



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**“RESISTENCIA AL DESCEMENTADO DE
APARATOLOGÍA FIJA DE ORTODONCIA ADHERIDA A
RESTAURACIONES DE ZIRCONIO: ESTUDIO *IN
VITRO*.”**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

PRESENTAN

**ZURISADAY RODRÍGUEZ LÓPEZ
JABNEL LAGUNAS MARTÍNEZ**

DIRECTORES DE TESIS

**M. EN C.O. ISABEL DE MONSERRAT OSORIO BERNAL
DR. EN C.S. ULISES VELÁZQUEZ ENRÍQUEZ**

REVISORES DE TESIS

**DRA. EN C.S. SARAÍ CARMINA GUADARRAMA REYES
DR. EN C.S. JUAN CARLOS GONZÁLEZ PÉREZ**

TOLUCA DE LERDO, ESTADO DE MÉXICO

mayo de 2026



RESUMEN

La odontología contemporánea ha evolucionado hacia el uso de cerámicas de alta tecnología como el dióxido de zirconio (ZrO_2). Sin embargo, su naturaleza policristalina inerte representa un desafío para la adhesión de aparatología ortodóncica al carecer de fase vítrea.

Objetivo: Evaluar *in vitro* la resistencia al descementado de brackets metálicos de ortodoncia adheridos a coronas de zirconio mediante pruebas de resistencia al cizallamiento.

Material y Métodos: Se emplearon 15 muestras en total, divididas en 3 grupos experimentales: GI (Dientes naturales), GII (Zirconio + Z Prime) y GIII (Zirconio + Monobond), para realizar la prueba de resistencia al descementado mediante una Máquina de Ensayos Universales a una velocidad de 1 mm/min. Se registró la fuerza máxima de desprendimiento en Megapascales (MPa) y se analizó el tipo de falla predominante a través del Índice de Remanente Adhesivo (ARI).

Resultados: El Grupo II mostró los valores más altos de resistencia al descementado en comparación con los demás grupos evaluados. Por otra parte, los valores del Grupo III registraron los promedios más bajos de resistencia al descementado. No existieron diferencias estadísticamente significativas entre grupos (Kruskal Wallis $p \leq 0.05$).

Conclusión: Los protocolos de adhesión evaluados en los tres grupos demostraron ser adecuados para la fijación de aparatología fija de ortodoncia sobre superficies de zirconio, alcanzando los estándares clínicos necesarios.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	3
2. ANTECEDENTES	5
2.1 Dientes protésicos	5
2.2 Prótesis fija	6
2.3 Adhesión	7
2.4 CAD/CAM en odontología	7
3. MARCO TEÓRICO	9
3.1 Sistemas de adhesión	9
3.2 Microretención mecánica	9
3.3 Adhesión química y promotores de unión	9
3.4 Interfase sustrato-restauración	10
▪ Enlaces covalentes:	10
▪ Enlaces iónicos (Interacción química específica):	10
▪ Fuerzas de Van der Waals (Enlaces físicos)	10
▪ Intertrabado Micromecánico:	10
3.5 Monómero 10-MDP	11
3.6 Proceso físico-químico en adhesión	11
3.7 Capa híbrida	12
3.8 Acondicionadores	12
3.9 Microarenado con Óxido de Aluminio (Al₂O₃)	12
3.10 Esmalte dental	13
3.11 Porcelana	14
3.11.1 Adhesión en porcelana	14
3.12 Disilicato de litio	14
3.12 .1 Estudios sobre adhesión en disilicato de litio	15
3.13 Adhesión de aparatología fija de ortodoncia	15
3.14 Dióxido de Zirconio	16
3.14.1 Adhesión en dióxido de zirconio	16
3.15 CAD/CAM	17
3.15.1 Proceso CAD/CAM en Prostodoncia fija	17

3.16 Máquina de ensayos universales.....	17
3.17 Índice Remanente de Adhesivo (ARI)	18
4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	19
Pregunta de investigación	19
5. JUSTIFICACIÓN	20
6. OBJETIVOS.....	21
6.1 Objetivo general.....	21
6.2 Objetivos específicos	21
7. HIPÓTESIS	22
7.1 Hipótesis de Trabajo (H_1):.....	22
7.2 Hipótesis Nula (H_0):	22
8. METODOLOGÍA	23
8.1 Universo y Muestra	23
8.2 Criterios.....	23
8.2.1 Inclusión:	23
8.2.2 Exclusión:	24
8.2.3 Eliminación:.....	24
8.3 Operacionalización de las variables.....	25
8.4 Lista de materiales utilizados en el estudio	27
8.5 Preparación de las superficies (acondicionamiento)	28
8.5.1 Dientes naturales.....	28
8.5.2 Coronas Dióxido de Zirconio	29
8.6 Procedimiento de cementación	30
8.7 Prueba de descementado	31
8.8 Análisis estadístico	32
9. CONSIDERACIONES BIOÉTICAS	33
10. RESULTADOS.....	34
11. DISCUSIÓN.....	37
10. CONCLUSIONES	39
11. FUENTES DE CONSULTA.....	40

1. INTRODUCCIÓN

En la odontología contemporánea, la demanda de tratamientos que combinen una estética superior con una alta resistencia mecánica ha posicionado al dióxido de zirconio (ZrO_2) como uno de los materiales protésicos más utilizados para rehabilitaciones indirectas. Sus propiedades biológicas y su capacidad de mimetizar la estructura dental natural han permitido que un número creciente de pacientes adultos porten restauraciones de este tipo al iniciar un tratamiento de ortodoncia. Sin embargo, esta evolución en la rehabilitación oral ha planteado un reto técnico significativo para el ortodoncista: la dificultad de lograr una adhesión confiable y duradera de los brackets sobre superficies cerámicas no vítreas.

A diferencia del esmalte dental o las cerámicas feldespáticas, la Zirconia es una cerámica policristalina densa que carece de una fase vítrea, lo que la vuelve intrínsecamente resistente a los protocolos de grabado ácido convencionales con ácido fosfórico o fluorhídrico. Históricamente, la adhesión en estos casos se limitaba a la retención mecánica, lo que frecuentemente derivaba en fallas adhesivas, desprendimiento prematuro de la aparatología y, por ende, retrasos considerables en el tiempo de tratamiento.

Para superar estas limitaciones, la ciencia de materiales ha evolucionado hacia la "activación superficial" mediante métodos físicos y químicos. El uso del arenado con partículas de óxido de aluminio incrementa la rugosidad micromecánica y la energía superficial, mientras que la introducción de monómeros funcionales, específicamente el 10-MDP, permite establecer una unión química real con los óxidos metálicos del zirconio.

A pesar de la existencia de estos métodos, en la práctica clínica persiste una variabilidad en los protocolos de cementado y una falta de consenso sobre si la fuerza de unión alcanzada es equiparable a la del esmalte humano. Por ello, la presente investigación se centra en evaluar la resistencia al descementado de brackets metálicos sobre Zirconia utilizando agentes acondicionadores de

vanguardia como Z Prime Plus y Monobond. A través de un diseño experimental *in vitro* y el uso de una Máquina de Ensayos Universales, se busca proporcionar datos objetivos que permitan estandarizar procedimientos clínicos seguros, optimizando la continuidad del tratamiento ortodóncico sin comprometer la integridad de las restauraciones protésicas.

2. ANTECEDENTES

Los cementos dentales han evolucionado significativamente, desde materiales básicos como el fosfato de zinc a compuestos de ionómeros de vidrio y los cementos de resina. Esto ha mejorado propiedades fundamentales como la adhesión, la biocompatibilidad y la resistencia, contribuyendo a una mejor retención de restauraciones y prótesis.

Desde una perspectiva histórica, el desarrollo de los materiales cerámicos en odontología ha buscado equilibrar la estética con la estabilidad estructural, un desafío que continúa con la incorporación de la nueva Zirconia. ¹

2.1 Dientes protésicos

La evidencia más antigua de dientes protésicos data de 1500, cuando se encontraron restos en una tumba cerca de Colonia, Alemania. Los dientes protésicos fueron tallados del mismo bloque que la base de la dentadura postiza.

Las dentaduras postizas superiores completas, hábilmente talladas en una sola pieza de boj, datan de 1538. Posteriormente, se encontraron en Japón más de 200 dentaduras postizas superiores e inferiores, completas y parciales, de madera, que datan de los siglos XVII al XIX. ²

En 1612, Jacques Guillemeau, dentista francés, sugirió el uso de una pasta mineral para los dientes que incluía mástique y coral blanco en polvo. ³

En 1774, Alexis Duchateau, boticario francés, inventó el uso de pasta mineral (porcelana) para fabricar dientes artificiales que reemplazarán a los dientes humanos. Su método era rudimentario y, en muchos sentidos, poco práctico, pero posteriormente lo mejoró en 1788 gracias a la colaboración con Dubois de Chemant.

⁴

En 1808, Giuseppeangelo Fonzi (1768-1840), mejoró los dientes de porcelana de Dubois de Chemant. A diferencia de este último, Fonzi creó dientes individuales de

porcelana semitransparente con ganchos metálicos para fijarlos a una base, en lugar de un bloque único de base de prótesis, y todos los dientes eran de porcelana.

5

Hacia 1817, Antoine A. Plantou, quien se estableció en Filadelfia, llevó consigo a América el conocimiento de los dientes de porcelana. Comenzó a fabricarlos en 1819 y en 1822 recibió un certificado de aprobación de la Sociedad Médica de Filadelfia.

Mejorar la apariencia de los dientes por sí solo no era suficiente. Entre 1819 y 1820, Christophe François Delabarre (1784-1862) inventó la "encía continua", un esmalte coloreado que rodeaba cada diente y estaba incrustado en la base. Esto dio lugar a la fabricación de dientes individuales con encía artificial de porcelana coloreada.

En Inglaterra, en 1837, Claudius Ash, en colaboración con Dubois de Chemant, produjo "dientes tubulares" de alta calidad que podían remacharse a una base metálica de prótesis dental.

Una vez que el acrílico estuvo disponible, al igual que la base de las prótesis dentales, se empezaron a fabricar dientes artificiales con este material. A partir de la segunda mitad del siglo XX, los dientes se fabricaron con porcelana fusionada con metal y, posteriormente, con porcelana pura, lo que mejoró aún más su aspecto estético. Hoy en día, gran parte del proceso está automatizado y controlado por ordenador.

2.2 Prótesis fija

Durante la primera mitad del siglo XVIII, Pierre Fauchard utilizó el pasador con una corona sólida adjunta (espiga y pata) para anclar una unidad fija de varias unidades tallada en hueso o marfil. Las unidades podían ensartarse como cuentas en un collar y sujetarse entre sí con una barra lingual rígida.

Mouton, al igual que Fauchard, utilizó la espiga y el perno, o poste, como se le conoció posteriormente, y ganó popularidad entre los profesionales cuando se introdujo el cemento para fijarlos a los conductos radiculares ensanchados. ²

2.3 Adhesión

El nacimiento de la odontología adhesiva moderna se sitúa en 1955, año en que Michael G. Buonocore publicó su estudio pionero sobre el uso de ácido fosfórico al 85% para crear microporosidades en el esmalte, acuñado formalmente el concepto de grabado ácido. No obstante, la implementación clínica de los primeros sistemas adhesivos y selladores de fosetas y fisuras basados en esta técnica se consolidó hacia 1967, cuando el propio Buonocore, junto con Cueto, demostró la eficacia de las resinas adhesivas en la prevención de caries y la restauración dental. ⁶

2.4 CAD/CAM en odontología

La transición de la odontología analógica a la digital, mediante el sistema CAD/CAM (Diseño y Fabricación Asistida por Computadora) comenzó en la década de 1970, con el fin de mejorar la precisión y eficiencia de los materiales cerámicos. Algunas figuras importantes en el desarrollo del CAD/CAM dental fueron el Dr. Francois Duret de Francia, Werner Mormann de Suiza, Dianne Rekow de Estados Unidos y Matts Andersson de Suecia. ⁷

Considerado el padre del CAD/CAM dental, François Duret desarrolló en 1971 el primer sistema capaz de integrar la toma de una impresión óptica de un pilar preparado con el diseño digital de la corona y su posterior fabricación mediante una fresadora de control numérico. Su aporte fue pionero al analizar cómo el uso de máquinas controladas por computadora permitía estandarizar las restauraciones dentales, logrando una producción con menor variabilidad técnica, una reducción

significativa en los costos y un menor esfuerzo operativo en comparación con los métodos analógicos tradicionales. ⁸

3. MARCO TEÓRICO

3.1 Sistemas de adhesión

En odontología, la adhesión es un pilar fundamental para garantizar el éxito y la longevidad de los tratamientos restauradores.

Se define adhesión como la capacidad de dos superficies de mantenerse unidas.⁹ En la práctica odontológica, este proceso puede producirse a través de mecanismos de adhesión mecánica, física y/o química.¹⁰

3.2 Microretención mecánica

El primer mecanismo esencial para adhesión es la modificación topográfica de la superficie para aumentar el área de contacto y crear irregularidades donde el agente de unión pueda anclarse.

- **Tratamientos de superficies:** Se emplean métodos como el arenado (micro-arenado con partículas de óxido de aluminio) o el grabado ácido (ácido fluorhídrico en cerámicas vítreas). Estos procesos eliminan contaminantes y generan microporosidades que permiten el flujo y posterior retención mecánica del cemento resinoso tras su polimerización.

3.3 Adhesión química y promotores de unión

Dado que la retención mecánica por sí sola es a menudo insuficiente para resistir las fuerzas de descementado a largo plazo, se requiere una interacción a nivel molecular.

- **Agentes de acoplamiento (Silanos):** Actúan como puentes bifuncionales en cerámicas con fase vítrea, uniendo los grupos hidroxilo de la cerámica con los grupos orgánicos de la resina.

- **Monómeros funcionales (MDP):** Para sustratos de óxido de metal (como el zirconio o aleaciones no nobles), se utilizan monómeros como el 10-MDP, capaces de establecer enlaces químicos estables con los óxidos metálicos, superando la limitación de estos materiales ante el grabado ácido convencional.^{9,10}

3.4 Interfase sustrato-restauración

La estabilidad de la interfase adhesiva depende de la formación de distintos tipos de enlaces que actúan de forma sinérgica. Desde una perspectiva fisicoquímica, se distinguen tres mecanismos principales:

- **Enlaces covalentes:** Son las uniones químicas más fuertes, formadas por la compartición de electrones entre átomos. En odontología, estos se generan durante la polimerización de la matriz de resina, uniendo los monómeros entre sí y con los agentes de acoplamiento (como el silano).
- **Enlaces iónicos (Interacción química específica):** Ocurren por la atracción electrostática entre iones de carga opuesta. Es el mecanismo clave de monómeros funcionales como el 10-MDP, cuyos grupos fosfato terminales se unen al calcio de la hidroxiapatita residual, creando sales de calcio estables que resisten la degradación hidrolítica.
- **Fuerzas de Van der Waals (Enlaces físicos):** Son interacciones dipolares débiles que permiten la adsorción inicial del adhesivo sobre la superficie dental. Aunque su energía de enlace es menor, son fundamentales para el mojado de la superficie y la aproximación molecular previa a la formación de enlaces químicos más robustos.
- **Intertrabado Micromecánico:** Aunque no es un enlace químico, actúa como un anclaje físico donde el polímero se solidifica dentro de las irregularidades creadas por el grabado ácido, permitiendo la transmisión de fuerzas biomecánicas entre el diente y la restauración.¹¹

3.5 Monómero 10-MDP

El monómero funcional 10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato (10-MDP) desempeña un papel determinante en la estabilidad de la interfase adhesiva debido a su capacidad de interacción química iónica con los tejidos calcificados. A diferencia de otros monómeros, el 10-MDP establece un enlace químico estable con los iones de calcio de la hidroxiapatita mediante la formación de sales de MDP-Ca, las cuales presentan una baja solubilidad, lo que favorece la longevidad de la unión en medios acuosos. Desde una perspectiva ultraestructural, el 10-MDP promueve un fenómeno denominado nano-estratificación. Este proceso consiste en el auto-ensamblaje de las moléculas de MDP en capas nanométricas organizadas, lo que incrementa la densidad de la capa híbrida y reduce su permeabilidad. ¹²

3.6 Proceso físico-químico en adhesión

El proceso de adhesión en la estructura dental se rige por principios físicos y químicos diferenciados según el sustrato. En el esmalte, el mecanismo es esencialmente físico-mecánico, fundamentado en una desmineralización selectiva que incrementa la energía superficial para permitir la infiltración del polímero por capilaridad. Por el contrario, en la dentina, la interacción adquiere una naturaleza bioquímica compleja; tras la eliminación del barrillo dentinario (smear layer) y la exposición del colágeno tipo I, los monómeros hidrófilos actúan como agentes de acoplamiento que estabilizan la interfaz. Esta transición culmina en la conformación de la capa híbrida, donde la estabilidad de la unión se consolida mediante una sinergia de fuerzas intermoleculares: fuerzas de Van der Waals en el componente orgánico, enlaces covalentes derivados de la polimerización de la resina y, en sistemas adhesivos contemporáneos, enlaces iónicos o químicos específicos producidos por la interacción de grupos funcionales, como el monómero 10-MDP, con el calcio de la hidroxiapatita residual. ¹³

3.7 Capa híbrida

Desde una perspectiva histológica y biomecánica, la capa híbrida constituye una zona de transición de naturaleza compuesta, originada por la imbricación de polímeros sintéticos dentro de la matriz orgánica del diente. Este fenómeno se fundamenta en la capacidad de difusión de monómeros hidrófilos a través de los espacios nanoporosos del colágeno tipo I, los cuales quedan expuestos tras la remoción selectiva de los cristales de hidroxiapatita mediante el acondicionamiento ácido. La integridad de la interfase depende de un equilibrio fisicoquímico crítico: el reemplazo total del agua intratubular por la resina adhesiva. ¹⁴

3.8 Acondicionadores

En el flujo de trabajo de la cementación adhesiva, los agentes de acoplamiento como Z-Prime Plus y Monobond Plus actúan como promotores de adhesión química en la interfaz de la restauración. A diferencia de los adhesivos dentinarios, estos imprimadores están formulados con monómeros bifuncionales, tales como el 10-MDP y el Silano, que permiten la interacción molecular entre sustratos inorgánicos (zirconia, cerámicas vítreas o aleaciones metálicas) y la matriz orgánica de los cementos de resina. Su funcionamiento se basa en la creación de enlaces de siloxano y quelación iónica con los óxidos de la superficie restaurada. ^{15,16}

3.9 Microarenado con Óxido de Aluminio (Al_2O_3)

La efectividad del proceso de cementación en restauraciones de zirconia está intrínsecamente ligada a la modificación de su superficie, debido a la inercia química y alta densidad cristalina del material. El microarenado (o abrasión por aire) se consolida como uno de los métodos de acondicionamiento mecánico más eficaces para superar esta resistencia.

Su mecanismo de acción es el bombardeo de partículas de óxido de aluminio, generalmente de 50 µm a una presión de 2 bar, genera una topografía irregular y rugosa en la cerámica, creando micro-porosidades que aumentan el área superficial, permitiendo que los agentes de enlace penetren y se solidifiquen, Aunque el arenado proporciona la base mecánica, la investigación subraya que debe complementarse con monómeros funcionales como el MDP (contenido en productos como Z-Prime Plus) para lograr una estabilidad adhesiva real mediante enlaces químicos con los óxidos metálicos. Los hallazgos indican que la resistencia al descementado obtenida mediante el microarenado es significativamente superior a otros métodos. ¹⁷

3.10 Esmalte dental

El esmalte dental representa el tejido con mayor grado de mineralización en el organismo humano, constituido en un 96% por una fase inorgánica de cristales de hidroxiapatita de calcio, un 3% de agua y un 1% de componentes orgánicos proteicos. Su unidad estructural básica, el prisma o varilla del esmalte, se organiza en patrones altamente ordenados que se extienden desde la unión amelodentinaria hasta la superficie externa, otorgando al tejido propiedades biomecánicas de extrema dureza y resistencia. El esmalte se considera el sustrato más predecible para la unión química y mecánica. El protocolo de grabado ácido con ácido fosfórico (típicamente al 37%) induce una desmineralización selectiva que altera la morfología superficial, eliminando el barrillo dentinario e incrementando la energía libre superficial. Este proceso genera micro-rugosidades en el núcleo o la periferia de los prismas, dependiendo del patrón de grabado obtenido. ⁹

3.11 Porcelana

La porcelana dental se ha destacado como un material de elección para la confección de restauraciones dentales, reconocido por su capacidad para combinar resistencia, longevidad y una estética excepcional. La odontología estética moderna ha capitalizado en gran medida las propiedades únicas de la porcelana, permitiendo a los profesionales odontológicos lograr restauraciones que se integren armónicamente en la sonrisa del paciente, garantizando al mismo tiempo una función masticatoria adecuada. ¹⁸

3.11.1 Adhesión en porcelana

En ortodoncia el mejor protocolo descrito para adherir porcelana consiste en aplicar ácido fluorhídrico al 9,6% durante 1 minuto, enjuagar durante 30 segundos y secar al aire. Tras el grabado con ácido fluorhídrico, se debe aplicar silano. Teniendo en cuenta los efectos nocivos del grabado con HFA, otro paso apropiado es el rugosamiento mecánico mediante chorro de arena, seguido de la aplicación de silano. El grabado con ácido fluorhídrico incrementa la superficie, lo que facilita la penetración del cemento de resina en los microcanales creados. El silano forma enlaces químicos con superficies inorgánicas y orgánicas, lo que, en última instancia, aumenta la fuerza de adhesión. ¹⁹

3.12 Disilicato de litio

El disilicato de litio, es una vitrocerámica con una alta concentración de cristales cerámicos, aproximadamente del 70%, esta estructura permite obtener una resistencia a la flexión similar al esmalte y una resistencia a la flexión biaxial. El disilicato de litio proporciona una alta estética, una buena adhesión dental y una preparación dentaria conservadora. ²⁰

3.12 .1 Estudios sobre adhesión en disilicato de litio

En un estudio experimental se evaluaron 64 muestras, y se dividió en 2 grupos de las cuales 32 eran de disilicato de litio. Dicho grupo se dividió según el tratamiento de superficie: Grupo A (abrasión con aire + ácido fosfórico) y Grupo B (ácido fluorhídrico). En cada subgrupo se fijaron 8 brackets metálicos y 8 cerámicos.

Se obtuvieron como resultados de acuerdo con el material que el disilicato de litio mostró una mayor resistencia al descementado que las cerámicas feldespáticas.

Con respecto al tipo de aditamento, los brackets cerámicos superaron a los metálicos en todos los casos, independientemente del pretratamiento.

De acuerdo con el tratamiento, no hubo diferencias significativas entre el uso de abrasión con aire + ácido fosfórico frente al ácido fluorhídrico.

Obteniendo como conclusión que la combinación de disilicato de litio con brackets cerámicos optimiza la fuerza de unión y evitando el descementado permitiendo flexibilidad en la elección del protocolo de acondicionamiento superficial. ²¹

3.13 Adhesión de aparatología fija de ortodoncia

En los sistemas metálicos modernos, la adhesión se fundamenta en un mecanismo de retención mecánica pasiva. El composite actúa como un agente de enlace estructural en un sistema de "sándwich", donde la resina penetra simultáneamente en las microporosidades del esmalte y en los intersticios de la malla metálica de la base. Este entrelazamiento mecánico es optimizado por el uso de mallas con calibres específicos, que permiten una distribución adecuada del material cementante, maximizando la superficie de contacto. Una configuración geométrica eficiente de la base permite distribuir las tensiones mecánicas de forma uniforme. ²²

3.14 Dióxido de Zirconio

El zirconio se ha convertido en uno de los materiales más innovadores y versátiles en el campo de la odontología moderna. Se conoce químicamente como dióxido de zirconio (ZrO_2), destaca por su biocompatibilidad, alta resistencia mecánica y óptimas propiedades estéticas, lo que lo hace ideal para una amplia gama de aplicaciones restaurativas, como coronas, puentes, carillas, postes y restauraciones implantosoportadas.^{23,24}

3.14.1 Adhesión en dióxido de zirconio

Aunque el zirconio tiene muchas ventajas, presenta desafíos significativos en cuanto a su adhesión a los tejidos dentales y otros materiales restaurativos. Esta es una cerámica policristalina sin fase vítrea, lo que impide su adhesión mediante técnicas tradicionales como el grabado ácido y la silanización, ampliamente utilizados en otras cerámicas basadas en sílice.²⁵

Es por esto por lo que se han desarrollado técnicas alternativas para aumentar la rugosidad superficial interna de las restauraciones y mejorar su retención mecánica.

Como son:

- Arenado con partículas de óxido de aluminio, que incrementa la retención mecánica.
- Uso de primers con monómeros fosfatados, como el 10-MDP, para favorecer la adhesión química.

Esta técnica utiliza partículas de óxido de aluminio 30-50 micras para crear una rugosidad superficial que mejora la adhesión mecánica. Combinado con imprimadores como el 10-MDP, el arenado ha demostrado aumentar significativamente la resistencia adhesiva.^{26,27}

3.15 CAD/CAM

La tecnología CAD/CAM representa un flujo de trabajo digital en la odontología rehabilitadora. Este proceso inicia con la obtención de una imagen intraoral digital para el diseño asistido por computadora (CAD), el cual dirige de forma automatizada el fresado tridimensional de la pieza dental mediante un sistema de manufactura (CAM).²⁸

3.15.1 Proceso CAD/CAM en Prostodoncia fija

El flujo de trabajo digital para la elaboración de prótesis fijas se divide en fases secuenciales que optimizan la precisión clínica. Inicialmente, se realiza la captura digital de la anatomía dental mediante un escáner intraoral, sustituyendo la impresión física convencional. Posteriormente, en la etapa de diseño asistido por computadora (CAD), se utiliza software especializado para modelar la morfología de la restauración, permitiendo ajustes micrométricos en los puntos de contacto y la oclusión. Finalmente, la fase de fabricación asistida por computadora (CAM) ejecuta el tallado de la estructura mediante un proceso de sustracción mecánica en bloques de material cerámico o resinoso, asegurando una adaptación marginal superior y una reducción significativa en los tiempos de laboratorio.²⁹

3.16 Máquina de ensayos universales

La Máquina de Ensayos Universales (UTM) constituye un sistema analítico de alta precisión diseñado para evaluar la respuesta estructural de diversos materiales ante cargas mecánicas externas. Su funcionamiento se rige por la aplicación de una fuerza uniaxial controlada, permitiendo determinar propiedades fundamentales como la resistencia a la tracción, compresión y el esfuerzo de cizallamiento.

En la investigación científica, la UTM permite validar la integridad de interfaces adhesivas y sustratos, proporcionando métricas objetivas sobre la estabilidad estructural de los materiales frente a desafíos mecánicos predeterminados.³⁰

3.17 Índice Remanente de Adhesivo (ARI)

Propuesto originalmente por Artun y Bergland, constituye un sistema de clasificación semicuantitativo diseñado para determinar de manera objetiva la cantidad de resina compuesta que permanece sobre la superficie del esmalte dental tras el retiro de la aparatología fija. Su propósito fundamental es identificar la localización exacta del plano de fractura dentro del complejo diente-adhesivo-bracket. En la investigación científica, el ARI permite estandarizar los resultados de los ensayos de resistencia al descementado, facilitando la comparación entre diferentes sistemas de adhesión y protocolos de tratamiento superficial.

El índice se divide en cuatro categorías numéricas (0 a 3), las cuales describen el patrón de falla observado:

- **Puntuación 0:** No se observa presencia de material adhesivo sobre la superficie del esmalte. La falla ocurrió en la interfase esmalte-adhesivo.
- **Puntuación 1:** Se identifica menos de la mitad del adhesivo remanente sobre la superficie dental.
- **Puntuación 2:** Más de la mitad del material adhesivo permanece adherido al esmalte.
- **Puntuación 3:** La totalidad del adhesivo permanece sobre la superficie dental, reflejando una impresión clara de la malla de la base del bracket. La falla ocurrió en la interfase adhesivo-bracket.³¹

4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La evolución de la odontología estética ha consolidado al dióxido de zirconio (ZrO_2) como el material de elección para restauraciones indirectas debido a su excepcional tenacidad a la fractura y biocompatibilidad. Sin embargo, este avance en la rehabilitación protésica ha generado un dilema técnico en el campo de la ortodoncia. El zirconio es una cerámica policristalina densa que carece de una fase vítrea, lo que la hace intrínsecamente resistente a los protocolos de grabado ácido convencionales (ácido fosfórico o fluorhídrico) que se utilizan habitualmente en el esmalte dental.

En la práctica clínica, la adhesión de brackets sobre superficies cerámicas suele ser una dificultad en el tratamiento. A diferencia del esmalte, donde se logra un patrón de grabado micromecánico predecible, el zirconio presenta una superficie inerte. Si la fuerza de adhesión es insuficiente, se producen fallas adhesivas frecuentes que interrumpen el tratamiento, aumentan los costos y generan frustración en el paciente. Por el contrario, si la adhesión es excesivamente rígida o el protocolo de retiro es agresivo, existe el riesgo de provocar fracturas cohesivas en la costosa restauración de zirconio.

Actualmente, los clínicos emplean diversos métodos para acondicionar la superficie del zirconio, desde el arenado con partículas de óxido de aluminio hasta el uso de primers con monómeros fosfatados (10-MDP). No obstante, existe una variabilidad significativa en los protocolos recomendados y una falta de consenso sobre si estos métodos alcanzan los estándares de fuerza de adhesión que ofrece el esmalte humano.

Pregunta de investigación

¿Cuál es la resistencia al descementado de los brackets metálicos adheridos a restauraciones de zirconio mediante un protocolo estandarizado, y cómo se comparan estos valores con la resistencia al cementado en el esmalte dental humano?

5. JUSTIFICACIÓN

La presente investigación se justifica por la necesidad imperativa de estandarizar protocolos clínicos en pacientes adultos con rehabilitaciones complejas. La transición hacia una "ortodoncia basada en la evidencia" exige que el profesional no dependa de la improvisación al encontrarse con materiales no biológicos en la cavidad oral.

El éxito de un tratamiento ortodóntico depende de la continuidad de las fuerzas aplicadas. Cada vez que un bracket se desprende, se pierde la memoria del arco y se retrasa la finalización del caso. Determinar la resistencia en Megapascales (MPa) del zirconio permite al clínico conocer los límites de carga que puede aplicar durante la mecánica de cierre de espacios o corrección de rotaciones.

Este estudio aporta datos específicos sobre el comportamiento mecánico del zirconio frente a la tracción/cizallamiento. Al utilizar una Máquina de Ensayos Universales, se eliminan sesgos subjetivos, proporcionando mediciones exactas que pueden ser replicadas. Además, la comparación con el "gold standard" (esmalte dental) permite establecer si las restauraciones de zirconio representan una limitación real o si los sistemas adhesivos actuales han logrado cerrar la brecha de rendimiento entre materiales sintéticos y tejidos naturales.

6. OBJETIVOS

6.1 Objetivo general

Evaluar *in vitro* la resistencia al descementado de brackets metálicos de ortodoncia adheridos a coronas de zirconio y esmalte dental humano mediante una máquina de ensayos universal.

6.2 Objetivos específicos

1. Determinar la fuerza máxima de desprendimiento en 15 muestras de zirconio utilizando una Máquina de Ensayos Universales a una velocidad de 1 mm/min.
2. Calcular la resistencia adhesiva en Megapascuales (MPa) relacionando la fuerza de ruptura con el área de la base del bracket.
3. Analizar el tipo de falla predominante (adhesiva, cohesiva o mixta) mediante el Índice de Remanente Adhesivo (ARI).
4. Comparar los valores obtenidos con los rangos de fuerza de adhesión al esmalte dental humano descritos en la literatura científica actual.

7. HIPÓTESIS

7.1 Hipótesis de Trabajo (H_1):

La resistencia al descementado de brackets metálicos sobre las restauraciones de zirconio, utilizando un protocolo de acondicionamiento con 10-MDP y arenado, será igual o superior al rango de 4 a 8 MPa, considerado el mínimo clínicamente aceptable en el esmalte dental.

7.2 Hipótesis Nula (H_0):

No existe una resistencia al descementado suficiente en las restauraciones de zirconio para soportar las cargas ortodóncicas, obteniéndose valores significativamente inferiores a los reportados en el esmalte dental humano ($p \leq 0.05$).

8. METODOLOGÍA

El diseño de la investigación es de tipo experimental, prospectivo, transversal e *in vitro*.

8.1 Universo y Muestra

Se revisaron un total de 50 prótesis de dióxido de zirconio, seleccionado 10 de ellas para el estudio.

Se emplearán 10 coronas de zirconio monolítico prefabricadas o fresadas mediante tecnología CAD/CAM. Las muestras serán estandarizadas en forma y textura superficial para evitar variables confusas.

Se obtuvieron 5 premolares humanos extraídos por razones ortodóncicas con previo consentimiento informado, lo cuales fueron almacenados en refrigeración a 4° C en una solución de timol 0.01 % para mantener hidratado y evitar el crecimiento bacteriano hasta su manipulación.

8.2 Criterios

8.2.1 Inclusión:

1. Coronas de dióxido de zirconio que hayan concluido el proceso de manufactura.
2. Que pasen un proceso de inspección visual.
3. Que no tengan más de 6 meses de almacenamiento después del proceso de manufactura.
4. Coronas de dióxido de zirconio que no hayan sido probadas en paciente (evitar manipulación de ajuste).

5. Premolares humanos libres de caries y de alteraciones estructurales en esmalte.
6. Premolares humanos extraídos por razones ortodóncicas con previo consentimiento.
7. Coronas o puentes fijos de dióxido de zirconio de 1 a 3 unidades.

8.2.2 Exclusión:

1. Incrustaciones o carillas de dióxido de zirconio.
2. Coronas de dióxido de zirconio con un grosor en tercio cervical y medio de la cara vestibular menores a 1mm.
3. Coronas de dióxido de zirconio estratificado.
4. Coronas de dióxido de zirconio que a la inspección visual contengan una capa gruesa de stain.
5. Premolares humanos que no hayan sido almacenados adecuadamente (timol 0.01% y refrigeración).
6. Premolares humanos con alguna restauración en la cara vestibular.

8.2.3 Eliminación:

1. Aquella muestra que se contamine o se fracture durante el proceso de preparación o de cementado.

8.3 Operacionalización de las variables

Tabla 1. Resultados de resistencia al descementado

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Dependiente					
Resistencia al descementado	Fuerza necesaria para el desalojo de un bracket adherido.	Megapascales requeridos para desalojar un bracket adherido a un órgano dentario o una corona de dióxido de zirconio.	Cuantitativa	Continua	MPa
Independientes					
Bracket metálico	Dispositivo ortodóncico fijo.	Aparato fijo de ortodoncia empleado para el movimiento dental.	Cualitativa	Nominal	Nominal
Corona dióxido de zirconio	Material de naturaleza cerámica de amplio uso en odontología.	Material protésico que sustituye el esmalte dental recuperando función y estética.	Cuantitativa	Nominal	Nominal

Z Prime Plus	Agente acondicionado que favorece la unión química con cementos resinosos.	Primer diseñado para mejorar la adhesión entre cementos de resina, sustratos metálicos y/o dióxido de zirconio.	Cuantitativa	Nominal	Nominal
Monobond	Agente químico intermediario entre la superficie de la restauración y sistemas de adhesión.	Agente dental de unión universal para acondicionar y favorecer la adhesión química.	Cuantitativa	Nominal	Nominal

8.4 Lista de materiales utilizados en el estudio

- **Guantes de nitrilo:** Marca Uniseal, fabricados en China, distribuidos en México por American Healthcare Products S.A. de C.V.
- **Cubrebocas:** Marca Uniseal, fabricados en China, distribuidos en México por American Healthcare Products S.A. de C.V. Modelo plisado, tricapa, con filtro de alta eficiencia y ajuste nasal.
- **Lentes de protección:** Marca 3M, modelo Virtua.
- **Bata de laboratorio:** Marca Kanaus, fabricada en México.
- **Máquina de Ensayos Universales:** Autograph AGS-X; 1 KN Shimadzu, Japón.
- **Arenador dental:** Microarenador Standard marca Bio-Art, fabricado en Brasil y distribuido por proveedores de equipo odontológico y de laboratorio dental.
- **Lámpara de fotocurado:** Marca Eighteeth, modelo Curing Pen-X, Changzhou, Jiangsu, China. Ref. 6580076.
- **Posicionador de brackets:** Marca Ortho Premium, de tipo estrella para alturas de 3.5 mm a 5.0 mm.
- **Pinzas porta brackets:** Marca Hu-Friedy, modelo 678-212, fabricadas en acero inoxidable quirúrgico.
- **Muestras:** 10 coronas de zirconio monolítico.
- **Brackets:** 10 aditamentos metálicos marca AZdent, Mini Roth .022".
- **Acondicionadores mecánicos:** Partículas de óxido de aluminio (Al_2O_3) de 50 μm .
- **Adhesivo:** Transbond™ XT, marca 3M Unitek, USA, Lot 10341618.
- **Resina:** Transbond™ XT, marca 3M Unitek, Monrovia, CA 91016 USA. Lot 10439246.
- **Ácido ortofosfórico al 35%:** Ultra-Etch de Ultradent.
- **Z Prime Plus:**
- **Monobond:** Ivoclar Vivadent Monobond N. Lot Z03RXJ
- **Aire comprimido:** Marca Air-Purity, filtrado y libre de impurezas, suministrado por compresor de grado médico libre de aceite.

- **Puntas de aplicación (microbrushes):** Marca Microbrush International, fabricados en Estados Unidos.
- **Micromotor:** Strong 90, marca Saeshin Precision Co., Ltd. Fabricado en Corea del Sur y distribuido por proveedores de equipo odontológico y de laboratorio dental.
- **Software de Análisis:** IBM SPSS Statistics versión 23.

8.5 Preparación de las superficies (acondicionamiento)

8.5.1 Dientes naturales

8.5.1.1 Montaje en polimetilmetacrilato (PMMA): Se realizó la fijación y montaje en PMMA para la prueba de descementado.

8.5.1.2 Limpieza: Las coronas se limpiaron con una pasta de piedra pómez libre de flúor y se secó con aire libre de aceite.

8.5.1.3 Acondicionamiento: Se colocó ácido ortofosfórico al 35 % durante 20 segundos y posteriormente se lavó con agua y aire durante 20 segundos, acto seguido, se secó con aire libre de aceite.

8.5.1.4 Adhesión de la aparatología fija: Se colocó adhesivo líquido Transbond XT en la superficie del esmalte, posteriormente, se aplicó aire libre de aceite, se dispensó resina Transbond XT sobre la malla del bracket (3.5 mm altura por 4 mm de ancho) empleando una pinza portabacket sobre la superficie del diente. Enseguida, se fotopolimerizó con lámpara eighteeth curing

pen X durante 5 segundos por lado (20 segundos en total) a una potencia 1200 mW/cm². Para la prueba al descementado, se colocó una barra de alambre 0.017 x 0.025 con 12 mm de longitud y se posicionó en la ranura mediante un módulo elástico.

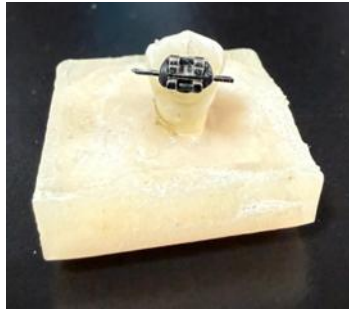


Figura 1. Imagen representativa del cementado de bracket sobre diente natural.

8.5.2 Coronas Dióxido de Zirconio

8.5.2.1 Acondicionamiento Mecánico: Se aplicó arenado con partículas de Al₂O₃ (50 µm) a una presión de 2 bares durante 10 segundos a una distancia de 10 mm.



Figura 2. Acondicionamiento de la superficie con Óxido de Aluminio sobre corona de Zirconio.

8.5.2.2 Acondicionamiento Químico: Se aplicó un agente de unión que contiene monómero 10-MDP para promover la unión química con los óxidos metálicos del zirconio empleando Z Prime plus para 5 muestras y Monobond para 5 muestras.

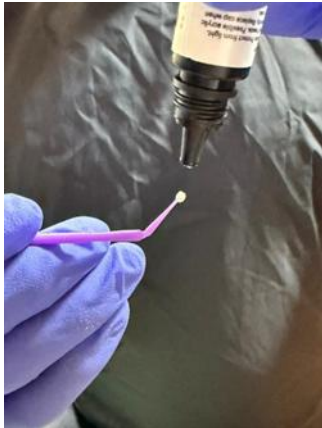


Figura 4. Aplicación de agente adhesivo.

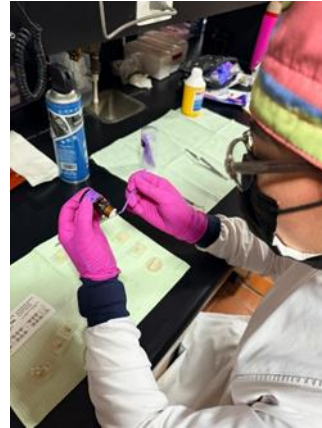


Figura 3. Acondicionamiento químico con Monobond.

8.6 Procedimiento de cementación

Se utilizaron 15 brackets metálicos de una misma casa comercial (prescripción Roth 0.022"). Se aplicó una resina de fotocurado ortodóncica Transbond XT en la base del bracket. Se posicionó el bracket en el centro de la cara vestibular de la corona, aplicando una presión constante para asegurar un espesor de resina uniforme. Los excesos fueron removidos y se fotopolimerizó por 5 segundos por lado (20 seg en total) a una potencia 1200 mW/cm².



Figura 5. Colocación de adhesivo y aire libre de aceite.



Figura 6. Cementado de bracket sobre corona de zirconio.

8.7 Prueba de descementado

Las muestras se colocaron en una Máquina de Ensayos Universales (Autograph AGS-X; 1 KN Shimadzu, Japón). Se aplicó una carga vertical en sentido oclusogingival, dirigida a la interfase bracket-diente, con una velocidad de 1 mm/min hasta obtener el descementado. (Figuras 7 y 8)



Figura 8. Muestras colocadas en la Máquina de Ensayos Universales.



Figura 7. Prueba de descementado en coronas de zirconio.

8.8 Análisis estadístico

Se realizó una prueba de normalidad de Smirnov Kolmogorov determinando que era viable realizar pruebas no paramétricas (Kruskal Wallis, X^2), por lo que se realizaron pruebas estadísticas mediante el programa IBM SPSS v 23 en español, Kruskal Wallis para comparar medias de 3 grupos experimentales y una X^2 para comparar valores teóricos con valores obtenidos, ajustando un valor de $p \leq 0.05$ para el hallazgo de diferencias estadísticamente significativa.

9. CONSIDERACIONES BIOÉTICAS

De acuerdo con los principios establecidos en el artículo 17 del reglamento de la Ley General de Salud en materia de investigación para la salud, esta investigación se considera de riesgo tipo II, ya que consistió en un estudio experimental *in vitro* en el que se utilizaron órganos dentarios humanos permanentes y extraídos, específicamente premolares superiores e inferiores. En cumplimiento de los aspectos mencionados en la declaración de Helsinki, este estudio se desarrolló conforme a los siguientes criterios:

- El conocimiento que se pretende producir no puede obtenerse por otro medio idóneo, por lo que se justifica la realización de este estudio en órganos dentarios humanos, tomando en cuenta siempre la relevancia que el estudio tiene para la sociedad y la salud pública; considerando en todas sus etapas la normativa de la ley general de salud y los aspectos establecidos en la declaración de Helsinki.
- Se otorgó el consentimiento informado por escrito de donación de órganos dentarios de acuerdo con los parámetros establecidos en el artículo 20, 21 y 22 del reglamento de la Ley General de Salud en materia de investigación para la salud.

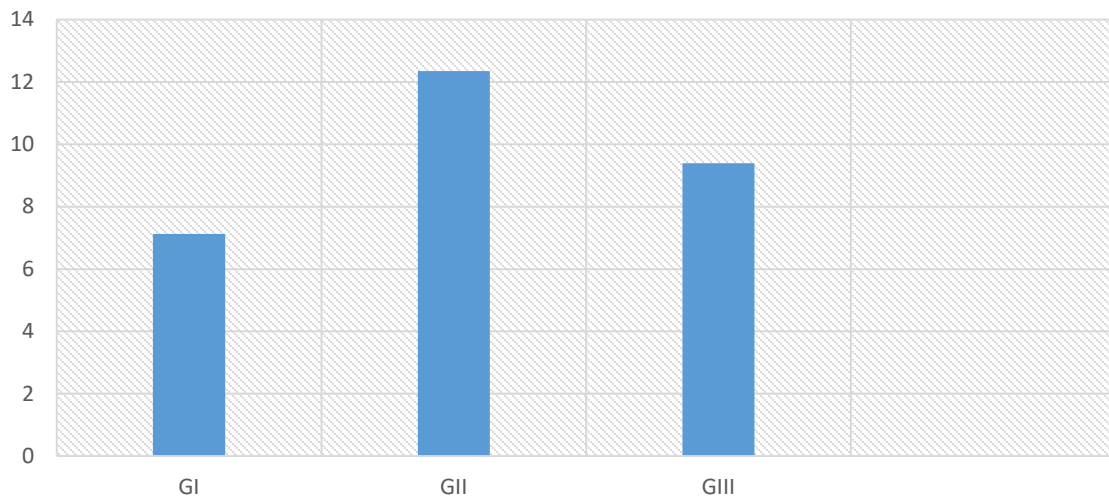
10. RESULTADOS

Los datos se representan mediante estadística descriptiva (media, desviación estándar, valores mínimos y máximos). La fuerza registrada está dada en Megapascuales utilizando el área de la base del bracket (Área = 3.5 mm largo / 4 mm de ancho).

MUESTRAS	MPa	ARI	VALORES MÍNIMOS	VALORES MÁXIMOS	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	MEDIA	*KRUSKAL WALLIS	X ²
G1 (Dientes naturales)								
1	4.66	0	4.66	8.25	1.41	7.1260	<i>p</i> =0.362	<i>p</i> =0.615
2	7.31	1						
3	7.78	1						
4	8.25	0						
5	7.63	1						
GII (Zirconio + Z Prime)								
1	23.81	0	6.86	23.81	12.34	12.3460	<i>p</i> =0.230	<i>p</i> =0.615
2	12.96	2						
3	9.09	2						
4	6.86	3						
5	9.01	0						
GIII (Zirconio + Monobond)								
1	4.39	3	4.39	16.93	5.03	9.3900	<i>p</i> =1.0	<i>p</i> =0.615
2	13.86	0						
3	15.52	3						
4	15.19	0						
5	16.93	2						

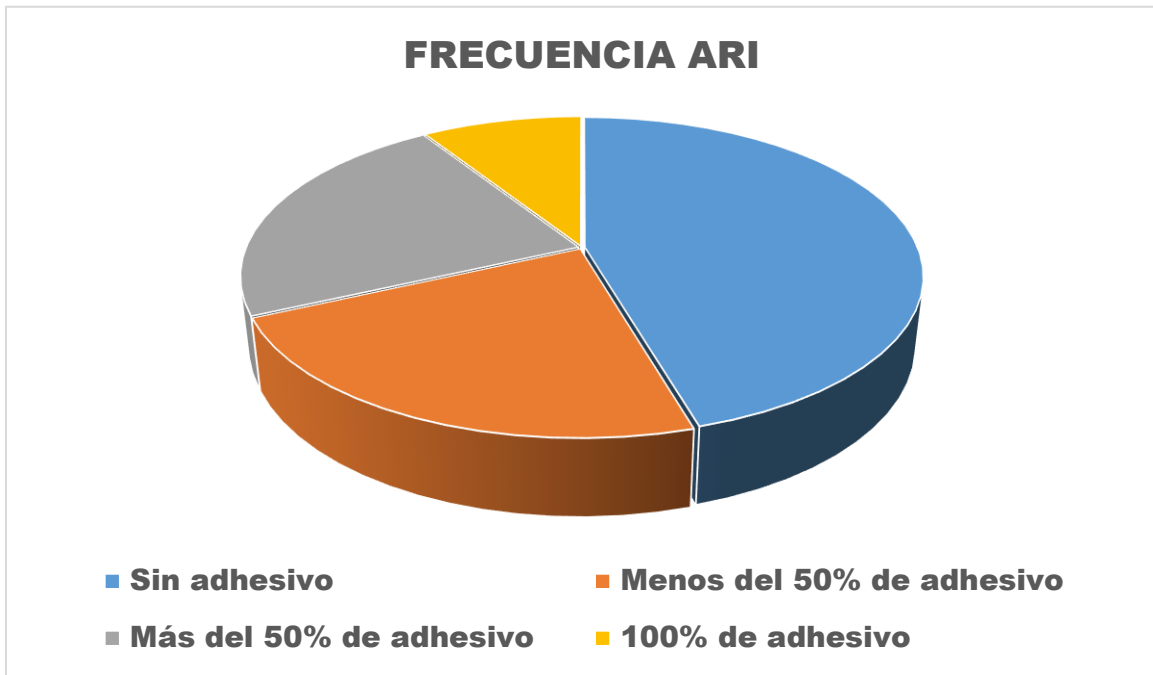
*Las pruebas estadísticas de Kruskal Wallis y X² no identificaron diferencias significativas entre grupos (*p* ≤ 0.05).

Promedio de resistencia al descemnetado



ÍNDICE ARI		
Parámetros		Resultados
0	Sin adhesivo	6
1	Menos del 50% de adhesivo	3
2	Más del 50% de adhesivo	3
3	100% de adhesivo	3
	Total	15

*Resultados obtenidos de acuerdo con el índice ARI ³³



11. DISCUSIÓN

El propósito de esta investigación fue evaluar la resistencia al descementado de brackets metálicos sobre superficies de dióxido de zirconio (ZrO_2) en comparación con el estándar de oro, el esmalte dental. Los resultados revelan que los protocolos de activación superficial que combinan métodos físicos y químicos no solo son eficaces, sino que alcanzan valores de adhesión adecuados para los estándares clínicos necesarios.

La resistencia adhesiva registrada en los grupos de zirconio tratados con Z-Prime Plus (12.34 MPa) y Monobond (9.39 MPa) superó con éxito el rango de 4 a 8 MPa, considerado el mínimo aceptable para soportar cargas ortodóncicas. Este hallazgo es determinante, dado que la naturaleza policristalina del zirconio carece de fase vítrea, lo que lo vuelve intrínsecamente resistente a los protocolos de grabado convencionales descritos históricamente por Michael G. Buonocore.⁶ Mientras que el grabado de Buonocore induce una desmineralización selectiva en el esmalte para permitir la infiltración por capilaridad, en materiales de alta tecnología como el zirconio fresado por CAD/CAM, tecnología impulsada por pioneros como François Duret⁸, este método es insuficiente debido a la inercia química del material.

El éxito del protocolo aplicado se fundamenta en la sinergia de mecanismos descrita por Alsadon¹⁰, quien sostiene que la adhesión en restauraciones indirectas debe integrar fuerzas mecánicas y químicas. En este estudio, el microarenado con óxido de aluminio (Al_2O_3) actuó como el pilar mecánico al generar la topografía irregular necesaria para el intertrabado micromecánico. Esta base mecánica fue complementada por la acción química del monómero 10-MDP. Según Carrilho *et al.*¹² este componente es determinante debido a su capacidad de interacción iónica con los óxidos metálicos, formando sales de MDP-Ca de baja solubilidad que favorecen la estabilidad de la interfase. Los datos obtenidos concuerdan con esta teoría, pues la efectividad de dicha interacción permitió que no existieran diferencias estadísticamente significativas entre los agentes evaluados ($p \leq 0.05$), coincidiendo

con la perspectiva de Chen y Suh ¹⁵ sobre la alta afinidad de los imprimadores bifuncionales por las cerámicas de alta resistencia.

Al analizar el patrón de falla mediante el Índice de Remanente Adhesivo (ARI), propuesto por Artun y Bergland ³¹, se observó una predominancia de la puntuación 0, lo que refleja una falla en la interfase sustrato-adhesivo. Aunque las fuerzas de unión fueron elevadas, el hecho de que el adhesivo no permanezca sobre la superficie cerámica es clínicamente favorable. Como mencionan Margarit *et al.* ²² una distribución adecuada del material cementante permite transmitir las tensiones biomecánicas necesarias sin comprometer la integridad de la restauración. Es notable recalcar que, a pesar de las tensiones aplicadas, no se registraron fracturas cohesivas en las coronas, validando la seguridad de los protocolos de acondicionamiento sobre estructuras cerámicas densas.

En conclusión, la comparación con el esmalte dental (7.12 MPa) refuerza la idea de que la odontología adhesiva contemporánea ha logrado cerrar la brecha entre tejidos biológicos y materiales sintéticos. Mientras que en el esmalte el proceso depende de la formación de una capa híbrida por infiltración de monómeros, fenómeno descrito por Nakabayashi ¹⁴, en el zirconio se logra una unión mediada por enlaces químicos específicos que garantizan un desempeño clínico confiable.

Aunque la investigación actual establece una base sólida y metodológicamente rigurosa para entender la adhesión sobre superficies cerámicas, el trabajo de investigación podría complementarse significativamente en etapas futuras mediante la diversificación de sus parámetros experimentales. Una evolución natural del estudio implicaría la transición hacia un modelo de mayor complejidad, donde el aumento de variables tales como el uso de distintos tipos de sustratos cerámicos, la variación en la composición de los brackets permitiría observar el comportamiento de la interfase adhesiva bajo un espectro de condiciones experimentales más amplio y diversificado.

10. CONCLUSIONES

Tras el análisis de los datos obtenidos y el contraste de los resultados con la evidencia científica actual, se concluye lo siguiente:

- ✓ **Eficacia de los protocolos:** El uso combinado de acondicionamiento mecánico mediante arenado con óxido de aluminio y acondicionamiento químico con monómeros 10-MDP garantiza una resistencia al descementado clínicamente segura para el tratamiento ortodóntico.
- ✓ **Superioridad de los valores experimentales:** Las muestras tratadas con Z Prime Plus (12.34 MPa) y Monobond (9.39 MPa) mostraron una resistencia adhesiva superior a la del Esmalte Natural (7.12 MPa), lo que demuestra que los sistemas adhesivos modernos han logrado cerrar la brecha de rendimiento entre los tejidos naturales y los materiales sintéticos como el zirconio.
- ✓ **Seguridad del material cerámico:** No se registraron fracturas cohesivas en las coronas de zirconio durante las pruebas de tracción, lo que valida que el protocolo de descementado empleado es seguro para la integridad de restauraciones indirectas de alto costo.
- ✓ **Patrón de falla predominante:** De acuerdo con el Índice de Remanente Adhesivo (ARI), la falla más frecuente fue de tipo adhesiva (Grado 0), lo que indica que la unión es lo suficientemente fuerte para la mecánica ortodóntica, pero permite una limpieza de la superficie cerámica sin dejar excedentes críticos de resina.
- ✓ **Recomendación clínica:** Debido a que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre GII y GIII ($p > 0.05$), el clínico puede emplear cualquiera de estos agentes acondicionadores indistintamente, siempre que se respete el protocolo de arenado previo para maximizar la energía superficial del zirconio.

11. FUENTES DE CONSULTA

1. Alvarado L, Nieto E, Prado G. Cementos en Odontología, historia general, usos, ventajas y desventajas, evolución: Costo-Beneficio. contacto_cientifico. 2025
2. Spielman AI. History of Prosthodontics. En: Illustrated Encyclopedia of the History of Dentistry. 2.^a ed. Nueva York: New York University; 2023
3. Guillemeau J. Les Oeuvres de chirurgie de Jacques Guillemeau. París: Chez Nicolas Buon; 1612. p. 502-503.
4. Taylor JA. History of Dentistry: a practical treatise for the use of dental students and practitioners. Philadelphia: Lea & Febiger; 1922.
5. Santamaría A. Giuseppangelo F, ¿Inventor de los dientes de porcelana? Madrid: Sociedad Española de Historia de la Odontología (SEHO);
6. Carrillo-Sánchez C. Michael G. Buonocore, padre de la odontología adhesiva moderna, 63 años del desarrollo de la técnica del grabado del esmalte (1955-2018). Rev ADM. 2018 75(4):216-219.
7. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dent Clin North Am. 2011;55(3):559-570.
8. Ferencz JL, Silva NR, Thompson VP. Fundamentals of CAD/CAM dentistry. Chicago: American College of Prosthodontists Education Foundation; 2018.
9. Zhao Z, Wang Q, Zhao J, Zhao B, Ma Z, Zhang C. Adhesion of Teeth. Front Mater. 2021;7:615225.
10. Alsadon OA. Adhesion concepts and techniques for laboratory-processed indirect dental restorations. Saudi Dent J. 2022;34(8):661-668. doi: 10.1016/j.sdentj.2022.09.007.
11. Münchow EA, Bottino MC. Recent advances in adhesive dentistry: the use of biomolecules and nanotechnology-derived strategies. Restor Dent Endod. 2017;42(4):249-260.
12. Carrilho E, Cardoso M, Ferreira MM, Paula A, Laranjo M, Coelho A. 10-MDP Based Dental Adhesives: Adhesive Interface Characterization and Adhesive Stability—A Systematic Review. Materials. 2019;12(5):790.

13. Padrós E, Padrós J. Principios de la adhesión y la técnica adhesiva. Quintessence: Publicación internacional de odontología. 2012;25(4):187-204.
14. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res. 1982;16(3):265-273.
15. Chen L, Suh BI. Bonding of resin materials to all-ceramics: a review. Curr Oral Health Rep. 2022;9(2):10-17.
16. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, *et al.* Effectiveness and stability of silane coupling agents. Dent Mater J. 2016;35(3):369-75.
17. Kabiri S, Neshati A, Rohani B. Effect of Different Surface Treatments and Pressure Conditions on Shear Bond Strength of Zirconia Ceramic to Composite Resin. Front Dent. 2021;18:26.
18. Morales Crespo CR. Impacto del espesor del núcleo y porcelana en el color y translucidez de las restauraciones dentales: revisión sistemática y metaanálisis. Ambato: Universidad Regional Autónoma de los Andes; 2024.
19. Grewal Bach GK, Torrealba Y, Lagravère MO. Orthodontic bonding to porcelain: A systematic review. Angle Orthod. 2014;84(3):555-560.
20. Estela Ramos DS, Sulca Arce YK, Yactayo Camargo GA. Carillas de disilicato de litio: longevidad y causas más comunes de fracaso. Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2021.
21. Gresnigt MM, Cune MS, Schuitemaker J, *et al.* Performance of ceramic laminate veneers with immediate dentin sealing: An 11 year prospective clinical trial. Dent Mater. 2019;35(7):1042-1052.
22. Margarit R, *et al.* The Influence of Orthodontic Bracket Base Design and Bonding System on Shear Bond Strength. J Funct Biomater. 2024;15(1):15.
23. Magnini S. Evaluación de la fuerza adhesiva según el tratamiento superficial en restauraciones de zirconia: Revisión sistemática. Madrid: Universidad Europea de Madrid; 2023.

24. Kongkiatkamon S, Rokaya D, Kengtanyakich S, Peampring C. Current classification of zirconia in dentistry: an updated review. *PeerJ*. 2023;11:e15669.
25. Le M, Papia E, Larsson C. The effect of combining primers and cements from different cement systems on the bond strength between zirconia and dentin. *BDJ Open*. 2024;10:44.
26. Comino-Garayoa R, Peláez J, Tobar C, Rodríguez V, Suárez MJ. Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Surface Pretreatments and Resin Cements. *Materials*. 2021;14(11):2751.
27. Karami Zarandi P, Madani A, Bagheri H, Moslemion M. The Effect of Sandblasting and Coating of Zirconia by Nano Composites on Bond Strength of Zirconia to Resin Cements. *J Dent (Shiraz)*. 2020;21(1):63-68.
28. Fierro O, Verdugo A, Barrientos B. Técnica CAD/CAM comparado con técnica convencional en pacientes con indicación de restauración indirecta unitaria posterior. *Int J Interdiscip Dent*. 2020;13(3):207-211.
29. Abduo J, Lyons K. Tooth preparation, digital design and milling process considerations for CAD/CAM crowns: Understanding the transition from analog to digital workflow. *J Dent Sci*. 2021;16(4):1047-1055.
30. Vikas S, Sivaraman S, Vignesh S, *et al*. Mechanical and structural characterization of materials using Universal Testing Machine (UTM). *Mater Today Proc*. 2023;80(Pt 2):1428-1432.
31. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*. 1984;85(4):333-340.