

UNIVERSIDAD PRIVADA SAN JUAN BAUTISTA

FACULTAD DE ESTOMATOLOGIA

ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGIA



**EVALUACIÓN COMPARATIVA DE LA RESISTENCIA A LA UNIÓN A
MICROTENSIL EN TRES DIFERENTES AGENTES DE FIJACIÓN DE
DENTINA: UN ESTUDIO IN VITRO**

TESIS

FORMATO ARTÍCULO CIENTÍFICO

PRESENTADO POR BACHILLER

Castro Ramirez, Leonor Cristina

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE

CIRUJANO DENTISTA

LIMA – PERÚ

2022

DOCENTE ASESOR

DR. CÉSAR FÉLIX CAYO ROJAS

AGRADECIMIENTO

A mis padres quienes me guían y brindan su apoyo incondicional, a mis profesores quienes me instruyeron durante de mi vida académica, a mis amigos quienes me acompañaron y apoyaron durante estos años en la universidad y a mi asesor quien me ha orientado y apoyado durante la elaboración y ejecución de mi proyecto.

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado con mucho cariño a mis padres, por su apoyo incondicional, por aconsejarme y guiarme siempre.

UNIVERSIDAD PRIVADA SAN JUAN BAUTISTA

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA**



**RESISTENCIA ADHESIVA MICROTENSIL *IN VITRO* AL UTILIZAR TRES
AGENTES DE CEMENTACIÓN EN DENTINA**

PROYECTO DE TESIS

PRESENTADO POR:

CASTRO RAMIREZ LEONOR CRISTINA

ASESOR:

DR. CAYO ROJAS CESAR FELIX

LIMA – PERÚ

2021

1. ÍNDICE	Pág.
DEDICATORIA	i
AGRADECIMIENTOS	Ii
2. JUSTIFICACIÓN	1
- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
- FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	3
3. ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS	4
4. HIPÓTESIS	7
- VARIABLES	8
- OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES	8
5. OBJETIVO GENERAL	8
6. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	9
7. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN	9
- DISEÑO METODOLÓGICO	9
- TIPO DE INVESTIGACIÓN	9
- NIVEL DE INVESTIGACIÓN	9
- POBLACIÓN Y MUESTRA	10
- DETERMINACIÓN DEL TAMAÑO MUESTRAL	10
- SELECCIÓN DE LA MUESTRA	11
- CRITERIOS DE SELECCIÓN	11
• CRITERIOS DE INCLUSIÓN	11
• CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	11
- CONSIDERACIONES ÉTICAS	11
8. MEDIOS DE RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN	11

9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	14
10. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES	14
11. PRESUPUESTO	15
12. BIBLIOGRAFÍA	17
13. ANEXOS	21
ANEXO 1. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES	22
ANEXO 2. CONSTANCIA DE DONACION DE ORGANOS DENTALES...	23
ANEXO 3. EQUIPOS A UTILIZAR	24
ANEXO 4. INSTRUMENTO DE MEDICION.....	25
ANEXO 5. FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS	26
ANEXO 6. MATRIZ DE CONSISTENCIA	27

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado con mucho cariño a mis padres, por su apoyo incondicional, por aconsejarme y guiarme siempre.

AGRADECIMIENTO

A mis padres quienes me guían y brindan su apoyo incondicional, a mis profesores quienes me instruyeron durante de mi vida académica y amigos quienes me acompañaron y apoyaron durante estos años en la universidad.

2. JUSTIFICACIÓN

- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad, las restauraciones indirectas son una alternativa de tratamiento para obturar una pieza dentaria que ha perdido gran parte de su estructura, para ello, existen diversos biomateriales de elección, como resinas compuestas, cerómero y cerámica, siendo esta última más propensa a fracturas y además puede inducir al desgaste de la superficie del diente antagonista, sin dejar de mencionar que es una opción que tiene elevado costo.^{1,2,3}

Las incrustaciones a base de resina compuesta convencional, son una alternativa de costo accesible y de buenos resultados estéticos para la confección de una restauración indirecta. Por ello, muchos odontólogos prefieren su uso, por poseer un mejor rendimiento mecánico y una reducción significativa de la contracción durante la polimerización, en comparación con una restauración directa; además, otra de sus ventajas es que presenta menor incidencia de fracturas frente a la cerámica.^{1,3,4,5}

Diversos autores señalan que una de las principales razones de fracaso de las restauraciones indirectas se da por falta de sellado en la interface diente-restauración, ya que la contracción producida por la polimerización del agente de cementación, provocaría la formación de espacios marginales o microbrechas alrededor de la incrustación, permitiendo de esta manera la infiltración bacteriana y el ingreso de restos alimenticios, lo que generaría caries secundaria.^{5,6,7} Por lo tanto, se debe de considerar que el éxito clínico a largo plazo de las incrustaciones está determinado en gran medida por la eficacia de la unión del agente cementante, al sustrato dental y a la restauración indirecta.^{5,6}

Para aumentar la fuerza de unión al sustrato dental, se han realizado algunas modificaciones en los agentes adhesivos en cuanto a su composición química, mecanismo de unión, número de pasos clínicos y su técnica de aplicación, tratando de mejorar así su eficacia clínica; como resultado de ello, ahora existen varias generaciones de agentes adhesivos disponibles en el mercado.⁸

Las resinas convencionales continúan siendo uno de los materiales más versátiles empleados en odontología, puesto que se utilizan en restauraciones directas e indirectas, ya sea como material restaurador o agente de cementación.^{9,10} La composición de las resinas se basa en una matriz orgánica con mezcla de monómeros como Bis-GMA (Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato), TEGDMA (Trietilenglicol Dimetacrilato), UDMA (Dimetacrilato De Uretano), HEMA (Hidroxietilmetacrilato), Bis-EMA (Bisfenol A Polietileno Glicol Dieter Dimetacrilato), rellenos de carga como el sílice, cuarzo o vidrio cerámico y un fotoiniciador como la

canforquinona, BAPO (óxido de bisacil fosfina) u otros, dando como resultado resinas macroparticulada, microparticulada, nanoparticulada e híbridas que contienen partículas de diferentes tamaños.^{9,11,12} Por otro lado, cuando se hace referencia a cementos resinosos, su composición varía, siendo las dos principales diferencias, la proporción de monómeros utilizados en la mezcla de resina y la cantidad de relleno, lo que le confiere una menor viscosidad para tener más flujo, pero reduciendo a la vez sus propiedades mecánicas en comparación con la resina convencional.^{9,12}

Debido a la gran versatilidad de las resinas compuestas y sus propiedades mecánicas superiores, se han utilizado técnicas alternativas para reducir la viscosidad de estas, para que se puedan utilizar como agente de cementación. La técnica más conocida es la termoplástica, en donde la resina se vuelve menos viscosa cuando se calienta debido al aumento de la agitación de las moléculas, proporcionando la suficiente viscosidad para la fijación de las restauraciones indirectas, de manera similar a los cementos resinosos. En consecuencia, el compuesto precalentado podría usarse como agente de fijación sin perder sus propiedades de resistencia mecánica, dando como ventaja una mayor disponibilidad de tonalidad de color y su menor costo, además que la misma jeringa de resina podría precalentarse hasta 20 veces sin afectar sus propiedades mecánicas. Sin embargo, en la actualidad no hay consenso respecto a si la resina compuesta precalentada, aumentaría o reduciría la fuerza de unión entre el material de restauración y el sustrato, además aún existe cierta controversia por el espesor de la película formada a partir de esta, ya que algunos autores mencionan que si permitiría que la incrustación asiente bien en la cavidad, mientras que otros no.^{9, 13, 14}

Otra alternativa como agente de cementación es la resina fluida ya que presenta una baja viscosidad de fábrica, debido a su poca cantidad de relleno y al tamaño de partículas similar al de las resinas compuestas, teniendo como ventaja la estabilidad de color en el tiempo, mejor difusión del material y variada gama de colores para distintas situaciones clínicas, su contracción de polimerización y el espesor de película similar a los cementos resinosos. Como desventaja debido a que tiene poco relleno inorgánico presenta mayor contracción a la polimerización, sin embargo, su bajo módulo de elasticidad permitiría que dicha contracción, se realice con poca tensión, generando menos estrés, disminuyendo de esta manera la formación de microbrechas.^{10,15,16,17,}

El cemento resinoso dual, el cual asocia características ventajosas de los cementos fotopolimerizables y los autopolimerizables, también es utilizado para cementar restauraciones indirectas debido a su baja solubilidad, baja viscosidad, espesor de película clínicamente aceptable, mejores propiedades mecánicas que los cementos convencionales, buena adhesión

cuando se usa como agentes de unión y menor microfiltración en comparación con otros materiales de cementación. Como desventaja, se ha sugerido que la vitrificación temprana (formación de redes poliméricas) inducida por la activación de la luz podría interferir con la autopolimerización, comprometiendo así el grado de conversión; además se ha señalado que una exposición insuficiente de luz, podría resultar en una polimerización incompleta, con un nivel más bajo en comparación con los cementos resinoso de autocurado^{6,18}

Se ha reportado en diversos estudios que la adhesión al esmalte se logra de manera firme y duradera con relativa facilidad; sin embargo, la unión a la dentina se ha considerado más difícil y menos predecible, debido a la naturaleza heterogénea de este tejido, que contiene hidroxiapatita depositada sobre una malla de fibras de colágeno hidrofílicas lo que representa un gran desafío para la unión de los adhesivos con la dentina^{18,19} Al ser los agentes adhesivos de suma importancia para la preservación de la restauración; se deben continuar las investigaciones *in vitro* sobre las pruebas adhesivas, siendo las más utilizadas la resistencia al cizallamiento y a la tracción microtensil o microtracción^{20,21}. Por lo que el avance de los materiales odontológicos lleva al replanteamiento de técnicas, materiales y tratamientos a fin de brindarle una restauración de calidad al paciente.

Por lo expuesto el objetivo de este estudio será evaluar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina fluida, resina precalentada y cemento resinoso autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina.

- FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

Problema General

¿Existen diferencias significativas al comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina fluida, resina precalentada y cemento resinoso autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina?

Problemas específicos

- ¿Cuánto de resistencia adhesiva microtensil *in vitro* ofrece la resina fluida, la resina precalentada y el cemento resinoso autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina?

- ¿Existen diferencias significativas al comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina fluida frente a la resina precalentada, como agente de cementación en dentina?
- ¿Existen diferencias significativas al comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina fluida, frente al cemento resinoso dual autoadhesivo, como agente de cementación en dentina?
- ¿Existen diferencias significativas al comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina precalentada frente al cemento resino autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina?

La presente investigación tendrá importancia teórica debido a que proporcionará información acerca de la resistencia adhesiva microtensil de los materiales odontológicos usados en el medio local, por lo cual podemos incrementar los conocimientos sobre diversas alternativas que pueden mejorar la adhesión a dentina, generando mayor evidencia científica.

Asimismo, la investigación tendrá importancia clínica puesto que los resultados que se obtengan de esta investigación sobre los agentes adhesivos podrán para ser consideradas en la práctica clínica durante la cementación de restauraciones indirectas y brindar de esta manera una alternativa duradera y de calidad.

3. ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS

En el 2018, Goulart y cols²² realizaron una investigación para evaluar el efecto de las resinas compuestas de precalentamiento utilizadas como agentes cementantes para restauraciones indirectas sobre la fuerza de unión microtensil (μ TBS) y las interfaces adhesivas, la muestra estuvo constituida por 50 terceros molares extraídos sanos. Se formaron diez grupos experimentales con tres cementantes diferentes: un cemento de resina (RelyX ARC) y dos resinas compuestas (Venus y Z250 XT). Las resinas compuestas se probaron tanto a temperatura ambiente como cuando se precalentaron a 64 ° C. Los resultados fueron que al cementar restauraciones de 2 mm, la resina compuesta Z250 XT, precalentada a temperatura ambiente, alcanzó μ TBS significativamente más altos que RelyX ARC. A esta profundidad, Venus no difirió del cemento de resina, y con las restauraciones de 4 mm, solo Venus precalentado presentó μ TBS significativamente más alto que RelyX ARC. El precalentamiento

de la resina compuesta dio como resultado interfaces de cementación más delgadas, con una interacción más íntima entre el agente de cementación y la capa adhesiva. En conclusión, es posible que el precalentamiento de la resina compuesta para los procedimientos de cementación no mejore el μ TBS, aunque podría usarse para disminuir la viscosidad del material y mejorar el fraguado de la restauración.

En el 2018, Görüş Z⁷ realizó un estudio con la finalidad de investigar el efecto del precalentamiento de restauraciones inlay y onlay preparadas a partir de materiales compuestos y utilizando un dispositivo CAD / CAM sobre la resistencia de la unión microtensil en diferentes estructuras. En el cual se utilizaron 90 terceros molares humanos impactados. Estos dientes se dividieron en 3 grupos. Se realizó la preparación de la cavidad de la incrustación MOD. Para el primer grupo, las restauraciones se prepararon utilizando un dispositivo CAD / CAM. Para el segundo grupo, se utilizó un composite reforzado con fibra y para el tercer grupo, se utilizó solo el sistema compuesto de laboratorio. En la cementación de las restauraciones se utilizó cemento resinoso con y sin precalentamiento. El resultado fue que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de las resistencias de unión microtensil de las muestras en las que el cemento adhesivo fue precalentado (P) y no precalentado (N). Hubo una diferencia estadísticamente significativa en términos de los valores de la fuerza de adherencia microtensil entre los grupos en los que el cemento adhesivo fue precalentado durante la cementación de las restauraciones. En conclusión, se observó que el proceso de precalentamiento aumentó de manera estadísticamente significativa la fuerza de unión en las incrustaciones realizadas con el compuesto Gradia, mientras que en los otros grupos experimentales no o afectó la resistencia de la unión microtensil.

En el 2019, Arquíñego K y cols^{s23}, en su estudio evaluaron la resistencia adhesiva dentinaria en adhesivos Optibond FL (OFL), Adper Single Bond 2 (ASB2) y Single Bond Universal (SBU), aplicándolos en tiempos diferente, empleando 9 molares, obteniendo 135 muestras de aproximadamente 1 mm², los cuales conformaron 9 grupos de estudio con 15 especímenes por grupo, teniendo como resultado que al comparar la resistencia adhesiva en dentina entre los sistemas adhesivos utilizados, dentro de cada grupo experimental se encontraron que al utilizar los tres sistemas adhesivos (Optibond FL, Adper Single Bond 2 y Single Bond Universal), con aplicando una frotación de 10 s, 20 s y 30, si existían diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas adhesivos Optibond FL vs Adper Single Bond 2, así como también entre Optibond FL vs Single Bond Universal, al utilizarlo en tres tiempos de distintos de frotación. En conclusión, Optibond FL presentó una mayor resistencia adhesiva en dentina frente a ASB2

y SBU al utilizarlo en los tres tiempos distintos; a los 10 segundos entre ASB2 y SBU no se hubo diferencias, a los 20 y 30 segundos SBU presentó mayor resistencia adhesiva. En los tres grupos hubo aumento significativo de la resistencia adhesiva entre los 10 y 30 segundos.

En el 2020, Pinto y cols²⁴ realizaron una investigación con el fin de evaluar la fuerza de unión microtensil del composite de resina indirecto adherido a la dentina utilizando cinco estrategias adhesivas diferentes. Las muestras fueron 40 y se dividieron al azar en cinco grupos con diferentes estrategias de adhesivos: (G1) - Single Bond Universal + etch + silano + RelyX Ultimate, (G2) - Single Bond Universal + silane + RelyX Ultimate, (G3) - Single Bond Universal + grabado + RelyX Ultimate, (G4) - Single Bond Universal + RelyX Ultimate y (G5) - Scotchbond Multiuso + RelyX ARC. Teniendo como resultado que la fuerza de unión media en los grupos MPa fue: G1 = 11,48, G2 = 14,15, G3 = 16,95, G4 = 17,03 y G5 = 16,80. El análisis estadístico mostró que los valores de resistencia de unión no se vieron afectados significativamente por las diferentes estrategias adhesivas. En conclusión, la cementación de dentina sobre composite de resina indirecta no puede verse afectada significativamente por las diferentes estrategias adhesivas utilizadas. Las muestras tratadas con silano, grabado asociado con Single Bond universal, no aumentaron los valores de resistencia de la unión.

En el 2020, Urcuyo M y cols²⁵ realizaron un estudio para evaluar el sellado marginal, la interfaz adhesiva y la fuerza de unión microtensil de las restauraciones adhesivas indirectas de composites en términos de dentina cementada con resina precalentada (PR). Utilizaron 30 premolares humanos extraídos como muestra, se tomaron impresiones y se fabricaron restauraciones indirectas de composite. En total, 15 restauraciones fueron cementadas con Resina precalentada (PR) y 15 restauraciones fueron cementadas con cemento resinoso autoadhesivo (RC) (Relyx U200, 3M ESPE), seguido de un régimen de termociclado. Los resultados mostraron que no hay diferencia estadísticamente significativa en el grado de microfiltración usando PR o RC; sin embargo, la fuerza de adhesión microtensil es mayor cuando la restauración se cementa con RC (278,75 N / cm³) que con PR (144,49 N / cm³), y se observó un mejor ajuste y sellado para las restauraciones de composite con PR. En conclusión, PR constituye un agente cementante alternativo para restauraciones indirectas con composite en cavidades de Clase II en premolares.

En el 2020, Moreno y cols²⁶ efectuaron una investigación para comparar el nivel de adhesión a la dentina de dos Cementos a base de resina, RelyX U200 y Calibra Universal. El estudio fue estudio de tipo Transversal-Experimental. Para lo cual se recolectaron 40 órganos dentarios

obteniendo mediante cortes transversales las coronas clínicas y estas en cortes paralelos para exponer la dentina, dichos dientes se limpiaron de material orgánico y se colocaron en el interior de un recipiente cilíndrico con resina epóxica para crear las muestras, fueron reposados en agua destilada durante el procedimiento del estudio. Se procedió a la colocación de los cementos duales en dentina expuesta con un molde de forma cilíndrica que contaba con las medidas indicadas según la norma y fotopolimerizando todas las muestras con la lámpara de fotocurado Valo de Ultradent durante 20 segundos. Los resultados se estudiaron estadísticamente con la prueba T de Student en donde encontramos que el Cemento dual RelyX U200 obtuvo una fuerza de adhesión con una media de 7,94 MPa. y el Cemento dual Calibra Universal obtuvo una media de 4,31 MPa. Tras estos resultados se concluyó que el Cemento RelyX U200 (3M) tiene mejor fuerza de adhesión que el Cemento Calibra Universal (Dentsply).

En el 2021, Ugarte y cols²⁷ realizaron un estudio para realizar una evaluación de la resistencia a la tracción de restauraciones indirectas, para lo cual la cementación se realizó con tres materiales una resina precalentada, un cemento de resina adhesivo y un cemento resinoso autoadhesivo. La muestra estuvo constituida por 45 premolares, las cuales se distribuyeron en 3 grupos experimentales de 15 piezas cada uno en el siguiente orden: grupo 1 (resina precalentada), grupo 2 (cemento de resina adhesiva) y grupo 3 (cemento resinoso autoadhesivo). La prueba de resistencia a la tracción se realizó utilizando una máquina de ensayos universal con una velocidad de cruceta de 5 mm/min. Teniendo como resultados que la resina precalentada a 60°C (Filtek Z250 XT) obtuvo una fuerza de resistencia a la tracción de 5,775 MPa, muy parecida al cemento de resina adhesiva (RelyX Ultimate) con 5,442 MPa, en la que ambos grupos poseen una fuerza de resistencia a la tracción mayor que el cemento resinoso autoadhesivo (RelyX U200) el cual obtuvo 3,430 MPa. En conclusión, la resina precalentada (Filtek, Z250 XT) y el cemento de resina adhesiva (RelyX Ultimate) poseen similar fuerza de resistencia a la tracción cuando se son utilizados como agentes adhesivos en restauraciones indirectas.

4. HIPÓTESIS

Hipótesis General

Existen diferencias significativas al comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina fluida, resina precalentada y cemento resinoso autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina.

Hipótesis Específicas

- La resistencia adhesiva microtensil *in vitro* varía entre la resina fluida, la resina precalentada y el cemento resinoso autoadhesivo dual, al utilizarlos como agente de cementación en dentina.
- Existen diferencias significativas al comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina fluida frente a la resina precalentada, como agente de cementación en dentina.
- Existen diferencias significativas al comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina fluida, frente al cemento resinoso autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina.
- Existen diferencias significativas al comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina precalentada frente al cemento resino autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina.

- VARIABLES

Variable Independiente: Agentes de cementación

Variable Dependiente: Resistencia adhesiva microtensil

- OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES (ANEXO 1)

Definición Conceptual

Resistencia adhesiva microtensil: Característica de un material adhesivo de soportar la acción dos fuerzas opuestas, evitando ser separado ²⁸

Agentes de cementación: Material que permite la unión entre la superficie dentaria remanente y el material rehabilitador²⁹

5. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina fluida, resina precalentada y cemento resinoso autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro* que ofrece la resina fluida, la resina precalentada y el cemento resinoso autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina.
- Comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina fluida frente a la resina precalentada, como agente de cementación en dentina.
- Comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina fluida, frente al cemento resinoso autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina.
- Comparar la resistencia adhesiva microtensil *in vitro*, al utilizar resina precalentada frente al cemento resino autoadhesivo dual, como agente de cementación en dentina.

7. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

-DISEÑO METODOLOGICO

-TIPO DE INVESTIGACION

-Por el número de variables: Analítico: porque se realizará un análisis bivariado de causa y efecto.³⁰

-Por la intervención: Experimental: In vitro, debido a que el investigador manipulará la variable independiente.³⁰

-Por su cronología: Prospectivo: porque el investigador recabará sus propios resultados producto del experimento (datos primarios).³⁰

-Por su secuencia temporal: Transversal: Porque la investigadora realizará la recolección de datos en un solo momento, sin necesidad de seguimiento.³⁰

- NIVEL DE INVESTIGACIÓN

Explicativo: Porque se evaluará la relación de causa y efecto.³⁰

- POBLACIÓN Y MUESTRA

La unidad de análisis serán piezas dentarias previamente extraídas por indicación de odontólogos con fines ortodónticos o por cirugías de terceras molares. La muestra estará constituida por piezas dentarias humanas, las cuales cumplirán con los criterios establecidos.

- DETERMINACIÓN DEL TAMAÑO MUESTRAL

El tamaño de la muestra se obtuvo utilizando una fórmula de comparación de medias a partir de un estudio piloto con 10 muestras por grupo.

- Grupo 1: Cemento Resinoso Autoadhesivo Dual RelyX™U200 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)
- Grupo 2: Resina Compuesta Filtek™ Z250 XT- *precalentada a 70°* (3 ESPE, St. Paul, MN, USA)
- Grupo 3: Resina Fluida Filtek™ Z350 (3 ESPE, St. Paul, MN, USA)

$$n = \frac{(Z_{1-\alpha/2} + Z_{1-\beta})^2 * (S_1^2 + S_2^2)}{(X_1 - X_2)^2}$$

Alfa (Máximo error tipo I)	$\alpha =$	0.050
1 - $\alpha/2$ = Nivel de Confianza a dos colas	$1 - \alpha/2 =$	0.975
Z $_{1-\alpha/2}$ = Valor tipificado	$Z_{1-\alpha/2} =$	1.960
Beta (Máximo error tipo II)	$\beta =$	0.200
1 - β = Poder estadístico	$1 - \beta =$	0.800
Z $_{1-\beta}$ = Valor tipificado	$Z_{1-\beta} =$	0.842
Varianza del grupo 1	$S_1^2 =$	-----
Varianza del grupo 2	$S_2^2 =$	-----
Diferencia propuesta	$d =$	-----
Tamaño de cada grupo	$n =$	-----

Selección de la muestra

- La selección de la muestra será aleatorio simple sin reposición.

- SELECCIÓN DE LA MUESTRA

- Criterios de inclusión

- Piezas dentarias que no superen los 6 meses de extracción.
- Piezas dentarias en buen estado.

- Criterios de exclusión

- Piezas dentarias con presencia de caries dental.
- Piezas dentarias con anomalías dentales.
- Piezas dentarias con obturaciones.
- Piezas dentarias con fracturas en la corona.

- CONSIDERACIONES ÉTICAS

Se procederá a enviar el presente proyecto al Comité Institucional de Ética en Investigación de la Universidad Privada San Juan Bautista para su revisión y aprobación. Este estudio no presentará implicaciones éticas debido a que es un experimento in vitro, aplicado en materiales dentales y terceras molares que serán extraídas por motivos protésicos u ortodóncicos, en un establecimiento prestador de servicios odontológico, ODHONTO 27, las cuales serán solicitadas a través de un documento por medio de la Dirección de Escuela hacia el Cirujano Dentista responsable donde se recolectarán las muestras respetando la declaración de Helsinki sobre el manejo de tejidos humanos, por lo cual la clínica emitirá a la investigadora una constancia de donación de órganos dentales (VER ANEXO 2). Posteriormente los procedimientos de restauración se harán en la misma clínica bajo supervisión. Respecto a las pruebas mecánicas, se solicitará autorización del laboratorio High Technology Laboratory Certificate (HTL) para la ejecución de la parte final de los procedimientos.

8. MEDIOS DE RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

Las piezas dentarias serán conseguidas en un establecimiento prestador de servicios odontológicos local, antes de que sean desechados, se limpiaran y luego se procederá a cortar

el tercio oclusal con un micromotor (DREMEL® 300 Series) y un disco de corte diamantado de baja velocidad enfriado con agua, se realizará un molde estándar para confeccionar bloques de resina de 6x 6mm de superficie con resina Compuesta Filtek™ Z250 XT.

Previo a la cementación, a todos los bloques de resina se les realizará un microarenado con MicroJato (Bio-art, Brasil) (ANEXO 3) por 15 segundos. Luego se realizará la cementación según los 3 grupos experimentales:

Grupo 1: Cemento Resinoso Autoadhesivo Dual RelyX™U200 (3M™, St. Paul, MN, USA), se cementará según indicaciones del fabricante, se limpiará la superficie con piedra pómez y se colocará el cemento resinoso RelyX U200 en el bloque de resina, se asentará en la superficie ejerciendo presión para eliminar los excesos, los cuales se retirarán con ayuda de una microbrocha y luego se fotopolimerizará con una lámpara de curado Led (Valo® - Ultradent©) con una intensidad de 1000 mW/cm² -1200 mW/cm² por 20 segundos.

Grupo 2: Resina Compuesta Filtek™ Z250 XT- precalentada a 70° (3M™, St. Paul, MN, USA), se realizará grabado ácido al 37% con Scotchbond™ Etchant (3M ESPE)®, por 15 segundos, después se lavará con agua por 10 segundos y secará el exceso de humedad con algodón, luego se aplicará 1 capa del adhesivo Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE)® en la muestra, se evaporará el solvente con aire a presión y se fotopolimerizará con una lámpara de curado Led (Valo® - Ultradent©) con una intensidad de 1000 mW/cm² -1200 mW/cm² por 20 segundos. Se precalentará la resina compuesta en un calentador AR Heater (China) (ANEXO 3) a 70°C en un tiempo de 10 minutos para luego ser cementado. Se colocará el material, en el bloque de resina, se asentará en la superficie ejerciendo presión para eliminar los excesos, los cuales se retirarán con ayuda de una microbrocha y se fotopolimerizará con una lámpara de curado Led (Valo® - Ultradent©) con una intensidad de 1000 mW/cm² -1200 mW/cm² por 20 segundos.

Grupo 3: Resina Fluida Filtek™ Z350 (3M™, St. Paul, MN, USA), se realizará grabado ácido al 37% con Scotchbond™ Etchant (3M ESPE)®, por 15 segundos, después se lavará con agua por 10 segundos y secará el exceso de humedad con algodón, luego se aplicará 1 capa del adhesivo Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE)® en la muestra, se evaporará el solvente con aire a presión y se fotopolimerizará con una lámpara de curado Led (Valo® - Ultradent©) con una intensidad de 1000 mW/cm² -1200 mW/cm² por 20 segundos. Se colocará la resina fluida, en el bloque de resina, se asentará en la superficie ejerciendo presión para eliminar los excesos, los cuales se retirarán con ayuda de una microbrocha y se fotopolimerizará con una lámpara de

curado Led (Valo® - Ultradent©) con una intensidad 1000 mW/cm² -1200 mW/cm² por 20 segundos.

Luego, se realizará el termociclado manual por 5000 ciclos a diferentes temperaturas: 5+/- 2°C y 55 +/- 2 °C y se procederá con la obtención de las muestras, se seccionará con cortes horizontales y verticales utilizando un disco de corte diamantado de baja velocidad enfriada por agua, con un micromotor (DREMEL® 300 Series) y se cambiará de disco cada 5 cortes, obteniéndose muestras en forma de barra de aproximadamente 1 mm × 1 mm × 8 mm, obteniéndose 10 barras por grupo. Las medidas de los especímenes de aproximación 0,01mm serán calculadas usando un Vernier digital (Mitutoyo®, Japón).³¹

Las muestras serán colocadas en suero fisiológico durante 24 horas a temperatura ambiente antes de la prueba de microtracción.

Las pruebas de microtracción serán ejecutadas por el laboratorio High Technology Laboratory Certificate (HTL) con una máquina digital de ensayo universal (Microtensile CMT-5L - LG, Korea) con un software digital SmartTest a una velocidad de cruceta de 0.5 mm/min. Los valores de resistencia de unión obtenidos tras la prueba se analizarán en Megapascuales (MPa.) (ANEXO 4).

La investigadora tendrá acceso al informe realizado por el laboratorio teniendo en cuenta los protocolos de bioseguridad por COVID-19, toda la información será recogida en una ficha de recolección de datos (ANEXO 5) para luego crear una base de datos en hojas de cálculo Microsoft Excel 2019, donde se registrará toda la información.

9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se realizará por medio del programa estadístico SPSS versión 27.0 (Inc., Armonk, NY, USA), para el análisis descriptivo se utilizarán medidas de tendencia central como la media y medidas de dispersión como la desviación estándar. Para el análisis inferencial se hará las pruebas de normalidad y homocedasticidad, de acuerdo a ello, se tomará la decisión estadística para usar pruebas paramétricas y no paramétricas considerando un valor de significancia del 5% ($p < 0,05$), con un error tipo I. Finalmente para la presentación de estos datos se utilizará tablas de doble entrada y gráficos de caja y bigotes e histogramas.

10. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

ACTIVIDADES	2021																			
	JUNIO				JULIO				AGOSTO				SETIEMBRE				OCTUBRE			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
SELECCION DEL TEMA	X	X																		
RECOLECCION DE LA INFORMACION	X	X																		
ELABORACION DEL PROYECTO DE INVESTIGACION	X	X																		
PRESENTACION DEL PROYECTO DE INVESTIGACION		X	X																	
CORRECCION DEL PROYECTO DE INVESTIGACION			X	X																
APROBACION DEL PROYECTO DE INVESTIGACION					X	X														
EJECUCION DEL PROYECTO DE INVESTIGACION						X	X	X	X	X	X	X								
RECOPIACION Y ANALISIS DE RESULTADOS													X	X	X					
ELABORACION DE INFORME FINAL															X	X	X			
CORRECCION DE INFORME FINAL																	X	X	X	
PRESENTACION Y EXPOSICION DEL TRABAJO DE INVESTIGACION																				X
PUBLICACION DEL TRABAJO DE INVESTIGACION																				X

11. PRESUPUESTO

Recursos Materiales

MATERIALES	MARCA Y PRESENTACION	CANT.	PREC/UNT	TOTAL
Hojas Bond		50	S/.0.10	S/.5.00
Lapicero		1	S/.1.00	S/.1.00
resaltador		1	S/.2.00	S/.2.00
Discos de corte		15	S/.5.00	S/.75.00
Resina Fluida	3M	1	S/.65.00	S/.65.00
Resina Compacta	3M	1	S/.75.00	S/.75.00
Cemento resinoso dual	3M	1	S/.320.00	S/.320.00
Acido Fosfórico al 37%	3M	1	S/.60.00	S/.60.00
Adhesivo	3M	1	S/.60.00	S/.60.00
			TOTAL	S/.663.00

Equipos

MATERIALES		TOTAL
Laptop	Autofinanciado	S/.0
USB	Autofinanciado	S/.0
Calentador de Resina	Autofinanciado	S/.0
	TOTAL	S/.0

Servicio

SERVICIOS	2021	TOTAL
Laboratorio		S/.200
Imprevisto		S/.20
	TOTAL	S/.220

Presupuesto

CRITERIO	TOTAL
Materiales	S/.663.00
Equipos	S/.00.00
servicios	S/.220.00
TOTAL	S/.883.00

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Azeem RA, Sureshababu NM. Clinical performance of direct versus indirect composite restorations in posterior teeth: A systematic review. *J Conserv Dent*. 2018 Jan-Feb;21(1):2-9. doi: 10.4103/JCD.JCD_213_16. PMID: 29628639; PMCID: PMC5852929.
2. Nakashima J, Taira Y, Sawase T. In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *Eur J Oral Sci*. 2016 Jun;124(3):295-300. doi: 10.1111/eos.12272. Epub 2016 Apr 5. PMID: 27059093.
3. Derchi G, Marchio V, Borgia V, Özcan M, Giuca MR, Barone A. Twelve-year longitudinal clinical evaluation of bonded indirect composite resin inlays. *Quintessence Int*. 2019;50(6):448-454. doi: 10.3290/j.qi.a42477. PMID: 31086853.
4. Visuttiwattanakorn P, Suputtamongkol K, Angkoonsoot 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.
5. 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 Feb 1;8(1):e14-21. doi: 10.4317/jced.52754. PMID: 26855700; PMCID: PMC4739362.
6. Manso AP, Carvalho RM. Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):821-834. doi: 10.1016/j.cden.2017.06.006. PMID: 28886770.
7. Görüş Z. Examination of the Effect of Preheating Process on Microtensile Bond Strength in the Cementation of Indirect Restorations. *International Dental Research*, 2018, 8(1), 15-21
8. Pouyanfar H, Tabaii ES, Aghazadeh S, Nobari SPTN, Imani MM. Microtensile Bond Strength of Composite to Enamel Using Universal Adhesive with/without Acid Etching Compared To Etch and Rinse and Self-Etch Bonding Agents. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018 Nov 22;6(11):2186-2192. doi: 10.3889/oamjms.2018.427. PMID: 30559887; PMCID: PMC6290427.
9. Tomaselli LO, Oliveira DCRS, Favarão J, Silva AFD, Pires-de-Souza FCP, Geraldeli S, Sinhoreti MAC. Influence of Pre-Heating Regular Resin Composites and Flowable Composites on Luting Ceramic Veneers with Different Thicknesses. *Braz Dent J*. 2019

- Oct 7;30(5):459-466. doi: 10.1590/0103-6440201902513. PMID: 31596330.
10. Bragança GF, Mazão JD, Versluis A, Soares CJ. Effect of luting materials, presence of tooth preparation, and functional loading on stress distribution on ceramic laminate veneers: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2021 May;125(5):778-787. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.02.005. Epub 2020 May 16. PMID: 32423551.
 11. Pratap B, Gupta RK, Bhardwaj B, Nag M. Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives. *Jpn Dent Sci Rev.* 2019 Nov;55(1):126-138. doi: 10.1016/j.jdsr.2019.09.004. Epub 2019 Oct 21. PMID: 31687052; PMCID: PMC6819877.
 12. Kusuma Yulianto HD, Rinastiti M, Cune MS, de Haan-Visser W, Atema-Smit J, Busscher HJ, van der Mei HC. Biofilm composition and composite degradation during intra-oral wear. *Dent Mater.* 2019 May;35(5):740-750. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.024. Epub 2019 Mar 2. PMID: 30833012.
 13. Magne P, Razaghy M, Carvalho MA, Soares LM. Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. *Int J Esthet Dent.* 2018;13(3):318-332. PMID: 30073216.
 14. Marcondes RL, Lima VP, Barbon FJ, Isolan CP, Carvalho MA, Salvador MV, Lima AF, Moraes RR. Viscosity and thermal kinetics of 10 preheated restorative resin composites and effect of ultrasound energy on film thickness. *Dent Mater.* 2020 Oct;36(10):1356-1364. doi: 10.1016/j.dental.2020.08.004. Epub 2020 Sep 1. PMID: 32888725.
 15. Manríquez S Carolina, Tranamil V Francisca, Vargas B Pablo. Comparación in vitro del espesor y homogeneidad de la capa de cementación en carillas indirectas, realizado con resina fluida vs cemento de resina fotodependiente. *Odontología Vital [Internet].* 2019 June [cited 2021 June 05]; (30): 65-72. Available from: http://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1659-07752019000100065&lng=en
 16. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res.* 2015 Jun;9(6): ZE18-24. doi: 10.7860/JCDR/2015/12294.6129. Epub 2015 Jun 1. PMID: 26266238; PMCID: PMC4525629.
 17. Prieto LT, Pimenta de Araújo CT, Araujo Pierote JJ, Salles de Oliveira DCR, Coppini EK, Sartini Paulillo LAM. Evaluation of degree of conversion and the effect of thermal aging on the color stability of resin cements and flowable composite. *J Conserv Dent.*

- 2018 Jan-Feb;21(1):47-51. doi: 10.4103/JCD.JCD_128_17. PMID: 29628647; PMCID: PMC5852935.
18. Kumari RV, Poluri RK, Nagaraj H, Siddaraju K. Comparative Evaluation of Bond Strength of Dual-Cured Resin Cements: An In-Vitro Study. *J Int Oral Health*. 2015;7(Suppl 1):43-7. PMID: 26225104; PMCID: PMC4516081.
 19. 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 Dec;56(1):24-31. doi: 10.1016/j.jdsr.2019.10.001. Epub 2019 Nov 25. PMID: 31827652; PMCID: PMC6888711.
 20. Maaßen M, Wille S, Kern M. Bond strength of adhesive luting systems to human dentin and their durability. *J Prosthet Dent*. 2021 Jan;125(1):182-188. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.07.012. Epub 2020 Feb 25. PMID: 32111395
 21. Carrera CA, Chen YC, Li Y, Rudney J, Aparicio C, Fok A. Dentin-composite bond strength measurement using the Brazilian disk test. *J Dent*. 2016 Sep; 52:37-44. doi: 10.1016/j.jdent.2016.07.002. Epub 2016 Jul 6. PMID: 27395367; PMCID: PMC4983507
 22. Goulart M, Borges Veleda B, Damin D, Bovi Ambrosano GM, Coelho de Souza FH, Erhardt MCG. Preheated composite resin used as a luting agent for indirect restorations: effects on bond strength and resin-dentin interfaces. *Int J Esthet Dent*. 2018;13(1):86-97. PMID: 29379905.
 23. Arquíñego K, Del Castillo A, Watanabe R. Resistencia adhesiva dentina-resina utilizando tres sistemas adhesivos a diferentes tiempos de aplicación. Estudio in vitro. *Odontol. Sanmarquina* 2019; 22(2): 92-101
 24. Pinto G, Prieto L, Pierote JJ, Ferraz L, Câmara JV, Aguiar FH. Effect of different adhesive strategies on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite. *J Clin Exp Dent*. 2020 Nov 1;12(11): e1066-e1070. Doi: 10.4317/jced.57094. PMID: 33262873; PMCID: PMC7680574.
 25. Urcuyo M, Escobar D, Pozos A, Flores J, Romo G, Ortiz M. Evaluation of the Bond Strength and Marginal Seal of Indirect Restorations of Composites Bonded with Preheating Resin. *Eur J Dent*. 2020 Oct;14(4):644-650. doi: 10.1055/s-0040-1716630. Epub 2020 Sep 15. PMID: 32932533; PMCID: PMC7536092.
 26. Moreno KV, Roesch I, Morales Y, et al. Resistencia adhesiva de dos cementos resinosos: calibra universal y relyx u200. *Rev Mex Med Forense*. 2020;5(Suppl: 3):117-120

27. Ugarte F, Sanchez M. Resina Filtek Z250 XT precalentada como agente cementante de restauraciones indirectas. *Revista cubana de estomatología*; 2021; 58(2).
28. Macchi R. *Materiales Dentales*. 3° ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2000. 373
29. Mendoza Rodríguez, F., Rosero Mendoza, J., & Rosero Mendoza, J. (2020). Fallos de adhesivos dentinarios, las causas determinantes. Una revisión de la literatura. *RECIAMUC*, 4(1), 127-135. doi:10.26820/reciamuc/4.(1).enero.2020.127-135
30. Hernández Sampieri R, Fernández Collado C, Baptista Lucio M. *Metodología de la Investigación* 6ta. Ed. México: McGraw-Hill Education; 2017.
31. Yuan H, Li M, Guo B, Gao Y, Liu H, Li J. Evaluation of Microtensile Bond Strength and Microleakage of a Self-adhering Flowable Composite. *J Adhes Dent*. 2015 Dec;17(6):535-43. doi: 10.3290/j.jad.a35253. PMID: 26734678.

ANEXOS

ANEXO 1. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Variable	Definición operacional	Indicadores	Tipo	Escala de medición	Valores
Resistencia adhesiva microtensil (Variable dependiente)	Característica de un material adhesivo de soportar la acción dos fuerzas opuestas, evitando ser separado	Fuerza (KgF) / Área (cm ²)	Cuantitativo	Razón / continua	Megapascales (Mpa o kgf/cm ²) = 0 a más.
Agentes de cementación	Material que permite la unión entre la superficie dentaria remanente y el material rehabilitador	Tipos de agentes de cementación	Cualitativo	Nominal / Politémico	-Resina Fluida - Resina precalentada - Cemento resinoso autoadhesivo dual.

ANEXO 2. CONSTANCIA DE DONACION DE ORGANOS DENTALES



CONSTANCIA DE DONACIÓN

Por medio de la presente se le dona a la Bachiller en Estomatología, Srta. Leonor Cristina Castro Ramirez, alumna de la Facultad de Estomatología de la UPSJB, la cantidad de órganos dentales humanos extraídos con consentimiento de los pacientes atendidos bajo todas las normas legales que lo sustentan, para la realización específica del proyecto de tesis: **"RESISTENCIA ADHESIVA MICROTENSIL *IN VITRO* AL UTILIZAR TRES AGENTES DE CEMENTACIÓN EN DENTINA"**

Se expide el presente documento para los fines que sean convenientes.

Atentamente.

Lima de del 2021

C.D. Campos Diaz Sandra
Responsable del Centro Dental ODONTHO 27
COP 21634

ANEXO 3. EQUIPOS A UTILIZAR

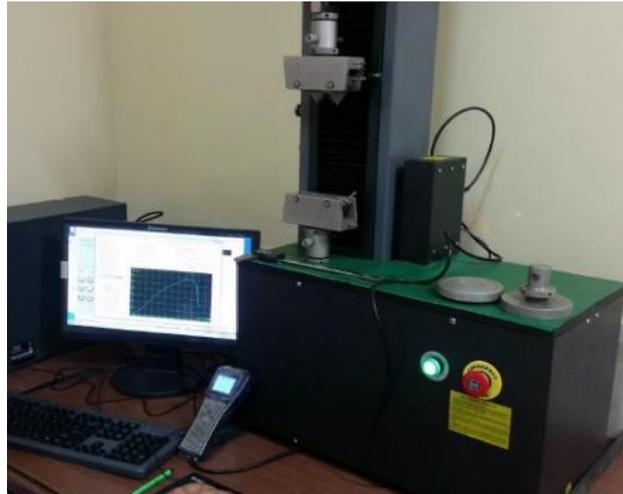


Microarenador MicroJato (Bio-art, Sao Paulo, Brasil)



Calentador AR Heater (Pekin, China)

ANEXO 4. INSTRUMENTO DE MEDICION



Máquina de Ensayos Universal:

Microtensile CMT-5L - LG, Korea con un software digital SmartTest a una velocidad de cruceta de 0.5 mm/min. Disponible en High Technology Laboratory Certificate (HTL).

ANEXO 5. FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS



Agente Adhesivo: _____

N de muestra	Fuerza de Tracción Máxima (kgf)	Area transversal (cm ²)	Fuerza de Adhesión (Mpa o kgf/cm ²)
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
.....			

Cálculo de la Fuerza Adhesiva o Tensión

- $F = \text{kgf/cm}^2$

TIPO Y DISEÑO	POBLACION Y MUESTRA	TECNICAS E INSTRUMENTOS	METODO DE ANALISIS ESTADISTICO
<p>-Por el número de variables: Analítico: porque se realizará un análisis bivariado de causa y efecto³⁰. -Por la intervención: Experimental: In vitro, debido a que el investigador manipulará la variable independiente³⁰. -Por su cronología: Prospectivo: porque el investigador recabará sus propios resultados producto del experimento (datos primarios)³⁰. -Por su secuencia temporal: Transversal: Porque la investigadora realizará la recolección de datos en un solo momento, sin necesidad de seguimiento.³⁰ -Nivel Explicativo: Porque se evaluará la relación de causa y efecto.³⁰</p>	<p>La unidad de análisis serán piezas dentarias previamente extraídas por indicación de odontólogos con fines ortodónticos o por cirugías de terceras molares. La muestra estará constituida por piezas dentarias humanas, las cuales cumplirán con los criterios establecidos.</p> <p>El tamaño de la muestra se calculará utilizando una fórmula de comparación de medias a partir de un estudio piloto con 10 muestras por grupo.</p> <p>-Grupo 1: Cemento Resinoso Autoadhesivo Dual RelyX™U200 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) -Grupo 2: Resina Compuesta Filtek™ Z250 XT- precalentada a 70° (3 ESPE, St. Paul, MN, USA) -Grupo 3: Resina Fluida Filtek™ Z350 (3 ESPE, St. Paul, MN, USA)</p> <p>Criterios de inclusión -Piezas dentarias que no superen los 6 meses de extracción. Piezas dentarias en buen estado.</p> <p>Criterios de exclusión -Piezas dentarias con presencia de caries dental. -Piezas dentarias con anomalías dentales. -Piezas dentarias con obturaciones. -Piezas dentarias con fracturas en la corona.</p>	<p>Las piezas dentarias serán conseguidas en un establecimiento prestador de servicios odontológicos local, antes de que sean desechados, se limpiaran y luego se procederá a cortar el tercio oclusal con un micromotor (DREMEL® 300 Series) y un disco de corte diamantado de baja velocidad enfriado con agua, se realizará un molde estándar para confeccionar bloques de resina de 6x 6mm de superficie con resina Compuesta Filtek™ Z250 XT.</p> <p>Previo a la cementación, a todos los bloques de resina se les realizará un microarenado con MicroJato (Bio-art, Brasil) (ANEXO 3) por 15 segundos. Luego se realizará la cementación según los 3 grupos experimentales:</p> <p>Grupo 1: Cemento Resinoso Autoadhesivo Dual RelyX™U200 (3M™, St. Paul, MN, USA), se cementará según indicaciones del fabricante, se limpiará la superficie con piedra pómez y se colocará el cemento resinoso RelyX U200 en el bloque de resina, se asentará en la superficie ejerciendo presión para eliminar los excesos, los cuales se retirarán con ayuda de una microbrocha y luego se fotopolimerizará con una lámpara de curado Led (Valo® - Ultradent®) con una intensidad de 1000 mW/cm2 -1200 mW/cm2 por 20 segundos.</p> <p>Grupo 2: Resina Compuesta Filtek™ Z250 XT- precalentada a 70° (3M™, St. Paul, MN, USA), se realizará grabado ácido al 37% con Scotchbond™ Etchant (3M ESPE)®, por 15 segundos, después se lavará con agua por 10 segundos y secará el exceso de humedad con algodón, luego se aplicará 1 capa del adhesivo Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE)® en la muestra, se evaporará el solvente con aire a presión y se fotopolimerizará con una lámpara de curado Led (Valo® - Ultradent®) con una intensidad de 1000 mW/cm2 -1200 mW/cm2 por 20 segundos. Se precalentará la resina compuesta en un calentador AR Heater (China) (ANEXO 3) a 70°C en un tiempo de 10 minutos para luego ser cementado. Se colocará el material, en el bloque de resina, se asentará en la superficie ejerciendo presión para eliminar los excesos, los cuales se retirarán con ayuda de una microbrocha y se fotopolimerizará con una lámpara de curado Led (Valo® - Ultradent®) con una intensidad de 1000 mW/cm2 -1200 mW/cm2 por 20 segundos.</p> <p>Grupo 3: Resina Fluida Filtek™ Z350 (3M™, St. Paul, MN, USA), se realizará grabado ácido al 37% con Scotchbond™ Etchant (3M ESPE)®, por 15 segundos, después se lavará con agua por 10 segundos y secará el exceso de humedad con algodón, luego se aplicará 1 capa del adhesivo Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE)® en la muestra, se evaporará el solvente con aire a presión y se fotopolimerizará con una lámpara de curado Led (Valo® - Ultradent®) con una intensidad de 1000 mW/cm2 -1200 mW/cm2 por 20 segundos. Se colocará la resina fluida, en el bloque de resina, se asentará en la superficie ejerciendo presión para eliminar los excesos, los cuales se retirarán con ayuda de una microbrocha y se fotopolimerizará con una lámpara de curado Led (Valo® - Ultradent®) con una intensidad 1000 mW/cm2 -1200 mW/cm2 por 20 segundos.</p> <p>Luego, se realizará el termociclado manual por 5000 ciclos a diferentes temperaturas: 5+/- 2°C y 55 +/- 2 °C y se procederá con la obtención de las muestras, se seccionará con cortes horizontales y verticales utilizando un disco de corte diamantado de baja velocidad enfriada por agua, con un micromotor (DREMEL® 300 Series) y se cambiará de disco cada 5 cortes, obteniéndose muestras en forma de barra de aproximadamente 1 mm × 1 mm × 8 mm,</p>	<p>Para el análisis estadístico se realizará por medio del programa estadístico SPSS versión 27.0 (Inc., Armonk, NY, USA), para el análisis descriptivo se utilizarán medidas de tendencia central como la media y medidas de dispersión como la desviación estándar. Para el análisis inferencial se hará las pruebas de normalidad y homocedasticidad, de acuerdo a ello, se tomará la decisión estadística para usar pruebas paramétricas y no paramétricas considerando un valor de significancia del 5% (p<0,05), con un error tipo I. Finalmente para la presentación de estos datos se utilizará tablas de doble entrada y gráficos de caja y bigotes e histogramas.</p>

		<p>obteniéndose 10 barras por grupo. Las medidas de los especímenes de aproximación 0,01mm serán calculadas usando un Vernier digital (Mitutoyo®, Japón)³¹.</p> <p>Las muestras serán colocadas en suero fisiológico durante 24 horas a temperatura ambiente antes de la prueba de microtracción.</p> <p>Las pruebas de microtracción serán ejecutadas por el laboratorio High Technology Laboratory Certificate (HTL) con una máquina digital de ensayo universal (Microtensile CMT-5L - LG, Korea) con un software digital SmartTest a una velocidad de cruceta de 0.5 mm/min. Los valores de resistencia de unión obtenidos tras la prueba se analizarán en Megapascuales (MPa.) (ANEXO 4).</p> <p>La investigadora tendrá acceso al informe realizado por el laboratorio teniendo en cuenta los protocolos de bioseguridad por COVID-19, toda la información será recogida en una ficha de recolección de datos (ANEXO 4) para luego crear una base de datos en hojas de cálculo Microsoft Excel 2019, donde se registrará toda la información.</p>	
--	--	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--

Comparative Evaluation of Microtensile Bond Strength in Three Different Dentin Luting Agents: An *In vitro* Study

Leonor Cristina Castro-Ramirez¹, Marysela Irene Ladera-Castañeda², Hernán Rafael Cachay-Criado¹, María Isabel Alvino-Vales¹, Carlos López-Gurreonero³, Luis Adolfo Cervantes-Ganoza⁴, César Félix Cayo-Rojas¹

¹Universidad Privada San Juan Bautista, School of Stomatology, Lima, Peru 15066, ²Universidad Nacional Federico Villarreal, Postgraduate School, "Grupo de Investigación Salud y Bienestar Global", Lima, Peru 15084, ³Universidad Científica del Sur, School of Stomatology, Lima, Peru 15084, ⁴Universidad Inca Garcilaso de la Vega, Faculty of Stomatology, Lima, Peru 15084

Received : 19-10-21
Revised : 08-05-22
Accepted : 11-05-22
Published : XX-XX-XX

ABSTRACT

Aim: Long-term clinical success on indirect restorations is largely determined by bonding efficiency of the luting agent, with adhesion to dentin being the main challenge. Therefore, aim of this study was to assess the microtensile bond strength when using flowable resin composite, preheated resin composite and dual self-adhesive resin cement as dentin luting agents. **Materials and Methods:** Occlusal thirds of molar teeth were cut and randomly divided into 3 groups to be cemented: RelyX™U200, Filtek™ Z250 XT- preheated to 70° and Filtek Flow™ Z350XT. They were then thermocycled 5000 times between 5+/-2°C and 55+/-2°C. Subsequently, 10 microbars per group were prepared. The 30 samples were placed in saline solution for 24 hours at room temperature prior to microtensile test. This was performed with a digital universal testing machine at a crosshead speed of 0.5mm/min. The bond strength values obtained were analyzed in Megapascals (MPa). Measures of central tendency such mean and measures of dispersion such standard deviation were used. In addition, the Kruskal Wallis non-parametric test with Bonferroni post hoc test was applied, considering a significance value of 5% ($P < 0.05$), with type I error. **Results:** The dentin microtensile bond strengths of preheated resin composite, flowable resin composite and dual self-adhesive cement were 6.08 ± 0.66 Mpa, 5.25 ± 2.60 Mpa and 2.82 ± 1.26 Mpa, respectively. In addition, the preheated resin composite exhibited significantly higher microtensile bond strength compared to the dual self-adhesive cement ($P < 0.001$). While the flowable resin composite showed no significant difference with the dual self-adhesive cement ($P = 0.054$) and the preheated resin composite ($P = 0.329$). **Conclusion:** The microtensile bond strength in dentin was significantly higher when using a preheated resin composite at 70°C as a luting agent compared to dual self-adhesive cement. However, the preheated resin composite showed similar microtensile bond strength compared to the flowable resin composite.

KEYWORDS: Dentistry, flowable resin, luting agent, microtensile bond strength, preheated resin, resin composite

INTRODUCTION

Indirect restorations based on conventional resin composites are an affordable alternative with good esthetic results. Therefore, many dentists prefer them because of their better mechanical performance

Address for correspondence: Dr. César Félix Cayo-Rojas, Universidad Privada San Juan Bautista, School of Stomatology, Av. Jose Antonio Lavalle s/n; Chorrillos. Lima – Peru 15066. E-mail: cesar.cayo@upsjb.edu.pe

This is an open access journal, and articles are distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 license, which allows others to remix, tweak, and build upon the work non-commercially, as long as appropriate credit is given and the new creations are licensed under the identical terms.

For reprints contact: reprints@medknow.com

How to cite this article: Castro-Ramirez LC, Ladera-Castañeda MI, Cachay-Criado HR, Alvino-Vales MI, López-Gurreonero C, Cervantes-Ganoza LA, *et al.* Comparative evaluation of microtensile bond strength in three different dentin luting agents: An *in vitro* study. J Int Soc Prevent Communit Dent 2022;XX:XX-XX.

Access this article online	
Quick Response Code:	Website: www.jispcd.org
	DOI: 10.4103/jispcd.JISPCD_299_21

1 and significant reduction of shrinkage during
2 polymerization compared to a direct restoration,^[1-5]
3 since the direct technique has a volumetric shrinkage
4 rate of 1% to 6%, depending on the composition
5 of the resin and curing conditions, which would be
6 reduced when performing an indirect technique.^[4] They
7 also have a lower incidence of fractures compared to
8 ceramics, since these have shown up to 20% fracture
9 rates in studies clinical Class I and II cavities.^[3]

10 Several authors point out that one of main reasons for
11 failure of indirect restorations is due to lack of sealing
12 at the tooth-restoration interface, since the shrinkage
13 produced by polymerization of luting agent would
14 cause the formation of marginal spaces or microgaps
15 around inlay, allowing bacterial infiltration and entry of
16 food debris, which would generate secondary caries.^[5-7]
17 Therefore, it is considered that long-term clinical
18 success of indirect restorations is largely determined by
19 bonding efficiency of the luting agent.^[5,6]
20

21 In order to increase the bond strength to dental
22 substrate, some modifications have been made to
23 bonding agents regarding their chemical composition,
24 bonding mechanism, number of steps and application
25 technique. As a result, there are several generations of
26 bonding agents available on the market.^[8]
27

28 Conventional composite resins continue to be one of
29 the most widely used materials in dentistry, being used
30 in direct and indirect restorations, either as a restorative
31 material or as a luting agent.^[9,10] The composition of
32 composite resins is based on an organic matrix with a
33 mixture of monomers such as Bis-GMA (Bisphenol-A-
34 Glycidyl Methacrylate), TEGDMA (Triethylene Glycol
35 Dimethacrylate), UDMA (Urethane Dimethacrylate),
36 HEMA (Hydroxy Ethylmethacrylate), Bis-
37 EMA (Bisphenol A Polyethylene Glycol Diether
38 Dimethacrylate), fillers such as silica, quartz or ceramic
39 glass and a photoinitiator such as camphorquinone,
40 BAPO (Bisacyl Phosphine Oxide) or others, resulting
41 in macroparticulate, microparticulate, nanoparticulate
42 and hybrid composite resins containing particles of
43 different sizes.^[9,11,12] On the other hand, when referring
44 to resinous cements, the composition varies, having
45 two main differences: the proportion of monomers
46 used in the mixture and the amount of filler, which
47 confers lower viscosity for higher flow, but at the same
48 time reducing its mechanical properties compared to
49 conventional resin composites.^[9,12]
50

51 Due to great versatility of resin composites and their
52 superior mechanical properties, alternative techniques
53 have been used to reduce their viscosity and use them
54 as luting agent. The best known is thermoplastic

1 technique, in which resin becomes less viscous when
2 heated due to increased agitation of molecules,
3 providing sufficient viscosity for bonding indirect
4 restorations, similar to resin cements.^[9,11] Consequently,
5 preheated composite could be used as luting agent
6 without losing its mechanical strength properties,
7 giving the advantage of greater color shade availability
8 and lower cost, in addition to being able to preheat
9 the same resin syringe up to 20 times without affecting
10 its mechanical properties. However, there is currently
11 no consensus on whether preheated resin composite
12 would increase or decrease the bond strength between
13 the restorative material and the substrate. In addition,
14 there is still some controversy over the thickness of the
15 film formed from it, with some authors claiming that
16 inlay sits well in the cavity, while others do not.^[9,13,14]
17

18 Another alternative as a luting agent is composite resin
19 as it has lower viscosity due to its low amount of filler
20 and particle size, similar to conventional composite
21 resins. These characteristics give as an advantage
22 greater color stability over time, better diffusion of
23 the material, wide range of colors for different clinical
24 situations, in addition to polymerization shrinkage
25 and film thickness similar to resinous cements. On
26 the other hand, due to its low inorganic filler, it has
27 the disadvantage of higher polymerization shrinkage.
28 However, its low modulus of elasticity would allow
29 shrinkage to take place with little stress, reducing the
30 formation of micro-gaps.^[10,15-17]
31

32 Dual resinous cement, which possesses advantageous
33 characteristics of light-curing and self-curing cements,
34 is also used to cement indirect restorations because of
35 its low solubility, low viscosity, clinically acceptable
36 film thickness, better mechanical properties than
37 conventional cements, good adhesion when used as
38 a bonding agent and less microleakage compared
39 to other luting materials. As a disadvantage, it has
40 been suggested that early vitrification (formation of
41 polymeric networks) induced by light activation could
42 interfere with autopolymerization, thus compromising
43 the degree of conversion. In addition, it has been
44 pointed out that insufficient light exposure could
45 result in incomplete polymerization, with a lower level
46 compared to self-curing resinous cements.^[6,18]
47

48 Several studies report that bonding to enamel is
49 achieved in a firm and durable manner with relative ease.
50 However, bonding to dentin has been considered more
51 difficult and less predictable due to its heterogeneous
52 nature containing hydroxyapatite deposited on a mesh
53 of hydrophilic collagen fibers, representing a great
54 challenge for bonding agents.^[18,19] Since bonding agents
are of utmost importance for preservation of the

restoration, it has been suggested to carry out more *in vitro* research on adhesive tests, the most widely used being microtraction or microtensile tensile strength.^[19,20] In view of the above, the constant evolution of dental materials leads to rethinking of techniques, materials and treatments in order to provide a quality restoration to the patient.

Therefore, objective of the present study was to evaluate the *in vitro* microtensile adhesive strength when using flowable resin composite, preheated resin composite and dual self-adhesive resin cement as dentin luting agents.

MATERIALS AND METHODS

BIOETHICAL CONSIDERATIONS

This research respected the bioethical principles for medical research with human beings of the Declaration of Helsinki. Likewise, it was approved by the Ethics and Research Committee of the Faculty of Stomatology of the Universidad Privada San Juan Bautista and at the Universidad Privada San Juan Bautista with official letter No. 436-2021- CIEI-UPSJB. The teeth obtained for the present investigation were donated by the patients, with prior informed consent.

TYPE OF STUDY AND DELIMITATION

This experimental *in vitro*, cross-sectional and analytical study was carried out at Stomatology School of the Universidad Privada San Juan Bautista and at the High Technology Laboratory Certificate (ISO/IEC Standard: 17025), Lima - Peru: from July to October 2021. This study considered the CRIS Guidelines (Checklist for Reporting In-vitro Studies).^[21]

SAMPLE CALCULATION AND SELECTION

30 sample units were distributed in three groups under a completely randomized block design without replacement ($n = 10$), and were calculated based on data obtained in a previous pilot study where mean comparison formula was applied considering a significance level (α) = 0.05, a statistical power ($1-\beta$) = 0.80 with variances $S1^2 = 0.41$ and $S2^2 = 1.56$, and a mean difference equal to 1.3 Mpa. The experimental groups, according to luting agents employed were:

- Group 1: RelyX™U200 Dual Self-Adhesive Resinous Cement (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)
- Group 2: Filtek™ Z250 XT- Resin composite preheated to 70° (3M ESPE, St. Paul, MN, USA).
- Group 3: Filtek Flow™ Z350XT Flowable resin composite (3M ESPE, St. Paul, MN, USA).

STUDY VARIABLES

Variables included in the present study were: type of luting agent and bond strength.

SAMPLE CHARACTERISTICS AND PREPARATION

Teeth were extracted during the last 3 months prior to experiment, removing remains of soft tissue or bacterial plaque with a dental ultrasonic scaler (DTE D5 LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China). They were then stored in 0.9% sodium hypochlorite solution. Subsequently, they were divided into three groups to cut the occlusal third with a rotary tool (DREMEL® 300 Series, Mt. Prospect, Illinois, U.S) and a low-speed water-cooled diamond cutting disc. In addition, a standard mold was made to produce 6 x 6 mm resin blocks with Filtek™ Z250 XT resin composite. Prior to cementation, all resin blocks were micro-sandblasted (MicroJato, Bio-art, Sao Carlos, SP, Brazil) for 15 seconds. Cementation was then performed according to 3 experimental groups: [Figures 1 and 2]:

- **Group 1:** Dual RelyX™U200 Self-Adhesive Resin Cement. It was cemented according to manufacturer's instructions. Surface was cleaned with pumice stone and resin cement was placed on the resin block. The resin cement was set on the surface exerting pressure to eliminate the excess with the help of a microbrush and then light cured with an third generation LED lamp (Valo - Ultradent, South Jordan, UT, USA) with an intensity of 1200 mW/cm² for 20 seconds.
- **Group 2:** Filtek™ Z250 XT- resin composite preheated to 70°. A 37% acid etch with Scotchbond™ Etchant™ was performed (3M ESPE, Maplewood,



Figure 1: Materials used as luting agents

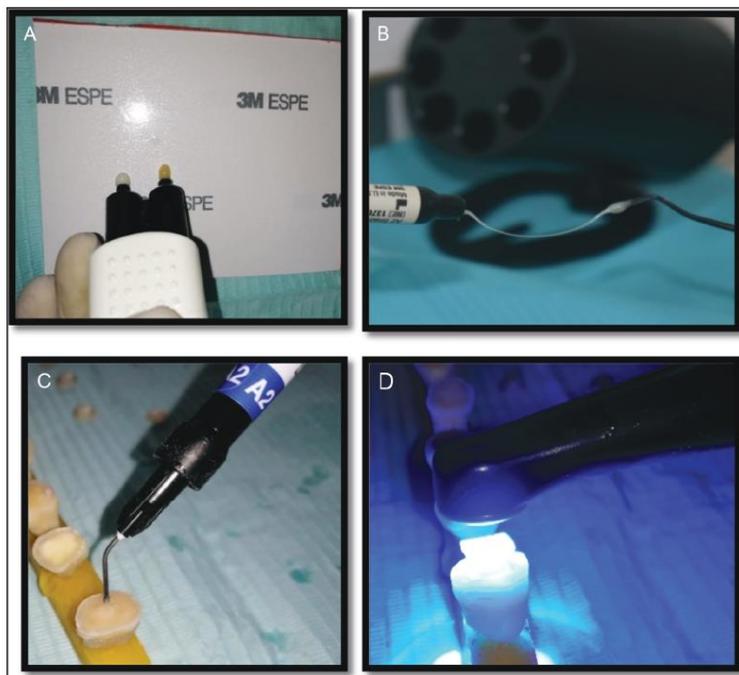


Figure 2: A: Dual RelyX™U200 Self-Adhesive Resin Cement Preparation. B: Z250XT resin composite preheating. C: Placement of Z350XT Flowable resin composite. D: Light curing of samples with third generation LED curing lamp (Valo - Ultradent, South Jordan, UT, USA)

Minnesota, USA), for 15 seconds, then washed with water for 10 seconds and dried the excess moisture with cotton. Then, a single layer of Adper™ Single Bond 2 adhesive (3M ESPE, Maplewood, Minnesota, U.S.) was applied on sample, evaporating the solvent with gentle air flow for 3 seconds and light cured with an LED lamp at an intensity of 1200 mW/cm² for 20 seconds. Resin composite was preheated in an AR Heater (Zhengzhou, Henan, China) at 70°C [Figure 3] for 10 minutes and then cemented. The material was placed in the resin block, settled on surface exerting pressure to eliminate excess, which was removed with microbrush, and light cured with LED lamp at an intensity of 1200 mW/cm² for 20 seconds.

- **Grupo 3:** Filtek Flow™ Z350XT Flowable Resin Composite. A 37% acid etch was performed with Scotchbond™ Etchant for 15 seconds, then washed with water for 10 seconds and dried the excess moisture with cotton. Then a single layer of Adper™ Single Bond 2 adhesive was applied on sample, evaporating the solvent with gentle air flow

for 3 seconds and light cured with an LED lamp at an intensity of 1200 mW/cm² for 20 seconds. Then, the material was placed in the resin block, settled on surface exerting pressure to eliminate the excess, which was removed with microbrush, and light cured with LED lamp at an intensity of 1200 mW/cm² for 20 seconds.

Subsequently, 5000 thermocycles between 5+/-2°C and 55+/-2°C were applied to all study samples. For better handling, teeth were placed on an acrylic base to obtain microbars. Horizontal and vertical cuts were made using a low speed water-cooled diamond cutting disc, changing the disc every 5 cuts. The dimensions of microbars were 1 mm × 1 mm × 8mm^[22] obtaining 10 bars per group [Figure 4]. Measurements were made with a digital vernier caliper (Mitutoyo, Kawasaki, Kanagawa, Japan).

MICROTENSILE TEST

Once the 30 samples were obtained, they were placed in saline solution for 24 hours at room temperature prior to microtensile testing. The tests were performed using

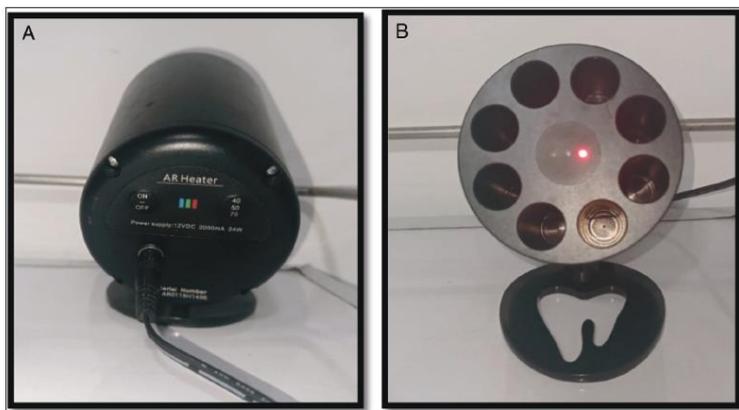


Figure 3: A: Rear side of heater with temperature indicator. B: Front side of heater (red color indicates 70°C)

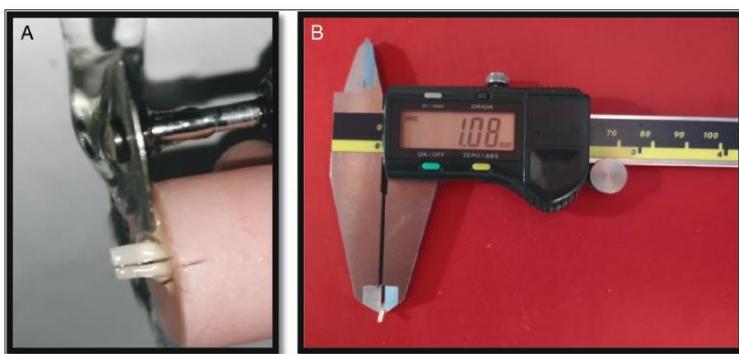


Figure 4: A: Cutting of microbars. B: Measurement of microbars

a digital universal testing machine (CMT-5L Liangong, Shandong, China) with a software digital (Smart Test) at a crosshead speed of 0.5mm/min [Figure 5]. The bond strength values obtained after the test were analyzed in Megapascals (MPa).

STATISTICAL ANALYSIS

The data collected were entered in a Microsoft Excel 2019® file and subsequently imported for statistical analysis by the SPSS program (Statistical Package for the Social Sciences Inc. IBM, NY, USA) version 24.0. For descriptive analysis, measures of central tendency such mean and measures of dispersion such standard deviation were used. For comparative analysis, the Shapiro Wilk normality test and Levene's homoscedasticity test were previously performed. With the results, the statistical decision

to use the nonparametric Kruskal-Wallis test with the Bonferroni post hoc test was made, considering a significance value of 5% ($P < 0.05$), with a type I error.

RESULTS

The preheated resin composite as dentin luting agent presented higher values of microtensile bond strength with a mean of 6.08 ± 0.66 Mpa, while the dual self-adhesive cement presented the lowest values with a mean of 2.82 ± 1.26 Mpa. [Table 1 and Graph 1].

When comparing the microtensile bond strength, it was noticed that there were significant differences ($P < 0.001$) between the three dentin luting agents, with the preheated resin composite obtaining less dispersed values (RIQ = 0.99) [Table 2].

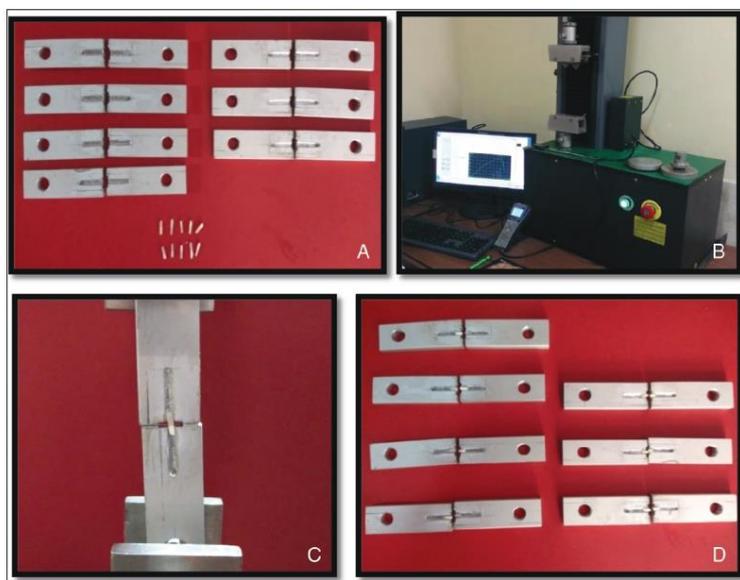
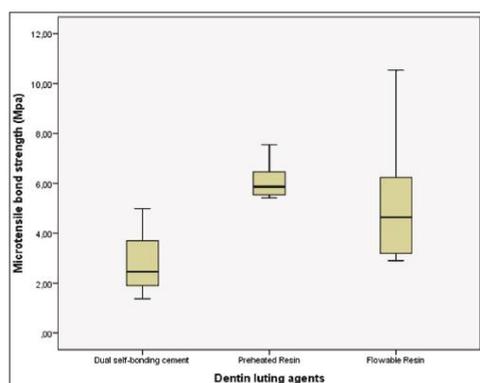


Figure 5: A: Samples prior to microtensile. B: Microtensile Universal Testing Machine. C: Microtensile test. D: Samples after microtensile

Table 1: Microtensile bond strength (Mpa), according to luting agent

Luting agent	n	Median	Mean	SD	SE	95% CI		Min	Max
						LL	UL		
Dual self-bonding cement	10	2.46	2.82	1.26	0.40	1.92	3.72	1.37	4.98
Preheated Resin	10	5.87	6.08	0.66	0.21	5.61	6.56	5.42	7.55
Flowable Resin	10	4.64	5.25	2.60	0.82	3.39	7.11	2.90	10.54

Mpa: Megapascals, n: sample, SD: Standard Deviation, SE: Standard Error, Ll: Lower Limit, UL: Upper Limit, CI: Confidence Interval, Min: Minimum, Max: Maximum



Graph 1: Distribution of the microtensile bond strength values, according to the dentin luting agent

As dentin luting agent, preheated resin composite presented significantly higher microtensile bond strength in comparison to dual self-adhesive cement ($P < 0.001$). While the flowable resin composite did not present significant differences with the dual self-adhesive cement ($P = 0.054$) and the preheated resin ($P = 0.329$), respectively [Table 3 and Graph 2].

DISCUSSION

Bonding to dentin continues to be a challenge, compared to enamel, due to its hydrophilic nature. In this sense, in order to achieve success when cementing an indirect restoration, it is necessary to use materials that present greater bonding strength to dentin.^[18,19,23] Currently there are different adhesive materials and different application techniques. Therefore, the present study aimed to evaluate the microtensile bond strength *in vitro*, using

Table 2: Comparison of microtensile bond strength (Mpa) between the three luting agents

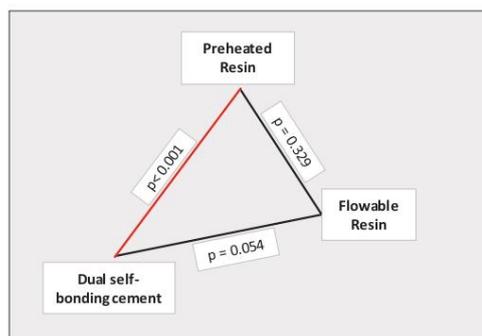
Luting agent	n	Median	IQR	p-value	p-value	p-value
Dual self-bonding cement	10	2.46	2.16	0.113	0.008 ^b	<0.001 ^c
Preheated Resin	10	5.87	0.99	0.106		
Flowable Resin	10	4.64	3.75	0.038 ^a		

n: sample, IQR: interquartile range; ^aShapiro-Wilk normality test, no normal distribution (p<0.05); ^bLevene homoscedasticity test, non-homogeneous variances (p<0.05); ^cKruskal-Wallis test, significant differences (p<0.05)

Table 3: Pairwise comparison of the microtensile bond strength variable, according to luting agent

Luting Agent	Flowable Resin	Preheated Resin
Dual self-bonding cement	p = 0.054	p < 0.001*
Preheated Resin	p = 0.329	-

*Based on Bonferroni adjustment test, significant differences (p<0.05)



Graph 2: Statistical comparisons between luting agents

flowable resin composite, preheated resin composite and dual self-adhesive resin cement, as a dentin luting agent. It was obtained that the preheated resin composite resin presented significantly higher values in microtensile bond strength with respect to the dual self-adhesive cement, and higher values than the flowable resin composite, although not significantly. These results were in agreement with those reported by Goulart *et al.*^[24] and Ugarte *et al.*^[25]

However, this disagrees with Görüs,^[7] who mentions that strength values of adhesive cements decrease after preheating, which could be due to the composition of the material used, since it contained fiber inside the filler and preheating could have caused its structural rupture, reducing the bonding values. Likewise, Morais *et al.*^[26] have reported that effectiveness of preheating depends on the resinous product used. It has also been reported that preheating of resinous composites decreases their viscosity, reduces film thickness and improves marginal sealing. In addition, it has been reported that there is between 10 and 15 seconds of ideal working time when the temperature and viscosity in the resin composite are still optimal, so it should be applied quickly, knowing

that after removing it from the heating equipment, its temperature decreases about 50% in two minutes.^[7,14,25]

Urcuyo *et al.* mentioned that preheating the resin to 60°C increases the conversion of monomers, originating an increase also in molecular mobility. With higher conversion there is greater crosslinking and the free space of polymers is reduced, improving their mechanical properties.^[27] This allows to deduce that, if the temperature increases, the mechanical properties as well. Some reports state that increasing the temperature of resin composite between 54° and 68°C would not damage the pulp chamber,^[27] since preheating to 68°C increases the pulp temperature between 0.8 to 1.2°C. To cause pulp damage the temperature should be increased by 5.5°C.^[28,29] For this reason, in the present study it was decided to preheat resin to 70°C.

As for dual self-adhesive cement resin (RelyX U200), it presents phosphoric acid ester and modified multifunctional methacrylate monomers, which have high affinity for the minerals in substrate, which penetrate the dentin creating micromechanical retention and chemical bonding with the calcium ions of hydroxyapatite.^[30,31] This suggest that this material would present a higher microtensile bond strength. However, Bulut *et al.* mentioned that this composite would contain phosphoric acid with a very low pH which would not help the chemical bonding with dentin, resulting in inadequate demineralization and weak formation of the hybrid layer,^[32] which would explain the low bond strength obtained in the present study. On the other hand, the hydrophilic monomers present in self-adhesive materials, compared to conventional composites, present a greater tendency to water absorption, which leads to swelling of the matrix and consequent rupture of its polymeric chains. These interactions may weaken the mechanical properties of self-adhesive composites, resulting in significantly reduced bond strength.^[33] This further reinforces the poor bond strength obtained.

On the other hand, flowable resin composite showed superior bond strength to dual self-adhesive cement, which may be due to fact that it was placed after acid etching and adhesive application. Acid etching would demineralize the smear layer, exposing the collagen fibers of superficially demineralized dentin, causing increased micromechanical interlocking of the bonding agent and resin inside the dentin surface.^[34]

1 It should be emphasized that compact resin was used
 2 to make the luting blocks because it is reported to have
 3 less light attenuation compared to other materials. It
 4 has also been reported that light attenuation causes
 5 reduction in the conversion degree of luting agent and
 6 is also associated with reduced mechanical properties.^[24]
 7 Therefore, in the present study, the use of nanohybrid
 8 resin composite was chosen to prevent light attenuation
 9 from affecting the mechanical properties of materials
 10 tested. Also, the application of 5000 thermocycles
 11 between 5+/-2°C and 55+/-2°C to all experimental
 12 units was justified in order to simulate the temperature
 13 variation that occurs in the oral cavity equivalent to
 14 half a year of clinical aging, considering that thermal
 15 fluctuations can cause microcracks across the resin
 16 interface with the luting agents and this could influence
 17 the microtensile bond strength.^[35-37]

18 Results of the present study suggest an alternative for
 19 cementation of indirect restorations taking into account
 20 the microtensile bond strength of three adhesive
 21 systems, allowing to suggest the use of a preheated
 22 resin as luting material to ensure greater bond strength
 23 to dental substrate. However, these results should be
 24 taken with caution, since, as a limitation of this study,
 25 it is recognized that results obtained in this *in vitro*
 26 study cannot be extrapolated to clinical field. For this
 27 reason, it is advisable to conduct randomized clinical
 28 trials related to the stated objective. In addition, more
 29 comparative studies are needed between the three
 30 luting agents used, with a larger sample to ensure the
 31 performance of parametric tests and to be able to make
 32 statistical inference. Furthermore, it is recommended
 33 in future studies to use composites with different filler
 34 characteristics, since this could influence the reaction
 35 of resin to preheating and therefore its mechanical
 36 properties. Likewise, it is suggested to control the variable
 37 “time elapsed when placing material”, as well as to study
 38 the effect of resin preheating on intrapulp temperature.

40 CONCLUSION

41 In summary, with the limitations presented by this *in*
 42 *vitro* study, it can be concluded that the microtensile
 43 bond strength in dentin was significantly higher when
 44 using a preheated resin composite at 70°C as luting agent
 45 compared to dual self-adhesive cement. However, the
 46 preheated resin composite showed similar microtensile
 47 bond strength compared to flowable resin composite.

49 ACKNOWLEDGEMENTS

50 We thank the team of the “Biomaterials” research line
 51 of the School of Stomatology of the San Juan Bautista
 52 Private University, Lima e Ica, Peru, for their constant
 53 support in the preparation of this manuscript.
 54

FINANCIAL SUPPORT AND SPONSORSHIP

Nil.

CONFLICTS OF INTEREST

None to declare.

AUTHORS CONTRIBUTIONS

They conceived the research idea (LCCR), elaborated
 the manuscript (LCCR, MILC, LACG, CFCR),
 collected, tabulated the information (LCCR, CLG),
 carried out the bibliographic search (MILC, CLG),
 interpreted the statistical results (CFCR, MAV),
 helped in the development of the discussion (LCCR,
 HCC, MAV, CFCR), performed the critical review of
 the manuscript (HCC, LACG, CFCR). All authors
 approved the final version of the manuscript.

ETHICAL POLICY AND INSTITUTIONAL REVIEW BOARD STATEMENT

This research respected the bioethical principles for
 medical research with human beings of the Declaration
 of Helsinki. Likewise, it was approved by the Ethics and
 Research Committee of the Faculty of Stomatology of
 the Universidad Privada San Juan Bautista with official
 letter No. 436-2021-CIEI-UPSJB.

PATIENT DECLARATION OF CONSENT

Not applicable.

DATA AVAILABILITY STATEMENT

The data that support the study results are available
 from the author (Ms. Leonor Castro-Ramirez, e-mail:
 leonor.castro@upsjb.edu.pe) on request.

REFERENCES

1. Azeem RA, Sureshabu NM. Clinical performance of direct versus indirect composite restorations in posterior teeth: A systematic review. *J Conserv Dent* 2018;21:2-9.
2. Cayo C, Llancari L, Mendoza R, Cervantes L. Marginal filling and adhesive resistance of bulk fill resin applying 18% EDTA gel compared with 37% phosphoric acid gel in vitro dental conditioning. *J Oral Res* 2019;8:228-35. DOI: <https://doi.org/10.17126/joralres.2019.034>.
3. Derchi G, Marchio V, Borgia V, Özcan M, Giuca MR, Barone A. Twelve-year longitudinal clinical evaluation of bonded indirect composite resin inlays. *Quintessence Int* 2019;50:448-54.
4. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues MP, Vilela ABF, Pfeifer CS, Tantbirojn D, et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - what do we need to know? *Braz Oral Res* 2017;31:e62.
5. Ramírez-Vargas GG, Medina y Mendoza JE, Aliaga-Mariñas AS, Ladera-Castañeda MI, Cervantes-Ganoza LA, Cayo-Rojas CF. Effect of polishing on the surface microhardness of nanohybrid composite resins subjected to 35% hydrogen peroxide: An in vitro study. *J Int Soc Prevent Communit Dent* 2021;11:216-21. DOI: [10.4103/jispcd.JISPCD_9_21](https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_9_21)
6. Manso AP, Carvalho RM. Dental cements for luting and bonding restorations: Self-adhesive resin cements. *Dent Clin North Am* 2017;61:821-34.
7. Görüş Z. Examination of the effect of preheating process on microtensile bond strength in the cementation of indirect

- restorations. *International Dental Research* 2018;8:15-21. DOI: <https://doi.org/10.5577/intdentres.2018.vol8.no1.3>
8. Pouyanfar H, Tabaii ES, Aghazadeh S, Nobari SPTN, Imani MM. Microtensile bond strength of composite to enamel using universal adhesive with/without acid etching compared to etch and rinse and self-etch bonding agents. *Open Access Maced J Med Sci* 2018;6:2186-92.
 9. Tomaselli LO, Oliveira DCRS, Favarão J, Silva AFD, Pires-de-Souza FCP, Geraldeli S, *et al.* Influence of pre-heating regular resin composites and flowable composites on luting ceramic veneers with different thicknesses. *Braz Dent J* 2019;30:459-66.
 10. Bragança G, Mazão J, Versluis A, Soares C. Effect of luting materials, presence of tooth preparation, and functional loading on stress distribution on ceramic laminate veneers: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2020;125:778-87. DOI: 10.1016/j.prosdent.2020.02.005.
 11. Pratap B, Gupta RK, Bhardwaj B, Nag M. Resin based restorative dental materials: Characteristics and future perspectives. *Jpn Dent Sci Rev* 2019;55:126-38.
 12. Kusuma Yulianto HD, Rinastiti M, Cune MS, de Haan-Visser W, Atema-Smit J, Busscher HJ, *et al.* Biofilm composition and composite degradation during intra-oral wear. *Dent Mater* 2019;35:740-50.
 13. Magne P, Razaghy M, Carvalho MA, Soares LM. Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. *Int J Esthet Dent* 2018;13:318-32.
 14. Marcondes RL, Lima VP, Barbon FJ, Isolan CP, Carvalho MA, Salvador MV, *et al.* Viscosity and thermal kinetics of 10 preheated restorative resin composites and effect of ultrasound energy on film thickness. *Dent Mater* 2020;36:1356-64.
 15. Manríquez C, Tranamil F, Vargas P. Comparison of thickness and homogeneity of the cementation layer in indirect veneers, made with fluidresin vs. light-cure resin cement: In vitro study. *Odont Vital* 2019;30:65-72. Available from: http://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1659-07752019000100065&lng=en
 16. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *J Clin Diagn Res* 2015;9:ZE18-24.
 17. Prieto LT, Pimenta de Araújo CT, Araujo Pierote JJ, Salles de Oliveira DCR, Coppini EK, Sartini Paulillo LAM. Evaluation of degree of conversion and the effect of thermal aging on the color stability of resin cements and flowable composite. *J Conserv Dent* 2018;21:47-51.
 18. Kumari RV, Poluri RK, Nagaraj H, Siddaraju K. Comparative evaluation of bond strength of dual-cured resin cements: An in-vitro study. *J Int Oral Health* 2015;7:43-7.
 19. 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;56:24-31.
 20. Maaßen M, Wille S, Kern M. Bond strength of adhesive luting systems to human dentin and their durability. *J Prosthet Dent* 2021;125:182-8.
 21. Krithikadatta J, Gopikrishna V, Datta M. Cris guidelines (checklist for reporting in-vitro studies): A concept note on the need for standardized guidelines for improving quality and transparency in reporting in-vitro studies in experimental dental research. *J Conserv Dent* 2014;17:301-4.
 22. Yuan H, Li M, Guo B, Gao Y, Liu H, Li J. Evaluation of microtensile bond strength and microleakage of a self-adhering flowable composite. *J Adhes Dent* 2015;17:535-43.
 23. van den Breemer C, Özcan M, Cune MS, Ayres AA, Van Meerbeek B, Gresnigt M. Effect of immediate dentin sealing and surface conditioning on the microtensile bond strength of resin-based composite to dentin. *Oper Dent* 2019;44:E289-98.
 24. Goulart M, Borges Veleda B, Damin D, Bovi Ambrosano GM, Coelho de Souza FH, Erhardt MCG. Preheated composite resin used as a luting agent for indirect restorations: Effects on bond strength and resin-dentin interfaces. *Int J Esthet Dent* 2018;13:86-97.
 25. Ugarte F, Sanchez M. Preheated Filtek Z250 XT resin as a luting agent in indirect restorations. *Rev Cubana Estomatol* 2021;58:e3283. Available from: <http://www.revestomatologia.sld.cu/index.php/est/article/view/3283>
 26. Morais A, Santos AR, Giannini M, Reis AF, Rodrigues JA, Arrais CA. Effect of pre-heated dual-cured resin cements on the bond strength of indirect restorations to dentin. *Braz Oral Res* 2012;26:170-6.
 27. Urcuyo M, Escobar D, Pozos A, Flores J, Romo G, Ortiz M. Evaluation of the bond strength and marginal seal of indirect restorations of composites bonded with preheating resin. *Eur J Dent* 2020;14:644-50. DOI: 10.1055/s-0040-1716630.
 28. Lohbauer U, Zinelis S, Rahiotis C, Petschelt A, Eliades G. The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage. *Dent Mater* 2009;25:514-9.
 29. Karacan AO, Ozyurt P. Effect of preheated bulk-fill composite temperature on intrapulpal temperature increase in vitro. *J Esthet Restor Dent* 2019;31:583-8.
 30. Lima D, Linhares T, Lima S, Carvalho E, Loguercio A, Bauer J, Carvalho CN. Effect of sonic application of self-adhesive resin cements on push-out bond strength of glass fiber posts to root dentin. *Materials (Basel)* 2019;12:1930. DOI: 10.3390/ma12121930.
 31. Velo MMAC, Nascimento TRL, Scotti CK, Bombonatti JFS, Furuse AY, Silva VD, *et al.* Improved mechanical performance of self-adhesive resin cement filled with hybrid nanofibers-embedded with niobium pentoxide. *Dent Mater* 2019;35:e272-85.
 32. Bulut NB, Evlioğlu G, Röhlüg BG, Çelakal T. Effect of dentin pretreatment on shear bond strength of three resin-based luting cements. *Eur Oral Res* 2018;52:82-8.
 33. Peterson J, Rizk M, Hoch M, Wiegand A. Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology* 2018;106:171-80.
 34. Abdelraouf RM, Mohammed M, Abdelgawad F. Evaluation of shear-bond-strength of dental self-adhering flowable resin-composite versus total-etch one to enamel and dentin surfaces: An in-vitro study. *Open Access Maced J Med Sci* 2019;7:2162-6.
 35. Chao X, Ying H, Xin-Yi Z, Zhong-Yi W, Hui-Ming H. Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: The effects of thermocycling. *Oper Dent* 2010;35:547-55. DOI: 10.2341/10-025-L.
 36. Cayo C, Carrillo A. Sellado marginal aplicando hipoclorito de sodio versus ácido fosfórico Como acondicionador dental. *Rev Cubana Estomatol* 2020;57:e2872. Available at: <http://www.revestomatologia.sld.cu/index.php/est/article/view/2872>
 37. Zakavi F, Johar N, Moalemmia M, Rakhshan V. Effects of at-home and in-office bleaching and three composite types (hybrid, microhybrid, and nanofilled) on repair shear bond strength of aged composites: A preliminary study. *Dent Res J (Isfahan)* 2021;18:1-9. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8428288/>