricrómica de Masson. *Rev Cient Odontol Univ Cient Sur.* 2023;11(4):e176. doi:10.21142/2523-2754-1104-2023-176.
61. Lezcano MR, Segovia SM, Affur MC, et al. Revisión de la literatura: dientes bovinos en odontología. *Rev Ofic Fac Odontol Univ Chile.* 2023;31-6.
62. Carvalho M, Leijôto-Lannes A, Rodrigues M, Nogueira L, Ferraz N, Moreira A, et al. Viability of bovine teeth as a substrate in bond strength tests: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2018;20(5):471-9. doi:10.3290/j.jad.a41636.
63. International Organization for Standardization. *ISO/TS 11405:2015. Dentistry – Testing of adhesion to tooth structure.* Geneva: ISO; 2015.
64. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99. doi:10.1016/S0300-

5712(98)00037-2.

65. Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;29:295-308. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.09.013.
66. Chowdhury AFMA, Islam R, Alam A, Matsumoto M, Yamauti M, Carvalho RM, Sano H. Variable smear layer and adhesive application: The pursuit of clinical relevance in bond strength testing. *Int J Mol Sci.* 2019;20(21):5381. doi:10.3390/ijms20215381.
67. Makishi P, André CB, Lyra e Silva JP, Bacelar-Sá R, Correr-Sobrinho L, Giannini M. Effect of storage time on bond strength performance of multimode adhesives to indirect resin composite and lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent.* 2016;41(5):541–51.
68. D’Arcangelo C, Vanini L. Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *J Adhes Dent.* 2007;9(3):319–26.
69. O’Connor C, Gavriil D. Predictable bonding of adhesive indirect restorations: factors for success. *Br Dent J.* 2021;231(5):287–93. doi:10.1038/s41415-021-3336-x.
70. Sağırkaya E, Atay A. Effects of different surface treatments on the bond strength of CAD/CAM resin nano ceramic or ceromer to resin cement. *Cumhuriyet Dent J.* 2019;22(2):226–234. doi:10.7126/cumudj.497650.
71. Triani F, Pereira da Silva L, Ferreira Lemos B, et al. Universal adhesives: evaluation of the relationship between bond strength and application strategies a systematic review and meta-analysis. *Coatings.* 2022;12(10):1501.

doi:10.3390/coatings12101501.

72. Cura M, González-González I, Fuentes V, Ceballos L. Effect of surface treatment and aging on bond strength of composite resin onlays. *J Prosthet Dent.* 2016;116(3):389-396. doi:10.1016/j.prosdent.2016.01.028.
73. Harorli OT, Barutcuğil C, Kirmali O, Kapdan A. Shear bond strength of a self-etched resin cement to an indirect composite: effect of different surface treatments. *Niger J Clin Pract.* 2015;18(3):357–62.
74. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, et al. Sandblasting may damage the surface of composite CAD/CAM blocks. *Dent Mater.* 2017;33:e124–e135. doi:10.1016/j.dental.2017.01.003.
75. Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent.* 2000;28(6):447-452. doi:10.1016/S0300-5712(00)00030-8.
76. Jäggi M, Zimmerli B, Gambon DL, Meth SR, Rohr N. Shear bond strength of universal adhesives to human enamel and dentin. *J Esthet Restor Dent.* 2024;36(5):804–812. doi:10.1111/jerd.13204.
77. Muñoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH, Loguercio AD. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent.* 2015;40(1):29–38. doi:10.2341/13-328-L.
78. Yu H, Özcan M, Yoshida K, Cheng H, Sawase T. Bonding to industrial indirect composite blocks: a systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2020;96:103327. doi:10.1016/j.dental.2019.11.002.
79. Fouquet V, Lachard F, Abdel-Gawad S, Dursun E, Attal JP, François P. Shear

bond strength of a direct resin composite to CAD-CAM composite blocks:
relative contribution of micromechanical and chemical block surface treatment.
Materials (Basel). 2022;15(15):5018. doi:10.3390/ma15145018.

80. Kim JY, Cho GY, Roh BD, Shin Y. Effect of curing mode on shear bond strength of self-adhesive cement to composite blocks. Materials. 2016;9(3):210. doi:10.3390/ma9030210.

ANEXOS

Anexo 1. Cuadro de operacionalización de variables

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo	Indicadores	Escala de medición	Valores y categorías
Resistencia de unión a la microtracción	Tensión máxima que generan las uniones de un cuerpo antes de romperse, frente a fuerzas de microtracción.		Cuantitativa		De Razón	MPa
Composites	Material dental de base polimérica con partículas de relleno usado para la confección de incrustaciones	Marca comercial del composite	Cualitativa	Directa De Laboratorio Bloques de fresado	Nominal	Filtek Z350 XT 3MESPE® SR NEXCO Ivoclar Vivadent® Shofu Block - SHOFU®
Protocolos de cementación	Procedimientos que permiten la adhesión a través del tratamiento de superficies del composite y de la superficie dentaria, utilizando un cemento resinoso.		Cualitativa		Nominal	Protocolo A Protocolo B Protocolo C Protocolo D Protocolo E Protocolo F Protocolo G
Termociclado	Procedimiento realizado para producir el envejecimiento de la zona de unión entre el composite y la estructura dentaria	Presencia de la variación de la temperatura	Cualitativa	Máquina de termociclado	Nominal	Si No
Tipo de falla de unión	Descripción de las características observadas en las superficies fracturadas después de la prueba de microtracción		Cualitativa		Nominal	FALLA ADHESIVA: dentina/cemento composite/cemento FALLA COHESIVA: en dentina, en composite, en cemento FALLA MIXTA

