



FUERZA DE ADHESIÓN ENTRE LA RESINA ACRÍLICA Y
EL CROMO-COBALTO EN FUNCIÓN DEL TRATAMIENTO
DE LA SUPERFICIE DE LA ALEACION. ESTUDIO IN
VITRO

MÁSTER DE PRÓTESIS, IMPLANTOPRÓTESIS, Y ESTÉTICA DENTAL

TRABAJO FIN DE MÁSTER

MADRID 2025

AUTOR: REDA ALHAKIM

TUTOR: CARLOS SERRANO GRANGER

RESUMEN

La resistencia de unión entre la resina acrílica de polimetilmetacrilato (PMMA) y las aleaciones metálicas constituye un factor crítico en la durabilidad y estabilidad funcional de las prótesis parciales removibles. La aleación de cromo-cobalto (Cr-Co), ampliamente empleada en estructuras metálicas por su elevada resistencia mecánica y biocompatibilidad, presenta una limitada afinidad química con el PMMA, lo que favorece la aparición de fallas adhesivas, microfiltración y fracturas en la interfase. El presente estudio in vitro evaluó la influencia de distintos tratamientos superficiales aplicados a la aleación Cr-Co en la resistencia de unión con el PMMA.

Se utilizaron dieciséis planchas de Cr-Co, distribuidas en cuatro grupos experimentales (n=4) según el tratamiento aplicado: limpieza con alcohol (control), arenado con Al₂O₃ de 50 µm, aplicación de adhesivo MDP (SR-Link®) y combinación de arenado + MDP. Sobre cada plancha se polimerizó PMMA en condiciones estandarizadas y se realizó una prueba de tracción para determinar la fuerza máxima antes de la separación metal-resina. Los datos se analizaron mediante ANOVA de un factor y prueba post hoc de Tukey ($\alpha = 0,05$).

Los resultados mostraron diferencias significativas entre tratamientos ($p < 0,001$). La resistencia media de unión fue de 0,77 MPa para el control, 1,63 MPa para el arenado, 1,78 MPa para el MDP y 2,38 MPa para la combinación arenado + MDP, siendo esta última significativamente superior al resto de grupos. Se concluye que la modificación superficial del Cr-Co mediante arenado y MDP ejerce un efecto sinérgico que incrementa la adhesión metal-resina, superando ampliamente los valores obtenidos mediante tratamientos aislados.

Estos hallazgos respaldan la incorporación del protocolo arenado + MDP como estrategia eficaz y clínicamente viable para optimizar la resistencia de unión entre Cr-Co y PMMA, contribuyendo a mejorar la longevidad y estabilidad de las prótesis parciales removibles

Palabras clave

Cromo-cobalto; PMMA; Tratamientos superficiales; Arenado; Monómero MDP; Adhesión metal-resina; Prótesis parcial removible; Resistencia de unión.

Abstract

The bond strength between polymethyl methacrylate (PMMA) acrylic resin and metal alloys is a key determinant of the long-term performance and clinical reliability of removable partial dentures. Cobalt-chromium (Cr-Co) alloys, widely used due to their mechanical strength and biocompatibility, show limited chemical affinity with PMMA, which often results in adhesive failures, microleakage, and interfacial fractures. This *in vitro* study evaluated the effect of different surface treatments applied to Cr-Co alloy on its bonding strength with PMMA.

Sixteen Cr-Co plates were assigned to four experimental groups (n=4) according to the surface treatment: cleaning with alcohol (control), airborne-particle abrasion with 50 μm Al_2O_3 , application of MDP-based primer (SR-Link®), and combined airborne-particle abrasion + MDP. PMMA was polymerized over each plate under standardized conditions, and tensile tests were performed to determine the maximum load before bond failure. Data were analyzed using one-way ANOVA and Tukey's post-hoc test ($\alpha = 0.05$).

Significant differences were found between treatments ($p < 0.001$). Mean bond strength values were: 0.77 MPa (control), 1.63 MPa (airborne-particle abrasion), 1.78 MPa (MDP), and 2.38 MPa (abrasion + MDP), with the combined treatment showing the highest performance and significantly outperforming all other groups. These results demonstrate a synergistic effect between micromechanical retention and chemical bonding, providing the strongest and most stable interface.

In conclusion, the combination of airborne-particle abrasion and MDP primer is an effective and clinically applicable protocol for enhancing Cr-Co-PMMA adhesion, improving the structural integrity and longevity of removable partial dentures.

Keywords

Cobalt-chromium alloy; PMMA; Surface treatment; Airborne-particle abrasion; MDP monomer; Metal-resin adhesion; Removable partial denture; Bond strength.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Resinas acrílicas.....	1
1.1.1. Orígenes y desarrollo de las resinas acrílicas	1
1.1.2. Características.....	2
1.1.3. Aplicaciones en odontología.....	3
1.1.4. Técnicas de polimerización.....	4
1.1.4.1. Termopolimerización	4
1.1.4.2. Polimerización por microondas	4
1.1.4.3. Autopolimerización	5
1.1.4.4. Fotopolimerización.....	5
1.1.4.5. CAD/CAM.....	5
Biocompatibilidad y consideraciones de seguridad.....	6
1.2. Las aleaciones en odontología.....	7
1.2.1. Clasificación y propiedades de las aleaciones en odontología.....	8
1.2.2. Métodos de procesamiento de las aleaciones dentales.....	11
1.3. La adhesión entre las resinas acrílicas y las aleaciones metálicas	13
1.3.1. Mecanismos de adhesión entre metal y resina acrílica	15
2. JUSTIFICACIÓN	18
3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	22
3.1. Hipótesis nula	22
3.2. Objetivos.....	22
4. MATERIALES Y MÉTODO	24
4.1. Materiales	24
4.2. Método.....	25
5. RESULTADOS	28
5.1. Estadística descriptiva	28
5.2. Estadística inferencial.....	30
6. DISCUSIÓN	33
6.1. Discusión de los materiales.....	33
6.2. Discusión del método.....	34
6.3. Discusión de los resultados.....	36
6.4. Implicaciones clínicas y prácticas.....	38

6.5. Fortalezas y limitaciones	39
6.6. Líneas de investigación	40
7. CONCLUSIONES	43
8. BIBLIOGRAFÍA	45

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1 : RESINAS ACRÍLICAS

1.1.1 : Orígenes y desarrollo de las resinas acrílicas

La resina acrílica fue sintetizada por primera vez en 1900 por el químico alemán Rohn, se ha utilizado ampliamente en MEDICINA y ODONTOLOGÍA desde 1940, tras ser patentada por Kultzer.(1)

El polímero se obtiene mediante la polimerización del metacrilato de metilo (MMA) en un entorno acuoso. Este proceso da como resultado la formación de esferas muy pequeñas de polimetacrilato de metilo (PMMA) con un diámetro de 40-100 μm . El PMMA fue descubierto a principios de la década de 1930 por los químicos británicos Rowland Hill y John Crawford, y posteriormente fue aplicado por el químico alemán Otto Rohm en 1934. (1)

Sin embargo, para el desarrollo de la tecnología de producción de polímeros, es necesario encontrar un método rápido para sintetizar el MMA. Este método de síntesis rápida fue introducido por Crawford a principios de la década de 1930. Este método implica la aplicación de productos químicos comunes como la acetona, el ácido cianhídrico, el metanol y el ácido sulfúrico. Actualmente, este proceso es ampliamente utilizado para sintetizar PMMA. (1)

La síntesis inicial del polimetilmetacrilato (PMMA) y sus propiedades tempranas están intrínsecamente ligadas a la historia del desarrollo de los polímeros sintéticos en general. Si bien el metacrilato de metilo (MMA), el monómero del PMMA se conocía desde principios del siglo XX, su polimerización eficiente y a escala industrial fue un desarrollo posterior.

La polimerización del MMA para obtener PMMA se logró inicialmente mediante técnicas de polimerización en masa, es decir, el monómero puro se sometía a una reacción de polimerización en cadena iniciada por radicales libres. Estos radicales libres, generados por un iniciador químico (como el peróxido de benzoilo), atacan la doble ligadura del MMA, iniciando una reacción en cadena que produce largas cadenas poliméricas de PMMA. Sin embargo, este proceso en masa presentaba varios inconvenientes:

- **Control de la reacción:** Dificultad para controlar la velocidad de reacción y el peso molecular del polímero resultante. La reacción era exotérmica, y un aumento excesivo de temperatura podía llevar a una polimerización incontrolada y a la formación de un producto de baja calidad.

- **Viscosidad:** El incremento de la viscosidad a medida que la reacción avanzaba dificultaba la disipación del calor, agravando el problema de control de la temperatura.
- **Proceso de purificación:** El producto obtenido requería un proceso de purificación complejo para eliminar el monómero residual y otras impurezas.

Estos desafíos limitaron la producción temprana del PMMA a escala industrial. La búsqueda de métodos de polimerización más controlables fue una fuerza impulsora en el desarrollo de la ciencia de polímeros en las décadas siguientes. (2)

1.1.2: Características

El PMMA obtenido mediante las primeras técnicas de polimerización en masa, a pesar de sus imperfecciones, demostró propiedades que inmediatamente captaron la atención de diversas industrias, incluyendo la odontología:

- **Transparencia:** El PMMA es un material transparente, característica muy apreciada en las aplicaciones ópticas.
- **Resistencia al impacto:** Comparado con otros materiales disponibles en la época, el PMMA presentaba buena resistencia a golpes y fracturas.
- **Facilidad de procesamiento:** La facilidad de moldeo y maquinado del PMMA lo convertía en un material atractivo para la fabricación de diversos artículos.
- **Resistencia a la abrasión:** El PMMA tiene una buena resistencia a la abrasión, característica relevante para su uso en aplicaciones sometidas a desgaste.
- **Estabilidad:** El PMMA muestra relativa estabilidad química en un amplio rango de condiciones.

Es importante notar que las propiedades del PMMA en sus primeras aplicaciones no eran óptimas y dependían fuertemente de la pureza del monómero y del control de la polimerización. La presencia de monómero residual era un problema común, lo que afectaba las propiedades mecánicas y la biocompatibilidad del material. A pesar de estas limitaciones, las propiedades tempranas del PMMA fueron suficientes para abrir camino a su uso en diversas áreas, incluyendo su eventual y trascendental aplicación en odontología. (3)

1.1.3 : Aplicaciones en Odontología

Las primeras aplicaciones odontológicas del PMMA (polimetilmetacrilato) surgieron poco después de su desarrollo a principios de la década de 1930, aprovechando sus propiedades favorables en comparación con los materiales existentes en la época. Aunque no existen registros precisos de la primera aplicación exacta, su adopción fue un proceso gradual y se basó en la experimentación y la observación de sus ventajas. (2)

Inicialmente, el PMMA se usó de forma experimental para solucionar problemas específicos que los materiales dentales convencionales (principalmente porcelana y metales) no podían resolver adecuadamente. Las principales áreas de aplicación inicial fueron:

- **Prótesis dentales:** La principal ventaja del PMMA en la creación de prótesis dentales fue su capacidad para ser moldeado con precisión y para imitar la apariencia de los dientes naturales con mayor fidelidad que los materiales previos. Su transparencia, combinada con la posibilidad de teñirlo para imitar el color de las encías y los dientes, lo hacía estéticamente más atractivo. Además, su resistencia al impacto y a la fractura era superior a la porcelana, lo que contribuyó a una mayor durabilidad de las prótesis. Sin embargo, las primeras prótesis de PMMA aún presentaban limitaciones en cuanto a la resistencia al desgaste y a la posibilidad de fracturas, problemas que se fueron atenuando con las mejoras en la técnica de polimerización y la formulación del material.
- **Materiales auxiliares:** Además de su uso en prótesis, el PMMA se empleó inicialmente en aplicaciones auxiliares en odontología (4), tales como:
 - **Modelos dentales:** El PMMA se utilizó para fabricar modelos dentales más precisos y resistentes, sustituyendo a los materiales tradicionales de yeso que presentaban mayor fragilidad y menor precisión.
 - **Férulas:** Se usó para la confección de férulas, aparatos provisionales para proteger dientes o estructuras periodontales.
 - **Reparaciones:** La facilidad de procesamiento del PMMA permitió su uso para la reparación de prótesis dentales o de otros materiales dentales.

Es importante destacar que el uso inicial del PMMA en odontología fue un proceso iterativo. Las primeras aplicaciones demostraron las ventajas del material, pero también sus limitaciones. Este proceso de prueba y error, combinado con la investigación continua en la polimerización y la modificación de las resinas, condujo a las mejoras en las técnicas de fabricación y en las propias propiedades del PMMA, consolidando su posición como

material fundamental en la odontología moderna. La posterior introducción de métodos de polimerización más controlados, como la polimerización por fotoactivación, y la incorporación de aditivos para mejorar las propiedades, ampliaron aún más sus aplicaciones en el campo de la odontología restauradora y protésica.

1.1.4 : Técnicas de polimerización

La evolución de las técnicas de polimerización del polimetilmetacrilato (PMMA) ha sido crucial para su éxito en odontología. La transición de métodos iniciales, con limitaciones significativas, a técnicas más controladas y eficientes ha permitido una mayor precisión, reproducibilidad, y propiedades del material (2):

1.1.4.1 : Termopolimerización

Este método, el más tradicional, implica la polimerización del PMMA en un baño de agua caliente, activando un iniciador químico (peróxido de benzoilo) que se descompone en radicales libres para iniciar la polimerización. Se logra un grado de polimerización mayor con este método comparando con otros métodos de polimerización.(5)

- Ventajas: Alto grado de polimerización que resulta en buenas propiedades mecánicas, incluyendo una mayor resistencia y menor absorción de agua.
- Desventajas: El proceso es lento (~9 horas a 74 °C) y requiere un ciclo de curado preciso. La contracción de polimerización puede ser un problema.

Según la literatura, en los sistemas comerciales de bases de prótesis, que incorporan partículas pre-polimerizadas de PMMA y formulaciones optimizadas, los valores reales de contracción volumétrica se sitúan habitualmente en torno al 5–8 %, tanto para resinas termopolimerizables como para resinas autopolimerizables, siendo estas últimas ligeramente más contraíbles. Diversos autores han descrito además contracciones lineales en el rango de 0,2–0,9 %, valores que, aunque menores, pueden traducirse en desajustes clínicamente apreciables en la adaptación de la base protésica si no se controlan adecuadamente las técnicas de procesado. (6,7)

1.1.4.2 : Polimerización por microondas (Microwave-Cured PMMA)

Este método más reciente utiliza la energía de las microondas para iniciar y acelerar la polimerización. Se necesita una mufla no metálica.

- Ventajas: Se reduce el tiempo de polimerización a unos tres minutos a 500W. Las propiedades físicas del material son comparables al PMMA curado por calor.

- Desventajas: Se reporta que la resistencia al impacto y a la flexión son inferiores al PMMA curado por calor. El enlace con los dientes acrílicos es más débil. Otra desventaja es que la prótesis no puede llevar refuerzos o elementos metálicos.

1.1.4.3 : Autopolimerización

La polimerización química o autopolimerización utiliza una amina terciaria como acelerador, que activa el peróxido de benzoilo. No requiere calor externo.

- Ventajas: Buena estabilidad dimensional y adaptación, con menor contracción de polimerización. Más fácil de adaptar.
- Desventajas: El grado de polimerización es menor, lo que resulta en mayor cantidad de monómero residual que puede liberarse y afectar las propiedades mecánicas y la biocompatibilidad. Menor estabilidad de color.

1.1.4.4 : Fotopolimerización

Similar a las resinas compuestas, este tipo de PMMA se modifica reemplazando el iniciador convencional químico (peróxido de benzoilo) con un fotoiniciador (camforquinona). La luz visible activa el fotoiniciador, iniciando la polimerización.

- Ventajas: Fácil fabricación, mejor control sobre el tiempo y la ubicación de la polimerización. Menor contracción y adhesión bacteriana.(6)
- Desventajas: Profundidad de curado limitada, sensibilidad a la técnica y un costo ligeramente más alto que el PMMA convencional.(6,7)

1.1.4.5 : CAD/CAM

En la literatura reciente se destaca la creciente incorporación de la fabricación asistida por ordenador (CAD/CAM) para la elaboración de prótesis de PMMA, utilizando bloques para fresar, que ofrecen más ventajas en comparación con las técnicas convencionales de polimerización.(2)

- Ventajas: Propiedades mecánicas optimizadas, mejor biocompatibilidad, estabilidad del color y la forma, y mayor precisión.
- Desventajas: Mayor costo de los materiales.

El artículo destaca que no hay un método superior para todas las aplicaciones y que la elección de la técnica depende de los requisitos específicos de cada caso. La investigación se centra en minimizar los inconvenientes de cada método, especialmente la liberación de monómeros residuales y la mejora de las propiedades mecánicas y biológicas. (2)

Biocompatibilidad y Consideraciones de Seguridad

El PMMA se considera generalmente un material biocompatible, con toxicidad leve a moderada. La mucosa oral es más resistente a sustancias tóxicas que los cultivos celulares in vitro, debido a su capa epitelial y alto contenido de mucina. Sin embargo, puede causar algunas reacciones adversas en pacientes y personal dental debido a la liberación de sustancias potencialmente tóxicas. (8)

Liberación de monómero residual

El monómero residual (MMA) es el principal responsable de los efectos tóxicos y alergénicos del PMMA. La cantidad de monómero liberado depende del tipo de acrílico y método de polimerización. Los acrílicos termopolimerizados liberan menos monómero que los autopolimerizados. El estándar ISO 1567:1999 establece un máximo de 2.2% de MMA residual para acrílicos termopolimerizados y 4.5% para autopolimerizados. (5)

Varios estudios concluyen que el curado térmico es más efectivo para reducir el monómero residual, debido a una polimerización más completa. Además, el almacenamiento previo en agua durante al menos 24 horas (idealmente a 37 °C) antes del uso clínico de la prótesis disminuye notablemente el contenido y la liberación de monómero, reduciendo posibles efectos irritativos o tóxicos en la mucosa oral (5).

Formación de biofilm

La superficie rugosa del PMMA favorece la acumulación de placa y microorganismos. *Candida albicans* puede adherirse fácilmente y formar biofilms en prótesis de PMMA, causando estomatitis protésica.

Mejoras en la biocompatibilidad

- La incorporación de agentes antimicrobianos como fluconazol, clorhexidina o nanopartículas de plata puede reducir la formación de biofilms.
- El uso de acrílicos hipoalergénicos con monómeros alternativos al MMA puede disminuir las reacciones alérgicas.
- Los tratamientos de post-polimerización pueden reducir la cantidad de monómero residual.

Consideraciones de seguridad

- Se debe prestar atención a la liberación de sustancias potencialmente tóxicas durante la preparación y uso del PMMA
- Es importante un correcto pulido de la superficie para reducir la adhesión de microorganismos.

- Se recomienda una higiene adecuada de las prótesis para prevenir infecciones.

En resumen, aunque el PMMA es generalmente biocompatible, se deben tomar precauciones para minimizar los riesgos asociados al monómero residual y la formación de biofilms. Las nuevas formulaciones y tratamientos buscan mejorar su seguridad y biocompatibilidad. (2,3)

1.2 : Las aleaciones en Odontología

Definición y Características de las Aleaciones Dentales:

Las aleaciones dentales son un grupo diverso de materiales metálicos utilizados en odontología para una variedad de aplicaciones (9). Se pueden definir como:

- Mezclas de dos o más metales
- Disponibles en formas fundidas, forjadas o formadas in situ mediante reacción química
- Diseñadas para sobrevivir en el complejo y hostil ambiente oral durante décadas

Importancia de las Aleaciones en Odontología (10):

Las aleaciones dentales son de gran importancia en odontología por varias razones:

1. **Versatilidad de aplicaciones:** Se utilizan para restauraciones permanentes o temporales, instrumentos, implantes y otros dispositivos dentales
2. **Propiedades físicas adaptables:** Permiten obtener las propiedades mecánicas específicas requeridas para cada aplicación dental, como flexibilidad para alambres ortodónticos o rigidez para restauraciones
3. **Durabilidad:** Están diseñadas para resistir el ambiente oral durante largos periodos, soportando fuerzas masticatorias y corrosión
4. **Estética:** Algunas aleaciones permiten crear restauraciones que imitan la anatomía de los dientes
5. **Biocompatibilidad:** Aunque requieren evaluación cuidadosa, muchas aleaciones modernas ofrecen buena compatibilidad biológica para uso a largo plazo
6. **Avances tecnológicos:** El desarrollo de nuevas aleaciones ha ampliado las opciones de tratamiento y mejorado los resultados clínicos en odontología.

1.2.1 : Clasificación y propiedades de las aleaciones en Odontología

La *American Dental Association* (ADA) clasifica las aleaciones metálicas utilizadas en odontología de acuerdo con el porcentaje en peso de metales nobles (Au, Pt, Pd, Rh, Ir, Ru, Os) presentes en la composición. Esta clasificación permite estandarizar el comportamiento químico, físico y clínico de los materiales metálicos usados en restauraciones fijas, prótesis removibles, estructuras de metalcerámica, entre otros.

Aleaciones Alto Contenido Noble

Contienen ≥ 60 % de metales nobles, de los cuales al menos 40 % debe ser oro (Au).

Componentes frecuentes

- Oro (Au) como metal base principal.
- Platino (Pt) y paladio (Pd) como modificadores de resistencia y punto de fusión.
- Pequeñas cantidades de plata (Ag), cobre (Cu), indio (In) o estaño (Sn) para mejorar propiedades de colado y unión cerámica.

Propiedades destacadas

- Excelente resistencia a la corrosión y oxidación.
- Alta biocompatibilidad (mínima liberación iónica).
- Coeficiente de expansión térmica compatible con cerámicas feldespáticas.
- Buena maleabilidad y facilidad de colado.

Aplicaciones clínicas

- Coronas coladas totalmente metálicas.
- Restauraciones metal-porcelana.
- Incrustaciones, onlays y prótesis fijas unitarias o parciales.

Aleaciones Nobles

Contienen ≥ 25 % de metales nobles, pero menos del 60 %. No existe un requisito mínimo de oro.

Componentes frecuentes

- Paladio (Pd) como principal metal noble.
- Puede contener plata (Ag), cobre (Cu), indio (In) o galio (Ga).
- Menor contenido de oro o ausencia del mismo.

Propiedades destacadas

- Buena resistencia a la oxidación (aunque menor que las altas nobles).
- Menor costo que las aleaciones con alto contenido de oro.
- Compatibles con cerámicas dentales, aunque requieren control preciso de la capa de óxido en la unión metal-porcelana.

Aplicaciones clínicas

- Estructuras para prótesis fija metal-porcelana.
- Restauraciones coladas con fines estéticos o funcionales.
- Alternativas económicas a las aleaciones ricas en oro.

Aleaciones Predominantemente Base (no nobles)

Contienen < 25 % de metales nobles (a menudo ninguno). Se basan principalmente en cromo (Cr), cobalto (Co), níquel (Ni) o titanio (Ti).

Propiedades destacadas

- Alta dureza y resistencia mecánica.
- Baja densidad, lo que permite estructuras más ligeras.
- Excelente resistencia a la corrosión (por capa pasiva de óxido de Cr o Ti).
- Menor ductilidad y mayor rigidez que las aleaciones nobles.
- Posible riesgo de hipersensibilidad al Ni o Co en algunos pacientes.

Aplicaciones clínicas

- Estructuras metálicas para prótesis parciales removibles (esqueléticos).
- Estructuras de coronas y puentes metal-porcelana.
- Bases para sobredentaduras o estructuras CAD/CAM.
- Implantes y aditamentos (en el caso del titanio).

Categoría ADA	% Metales Nobles	Ejemplo típico	Propiedades clave	Aplicaciones
Alta noble	$\geq 60\%$ ($\geq 40\%$ Au)	Au-Pt-Pd	Excelente resistencia a la corrosión; biocompatibilidad óptima	Coronas, PFM, incrustaciones
Noble	$\geq 25\%$ pero $< 60\%$	Pd-Ag, Au-Pd	Buena resistencia; menor costo	PFM, restauraciones fijas
Base (no noble)	$< 25\%$	Co-Cr, Ni-Cr, Ti	Alta dureza y rigidez; posible alergia	PPF, esqueléticos, implantes

Importancia clínica de la clasificación

- Corrosión y biocompatibilidad: Directamente proporcional al contenido de metales nobles.
- Costo: Inversamente proporcional al contenido de metales nobles.
- Unión con cerámica: Controlada por la formación de óxidos; más predecible en aleaciones nobles.
- Aplicación CAD/CAM: Las aleaciones base (Co-Cr, Ti) son las más usadas en fresado y sinterizado selectivo (SLM).

Propiedades de las aleaciones dentales

- Biocompatibilidad: Las aleaciones de titanio tienen la mayor biocompatibilidad, seguidas por las de cobalto-cromo y acero inoxidable.
- Resistencia mecánica: Las aleaciones de cobalto-cromo tienen la mayor resistencia, seguidas por las de titanio y acero inoxidable.
- Resistencia a la corrosión: Las aleaciones de titanio tienen la mejor resistencia a la corrosión.
- Módulo de elasticidad: Las aleaciones de titanio tienen el módulo más bajo
- Resistencia al desgaste: Las aleaciones de cobalto-cromo tienen la mayor resistencia al desgaste.
- Ductilidad: El acero inoxidable generalmente tiene mayor ductilidad que las aleaciones de cobalto-cromo y titanio, aunque el oro presenta la mayor ductilidad.
- Capacidad de fundición y conformado: Varía según la aleación específica, pero en general las aleaciones nobles son más fáciles de fundir y conformar.
- Osteointegración: Las aleaciones de titanio tienen la mejor capacidad de osteointegración.

1.2.2 : Métodos de procesamiento de las aleaciones dentales

1.2.2.1 : Colado

Este es el método tradicional y más utilizado para fabricar aleaciones dentales. El proceso implica los siguientes pasos:

1. Se crea un patrón de cera con la forma deseada de la prótesis dental.
2. El patrón se reviste con un material refractario para crear un molde.
3. Se calienta el molde para derretir y eliminar la cera, dejando una cavidad.
4. Se funde la aleación dental y se vierte en el molde.
5. Una vez solidificada, se rompe el molde y se extrae la pieza metálica.
6. Se realiza el acabado final mediante pulido.

El colado permite fabricar piezas complejas, pero puede presentar porosidades o imperfecciones (11).

1.2.2.2 : Fresado CAD/CAM

Este método utiliza tecnología computarizada para diseñar y fabricar prótesis dentales:

1. Se escanea la boca del paciente o un modelo para obtener un modelo 3D digital.
2. Se diseña la prótesis utilizando un software de diseño CAD.
3. El diseño se envía a una fresadora CNC (Control Numérico por Computadora) que contribuye a mejorar la uniformidad del sustrato metálico y puede influir positivamente en la preparación superficial necesaria para optimizar la resistencia de unión con la resina acrílica.
4. La fresadora talla la prótesis a partir de un bloque sólido de la aleación dental.

El fresado ofrece alta precisión y reduce los defectos de fabricación, aunque puede generar más desperdicio de material (11)

1.2.2.3 : Impresión 3D por sinterización láser selectiva (SLS)

Es una técnica de fabricación aditiva que está ganando popularidad:

1. Se crea un diseño 3D digital de la prótesis.
2. Se deposita una capa fina de polvo metálico en una plataforma.
3. Un láser de alta potencia funde selectivamente el polvo según el diseño.
4. Se agrega una nueva capa de polvo y se repite el proceso.
5. La pieza se construye capa por capa hasta completarse.

La impresión 3D permite formas complejas y reduce el desperdicio, aunque puede requerir post-procesamiento(12).

Procesamiento posterior

Independientemente del método de fabricación, las aleaciones dentales suelen requerir tratamientos adicionales:

- Tratamientos térmicos para mejorar propiedades mecánicas.
- Pulido y acabado superficial.
- Recubrimientos o tratamientos superficiales para mejorar biocompatibilidad.

La elección del método dependerá de factores como el tipo de aleación, la complejidad de la prótesis, el volumen de producción y los requisitos específicos del caso clínico.

Las principales propiedades de las aleaciones de cromo-cobalto (Cr-Co) son:

Propiedades microestructurales

- Estructura cristalina FCC (cúbica centrada en las caras) del cobalto como base
- Baja energía de falla de apilamiento; los metales tienen átomos organizados en capas. Una falla de apilamiento ocurre cuando una de esas capas se apila de forma incorrecta, generando un “defecto” dentro del cristal, por lo cual, se requiere poca energía para que ocurra este defecto.
- Capacidad de transformación de fase FCC (cúbica centrada en las caras) a HCP (hexagonal compacta) bajo estrés; la capacidad de transformación de fase FCC a HCP bajo estrés describe la habilidad de ciertas aleaciones, especialmente las basadas en cobalto, de modificar su estructura cristalina cuando se someten a cargas mecánicas. Esta transformación inducida por tensión genera endurecimiento del material, aumenta su resistencia al desgaste y limita la deformación plástica, contribuyendo de forma decisiva al comportamiento mecánico superior que presentan las aleaciones Co-Cr utilizadas en odontología.

Propiedades mecánicas

- Alta resistencia y tasas de endurecimiento por deformación
- Bajo daño bajo cargas cíclicas
- Capacidad de absorber esfuerzos mediante transformación de fase
- Excelente resistencia al desgaste
- Alta resistencia a la corrosión

Propiedades específicas de los elementos aleantes

- El cromo proporciona resistencia a la oxidación y corrosión mediante la formación de una capa superficial de óxido Cr₂O₃

- El cromo también forma carburos que aumentan la resistencia
- El tungsteno y molibdeno proporcionan endurecimiento por solución sólida
- El carbono forma carburos que aumentan la resistencia y dureza

Propiedades de procesamiento

- Buena colabilidad para fundición
- Capacidad de ser procesadas por métodos de fabricación aditiva

Propiedades biológicas

- Biocompatibilidad para uso en implantes médicos
- Baja liberación de iones metálicos en comparación con otras aleaciones

Estas propiedades hacen que las aleaciones Cr-Co sean adecuadas para aplicaciones biomédicas como implantes articulares, donde se requiere alta resistencia mecánica, resistencia al desgaste y biocompatibilidad. (10,11)

1.3 : La adhesión entre las resinas acrílicas y las aleaciones metálicas

En el campo de la prótesis removible / metal-resina, una unión fuerte y duradera entre la estructura metálica de las prótesis y la base de resina acrílica es fundamental para garantizar la funcionalidad, estabilidad y longevidad de las prótesis parciales removibles (PPR). Las aleaciones de cromo-cobalto (Cr-Co) son ampliamente utilizadas en la fabricación de estructuras metálicas por su resistencia mecánica, estabilidad térmica y excelente biocompatibilidad. Sin embargo, su interacción con la resina acrílica, específicamente el polimetilmetacrilato (PMMA), se ve limitada por la falta de afinidad química entre ambos materiales, lo que genera una zona de unión débil propensa a fallas adhesivas, microfiltración, decoloración y colonización bacteriana.

La durabilidad y el éxito clínico de las prótesis parciales removibles (PPR) dependen en gran medida de la calidad de la unión entre el marco metálico y la base de resina acrílica. Tradicionalmente, las aleaciones de cromo-cobalto (Cr-Co) se han utilizado como material base para las estructuras metálicas debido a sus excelentes propiedades mecánicas, su resistencia a la corrosión y su biocompatibilidad con los tejidos orales (13). Por otro lado, la resina acrílica, en particular el polimetilmetacrilato (PMMA), ha sido ampliamente empleada como material para bases de prótesis debido a su estética, facilidad de manipulación y propiedades físicas aceptables (14).

A pesar de la frecuencia con la que se combina Cr-Co con PMMA en odontología protésica, esta unión presenta desafíos importantes. La falta de afinidad química entre ambos materiales genera una interfaz débil, lo que puede provocar una separación entre

la resina y el metal bajo condiciones funcionales normales, como las fuerzas masticatorias y las variaciones térmicas propias del entorno bucal. La incompatibilidad en el coeficiente de expansión térmica entre el metal y la resina contribuye además al desarrollo de microespacios en la interfaz, favoreciendo la microfiltración, la acumulación de microorganismos, la decoloración de la resina y una posible respuesta adversa de los tejidos blandos(13).

En este contexto, mejorar la adhesión entre la resina acrílica y las aleaciones metálicas se ha convertido en un objetivo clave para la odontología restauradora. Diversos enfoques han sido propuestos para superar esta limitación, los cuales incluyen tratamientos mecánicos, químicos y combinados. Entre los tratamientos mecánicos, el arenado con óxido de aluminio (Al_2O_3) ha demostrado aumentar la rugosidad superficial y facilitar el anclaje micromecánico (15). A nivel químico, los primers adhesivos que contienen monómeros funcionales como el 4-META (4-metacriloxietil trimelital anhídrido), MDP (10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato) y sales de diazonio han mostrado una mejora significativa en la resistencia de unión entre PMMA y metales (14).

Estudios como el de Ohkubo et al. (2000) compararon diferentes primers y demostraron que el uso de Metal Primer II y Cesead Opaque Primer en superficies de Cr-Co aumenta considerablemente la resistencia de unión en comparación con superficies no tratadas (16).

De forma similar, Banerjee et al. (2009) reportaron que la combinación de arenado con primers como MR Bond y posterior curado en olla de presión produjo una resistencia de tracción significativamente superior a la obtenida por métodos convencionales (17). Por su parte, Alageel et al. (2014) propusieron un enfoque novedoso basado en la química de sales de diazonio, el cual permite formar enlaces covalentes entre las superficies metálicas y la resina acrílica, logrando incrementar la fuerza de adhesión entre 2.5 y 5 veces respecto al grupo control (14).

La evidencia recopilada en la revisión sistemática realizada por Ajay et al. (2023) respalda estos hallazgos al indicar que los primers con grupos fosfato, como el MDP, son especialmente eficaces para mejorar la adhesión a aleaciones base como el Cr-Co (18). Estos métodos, además de aumentar la fuerza de unión, ayudan a reducir el riesgo de microfiltración y el deterioro prematuro de la prótesis.

1.3.1 : Mecanismos de Adhesión entre Metal y Resina Acrílica

La adhesión entre la aleación de Cr-Co y el PMMA puede lograrse mediante tres mecanismos principales:

a) Adhesión mecánica

Se basa en el anclaje del polímero en las irregularidades superficiales del metal. Técnicas como el arenado con óxido de aluminio (Al_2O_3) aumentan la rugosidad y el área de contacto, facilitando la retención de la resina (15). Los métodos más comunes son el arenado con partículas abrasivas (usualmente Al_2O_3 de 50 μm) y el láser, los cuales aumentan la superficie específica y la retención micromecánica (15). También se han utilizado métodos como el grabado ácido con HCl, aunque su eficacia es variable.

b) Adhesión química

Implica la formación de enlaces covalentes o interacciones químicas específicas entre el metal y el polímero. Esto se logra mediante primers o monómeros funcionales, como el 4-META, el MDP y otros compuestos con grupos ácidos o fosfatos que interactúan con los óxidos metálicos (19).

Diversos estudios han demostrado que los primers que contienen 4-META o MDP mejoran significativamente la resistencia de unión en Cr-Co (17). Estos compuestos interactúan con la capa de óxidos del metal, permitiendo la polimerización conjunta con el PMMA.

- El 4-META, por ejemplo, contiene un grupo anhídrido que se une químicamente a los óxidos metálicos y un grupo metacrilato que co-polimeriza con el PMMA (19).
- El MDP (10-metacrililoiloxidecil dihidrógeno fosfato) actúa de forma similar, formando enlaces estables con metales base como el Co-Cr (20).

Una innovación reciente es el uso de sales de diazonio, las cuales permiten el injerto de radicales aromáticos sobre superficies metálicas formando enlaces covalentes. Esta técnica ha demostrado multiplicar por 2.5 a 5 veces la fuerza de adhesión entre metales como el titanio y el acero inoxidable con PMMA, y presenta un gran potencial para Cr-Co (14).

c) Adhesión fisicoquímica

Combinación de las anteriores, donde se busca una sinergia entre la rugosidad superficial y la reactividad química, generando una unión más estable y duradera.

A pesar de los avances en el entendimiento de los mecanismos de adhesión y la disponibilidad de nuevas tecnologías, aún persiste la necesidad de estandarizar los tratamientos superficiales más efectivos y clínicamente viables. Las condiciones intraorales, el tipo de resina, el protocolo de aplicación y la estabilidad a largo plazo de la unión son variables que deben considerarse en la elección del tratamiento.

2.JUSTIFICACIÓN

2. JUSTIFICACIÓN

La unión entre las estructuras metálicas de las prótesis removibles y las bases acrílicas constituye un aspecto fundamental para garantizar la durabilidad, la funcionalidad y la estabilidad clínica de las restauraciones protésicas. En particular, la aleación de cromo-cobalto (Cr-Co) y la resina acrílica de polimetilmetacrilato (PMMA) conforman uno de los sistemas más empleados en la odontología protésica moderna debido a su combinación de resistencia mecánica, biocompatibilidad y facilidad de manipulación (6, 7, 11).

Sin embargo, esta combinación presenta una limitación estructural intrínseca: la ausencia de afinidad química natural entre el metal y la resina. Esta incompatibilidad dificulta la formación de una interfase estable y duradera, generando uniones débiles que pueden fallar bajo las tensiones masticatorias o las variaciones térmicas propias del medio oral (10, 11). Como consecuencia, se producen fracturas adhesivas, separación de los componentes, microfiltración, infiltración bacteriana y, en última instancia, un deterioro funcional de la prótesis que puede comprometer la salud bucal del paciente y la longevidad del tratamiento rehabilitador (10, 12).

El desarrollo de materiales y técnicas destinados a mejorar la adhesión entre la aleación Cr-Co y la resina PMMA representa, por tanto, un desafío constante para la investigación en odontología restauradora y protésica. En las últimas décadas, diversos autores han evaluado tratamientos superficiales que buscan incrementar la energía superficial del metal o promover una unión química más efectiva entre ambas fases (12–15). Entre los métodos más estudiados destacan el arenado con partículas de óxido de aluminio (Al_2O_3), que incrementa la rugosidad superficial y mejora la retención micromecánica (12, 14), y la aplicación de adhesivos con monómeros funcionales, como el MDP (10-

metacriloxidecil dihidrógeno fosfato) o el 4-META, capaces de establecer enlaces químicos estables con los óxidos metálicos presentes en la superficie del Cr-Co (15–17).

Asimismo, enfoques más recientes como la modificación superficial mediante sales de diazonio han mostrado resultados prometedores, ya que permiten formar enlaces covalentes directos entre la aleación metálica y la matriz acrílica, mejorando significativamente la resistencia de unión (11). Estas estrategias combinadas, de naturaleza mecánica y química, reflejan una evolución en el conocimiento de los mecanismos de adhesión metal–resina y ofrecen nuevas oportunidades para optimizar la performance clínica de las prótesis removibles.

A pesar de los avances en este campo, la literatura científica no ha establecido aún un consenso definitivo sobre cuál es el tratamiento superficial más eficaz, reproducible y clínicamente aplicable. Las diferencias en los diseños experimentales, los métodos de preparación y las condiciones de ensayo dificultan la comparación entre estudios y limitan la estandarización de protocolos clínicos (13, 15). En este contexto, resulta necesario realizar investigaciones que evalúen de forma controlada y comparativa los distintos tratamientos de superficie, permitiendo establecer evidencias sólidas que orienten la práctica clínica.

Por ello, este estudio *in vitro* se justifica por su relevancia tanto científica como clínica. Desde el punto de vista experimental, contribuye a ampliar el conocimiento sobre los mecanismos de adhesión entre el PMMA y la aleación de Cr-Co, mediante un análisis comparativo de diferentes tratamientos superficiales bajo condiciones reproducibles de laboratorio. Desde la perspectiva clínica, el estudio busca identificar la combinación de procedimientos que proporcione la mayor resistencia de unión, favoreciendo la durabilidad y la estabilidad funcional de las prótesis parciales removibles.

Este trabajo responde a una necesidad en la práctica odontológica contemporánea; minimizar las fallas adhesivas que afectan la integridad de las prótesis y comprometen la satisfacción y bienestar de los pacientes. Al establecer evidencia científica sobre la influencia del tratamiento superficial en la resistencia de unión metal–resina, este estudio pretende sentar las bases para la elaboración de protocolos clínicos más eficaces, seguros y predecibles, contribuyendo así a la mejora continua de la rehabilitación protésica y a la calidad de vida del paciente.

3.HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.1 : HIPÓTESIS NULA

H₀: Los distintos tratamientos de la superficie de la aleación no afectan a la resistencia de la unión entre el PMMA y el Cr-Co.

3.2 : OBJETIVOS

Objetivo principal: determinar si existen diferencias en la resistencia de la unión entre el PMMA y el Cr-Co según el tratamiento de la superficie de la aleación.

Objetivo secundario: cuantificar la fuerza de la unión según el tratamiento de la superficie del Cr-Co.

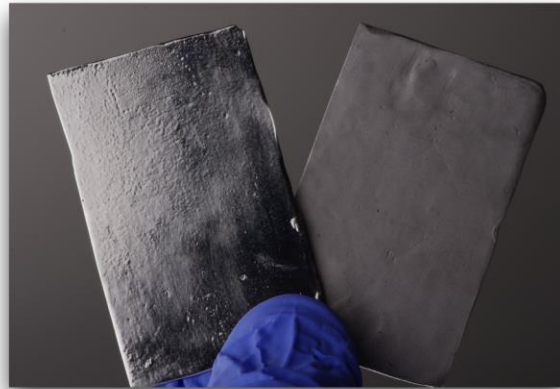
4.MATERIALES Y MÉTODO

4. MATERIALES Y MÉTODO:

4.1 : MATERIALES

Para realizar el estudio se utilizaron los siguientes materiales:

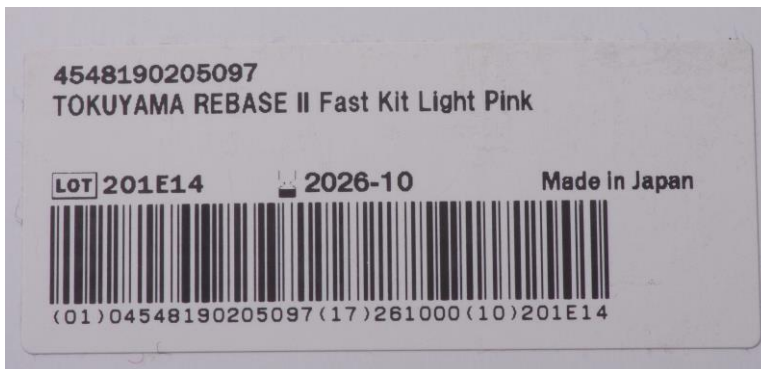
- Planchas de Cr-Co que fueron confeccionadas por el laboratorio Prótesis S.A.



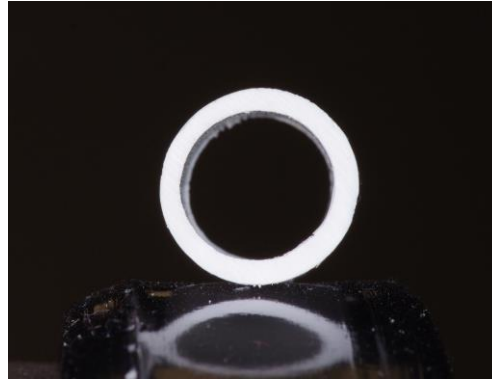
Composition
in % by mass:

Co	Cr	W	Mo	Si
63,9	24,7	5,4	5,0	1,0

- Resina PMMA de la casa comercial Tokuyama®



- Para preparar las muestras del acrílico de PMMA se utilizaron cilindros de PVC de 20mm de altura y de 7mm de diámetro.



- Adhesivo MDP SR-Link® de Ivoclar®.



4.2 : MÉTODO

Este estudio experimental *in vitro*, se realizó sobre 16 planchas de Cr-Co. Las planchas se dividieron en cuatro grupos de 4 planchas en cada grupo. Las superficies de las planchas fueron tratadas con cuatro métodos diferentes:

Grupo 1: las 4 planchas se limpiaron con alcohol etílico 96°

Grupo 2: sobre las 4 planchas se realizó el arenado con partículas de óxido de aluminio de 50µm a presión 2,5 bar durante 5 segundos.

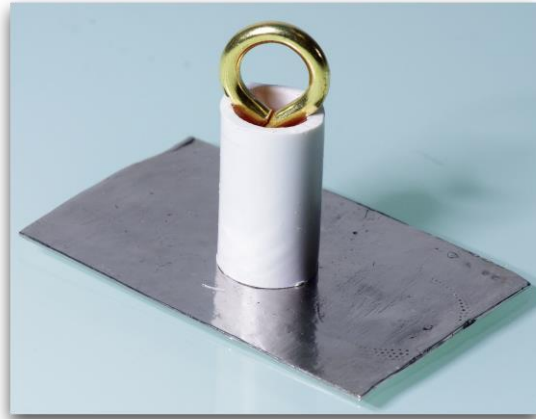
Grupo 3: sobre las 4 planchas se aplicó adhesivo MDP SR-Link® de Ivoclar®

Grupo 4: sobre las 4 planchas se realizó arenado con partículas de óxido de aluminio de 50µm a presión 2,5bar y posteriormente se aplicó adhesivo MDP SR-Link® de Ivoclar®.

Posteriormente se prepararon las muestras de acrílico PMMA t

Tokuyama® sobre las planchas colocando la resina acrílica dentro de los tubos de PVC y luego se colocaron los ganchos cerrados de acero en la parte superior de cada muestra durante el proceso de polimerización de la resina.

Para hacer la prueba de tracción se usó una báscula digital para cuantificar la fuerza necesaria (en kilogramos) para separar la muestra del acrílico de la plancha de Cr-Co.



Cálculo de la Fuerza de Adherencia:

La fuerza de adherencia o resistencia de unión se determina mediante la siguiente ecuación:

$$F = P / A$$

Donde:

- • F = fuerza de adherencia (MPa)
- • P = carga máxima aplicada antes de la fractura (N)
- • A = área de la superficie de unión (mm²)

Recordando que: 1 MPa = 1 N/mm² y 1 kgf = 9.81 N.

Ejemplo de cálculo:

Si una probeta falla con una carga de 9,35 kg y el área adherida es de 39,27 mm², se realiza la conversión de unidades y el cálculo de la siguiente forma:

1. Convertir la carga a Newtons: $9,35 \text{ kg} \times 9,81 = 91,69 \text{ N}$
2. Aplicar la fórmula: $F = 91,69 \text{ N} / 39,27 \text{ mm}^2 = 2,33 \text{ MPa}$

Por lo tanto, la resistencia de unión correspondiente al tratamiento combinado (Arenado + MDP) es de aproximadamente 2,33 MPa, lo que representa el valor más alto entre los grupos analizados.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

Se midió la fuerza de tracción (kg) en cuatro grupos de tratamiento de la superficie de Cr-Co, con cuatro repeticiones por grupo. En la siguiente tabla se presentan las medias, intervalos de confianza al 95% y la conversión a MPa.

Resultados de la prueba de tracción

Grupo/Plancha	Ensayo 1 (kg)	Ensayo 2 (kg)	Ensayo 3 (kg)	Ensayo 4 (kg)	Promedio (kg)
N° 1	3,265	3,165	2,525	3,065	3,005
N° 2	6,885	6,440	6,249	5,995	6,392
N° 3	6,930	6,840	6,954	7,165	6,972
N° 4	9,838	9,215	9,440	8,895	9,347

5.1 : Estadística descriptiva

Tratamiento	Media (kg)	IC95% (kg)	Media (MPa)	IC95% (MPa)
Alcohol 96°	3,01	[2,48; 3,53]	0,77	[0,63; 0,90]
Arenado	6,39	[5,79; 6,99]	1,63	[1,48; 1,78]
MDP (Sr-Link)	6,97	[6,75; 7,19]	1,78	[1,72; 1,83]
Arenado + MDP	9,35	[8,72; 9,98]	2,38	[2,22; 2,54]

Diseño del análisis

- Variable dependiente: fuerza necesaria para separar la muestra (kg).
- Factor: tratamiento superficial con 4 niveles:
 - 1) Alcohol 96°, 2) Arenado con Al₂O₃, 3) Adhesivo MDP (SR-Link®), 4) Arenado + MDP.
- Muestras por grupo: n = 4 (total = 16).
- Nivel de significancia: $\alpha = 0.05$.

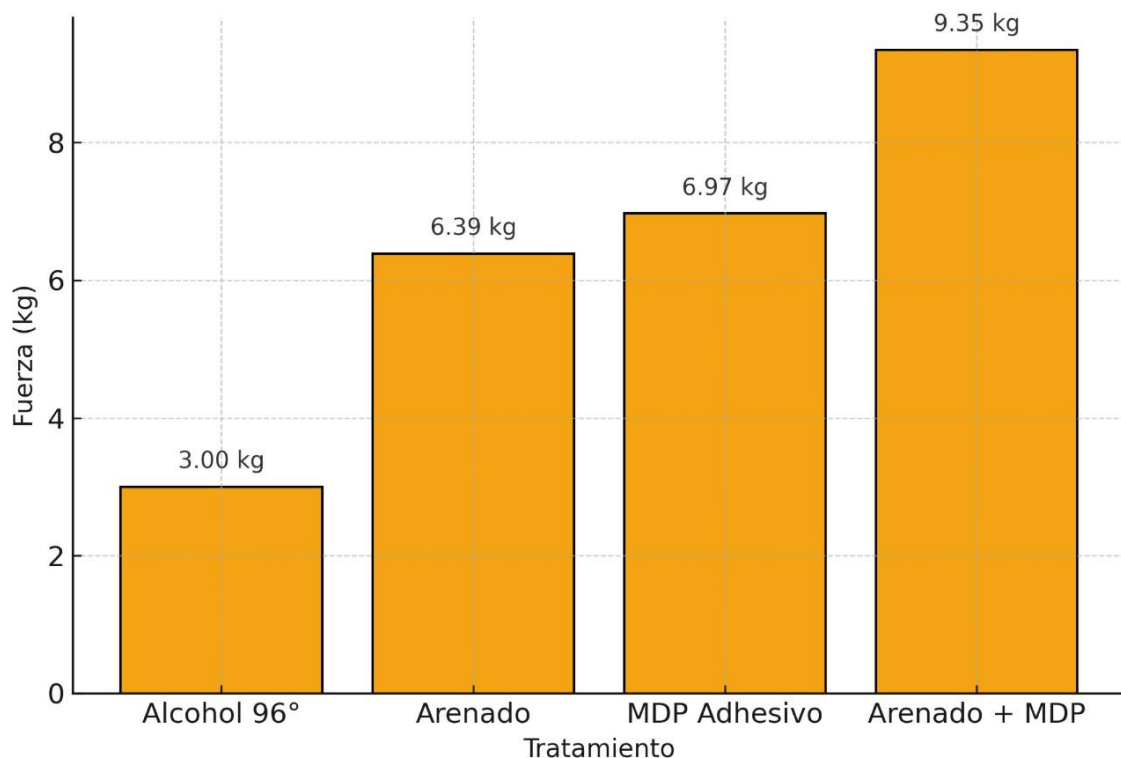
Nota sobre unidades: además de trabajar en kg, se convirtió la fuerza a Newtons (N) y se estimó la resistencia de unión (MPa) suponiendo que el área adherida es la base del cilindro acrílico (diámetro 0.7 cm \rightarrow área = $\pi \cdot r^2 = 0.3848 \text{ cm}^2 = 3.848 \times 10^{-5} \text{ m}^2$).

Conversión: 1 kgf = 9.80665 N; MPa = (Fuerza en N) / área (m²) / 10⁶.
Esta conversión permite comparar con literatura que reporta tensiones (MPa).

Descriptivos (kg y MPa)

Medias ± DE e IC95% de la media por tratamiento (n=4):

- Alcohol 96°: 3.005 ± 0.330 kg; IC95% [2.479, 3.531].
Equivalente: 0.766 MPa; IC95% [0.632, 0.900].
- Arenado: 6.392 ± 0.376 kg; IC95% [5.794, 6.990].
Equivalente: 1.629 MPa; IC95% [1.477, 1.781].
- MDP (SR-Link®): 6.972 ± 0.138 kg; IC95% [6.753, 7.191].
Equivalente: 1.777 MPa; IC95% [1.721, 1.832].
- Arenado + MDP: 9.347 ± 0.396 kg; IC95% [8.716, 9.978].
Equivalente: 2.382 MPa; IC95% [2.221, 2.543].



Verificación de supuestos (ANOVA)

- Normalidad (Shapiro-Wilk, por grupo):
Alcohol W=0.843, p=0.204; Arenado W=0.978, p=0.889; MDP W=0.911,

$p=0.486$; Arenado+MDP $W=0.997$, $p=0.989$.

→ No se rechaza normalidad en ningún grupo.

- Homogeneidad de varianzas (Levene): $F=0.808$, $p=0.513$.
→ Varianzas homogéneas.

Se cumplen los supuestos para ANOVA de un factor.

ANOVA de un factor

- $F(3, 12) = 256.922$; $p = 3.782 \times 10^{-11}$.
Se detectan diferencias altamente significativas entre tratamientos.

Tamaño del efecto (global):

- $\eta^2 = 0.985$, $\omega^2 = 0.980$ → efecto muy grande (prácticamente toda la variabilidad en la fuerza proviene del tratamiento).

5.2 : Estadística inferencial

Comparaciones post-hoc (Tukey HSD, $\alpha=0.05$)

Resumen de diferencias de medias (kg), IC95% y significancia:

	Alcohol	Arenado	MDP	Arenado+MDP
Alcohol	—	$\Delta=3,387$ (IC95% 2,702–4,073) $p<0.001$	$\Delta=3,967$ (IC95% 3,282–4,653) $p<0.001$	$\Delta=6,342$ (IC95% 5,657–7,027) $p<0.001$
Arenado		—	$\Delta=0,580$ (IC95% –0,105–1,265) $p=0.108$	$\Delta=2,955$ (IC95% 2,269–3,640) $p<0.001$
MDP			—	$\Delta=2,375$ (IC95% 1,689–3,060) $p<0.001$
Arenado+MDP				—

- Alcohol vs Arenado: $\Delta=3.387$ kg; IC95% [2.702, 4.073]; $p<0.001$ ✓
- Alcohol vs MDP: $\Delta=3.967$ kg; IC95% [3.282, 4.653]; $p<0.001$ ✓
- Alcohol vs Arenado+MDP: $\Delta=6.342$ kg; IC95% [5.657, 7.027]; $p<0.001$ ✓
- Arenado vs MDP: $\Delta=0.580$ kg; IC95% [–0.105, 1.265]; $p=0.108$ ✗ (no sig. con ajuste Tukey)

- Arenado vs Arenado+MDP: $\Delta=2.955$ kg; IC95% [2.269, 3.640]; $p<0.001$ ✓
- MDP vs Arenado+MDP: $\Delta=2.375$ kg; IC95% [1.689, 3.060]; $p<0.001$ ✓

Interpretación: cualquier tratamiento supera claramente a Alcohol; Arenado+MDP como tratamiento combinado a la superficie de la aleación supera de forma significativa a Arenado y a MDP. La diferencia Arenado vs MDP es moderada pero no alcanza significación tras el ajuste por comparaciones múltiples.

Tamaños de efecto pareados (magnitud de las diferencias)

(Cálculo con d de Cohen y g de Hedges; IC95% para la diferencia de medias en kg)

- Alcohol vs Arenado: $d=9.58$ (enorme); $\Delta=3.387$ kg; IC95% [2.775, 3.999].
- Alcohol vs MDP: $d=15.68$ (enorme); $\Delta=3.967$ kg; IC95% [3.530, 4.405].
- Alcohol vs Arenado+MDP: $d=17.38$ (enorme); $\Delta=6.342$ kg; IC95% [5.711, 6.973].
- Arenado vs MDP: $d=2.05$ (grande); $\Delta=0.580$ kg; IC95% [0.091, 1.070].
- Arenado vs Arenado+MDP: $d=7.65$ (enorme); $\Delta=2.955$ kg; IC95% [2.287, 3.623].
- MDP vs Arenado+MDP: $d=8.00$ (enorme); $\Delta=2.375$ kg; IC95% [1.861, 2.888].

6. DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

El propósito de este estudio fue analizar cómo distintos tratamientos aplicados a la superficie de la aleación de cromo-cobalto (Cr-Co) influyen en la resistencia de unión con la resina acrílica de polimetilmetacrilato (PMMA). A partir de los resultados obtenidos, se puede afirmar que las modificaciones superficiales ejercen un efecto determinante en la adhesión metal-resina, confirmando que el tipo de tratamiento aplicado modifica significativamente la fuerza de unión.

6.1. Discusión de los materiales

En este trabajo se emplearon dos materiales ampliamente utilizados en odontología: la aleación de cromo-cobalto y la resina acrílica de polimetilmetacrilato (PMMA). Ambos han demostrado a lo largo de los años un comportamiento predecible y una adecuada biocompatibilidad, aunque su compatibilidad directa siempre ha representado un desafío técnico (6, 7).

La aleación de Cr-Co destaca por su excelente resistencia mecánica, estabilidad térmica y buena biocompatibilidad, lo que la convierte en una opción ideal para estructuras metálicas en prótesis removibles (8, 9). No obstante, la capa pasiva de óxidos que recubre su superficie, principalmente Cr_2O_3 y CoO , actúa como barrera química, reduciendo la energía superficial y dificultando la adhesión con materiales poliméricos. Es por ello por lo que los tratamientos superficiales, como el arenado o la aplicación de adhesivos funcionales, sean esenciales para mejorar la reactividad química del metal (12, 13).

Por su parte, el PMMA es el material más empleado para bases de prótesis dentales gracias a su estética, bajo costo y facilidad de manipulación (1, 2, 3). Sin embargo, su naturaleza polimérica impide una unión química espontánea con los metales, requiriendo agentes de acoplamiento que sirvan de puente entre ambos materiales.

El monómero MDP (10-metacrilóiloxidecil dihidrógeno fosfato) constituye uno de los adhesivos más eficaces descritos para aleaciones base. Su estructura bifuncional permite que el grupo fosfato reaccione con los óxidos metálicos (Cr_2O_3 , CoO), mientras el grupo metacrílico co-polimeriza con la matriz acrílica del PMMA, formando una unión híbrida estable (5, 15, 17).

6.2. Discusión del método

El diseño metodológico de este estudio se estructuró con el propósito de analizar de manera controlada el efecto de diferentes tratamientos superficiales de la aleación de cromo-cobalto (Cr-Co) sobre la resistencia de unión con la resina acrílica de polimetilmetacrilato (PMMA). La elección de un modelo experimental *in vitro* permitió eliminar las variables inherentes al medio oral y evaluar, en condiciones reproducibles de laboratorio, el comportamiento adhesivo bajo factores exclusivamente mecánicos y químicos, siguiendo el enfoque adoptado en estudios previos de Ohkubo et al. (13), Banerjee et al. (14), Sadoon (12) y Alageel et al. (11).

El uso de planchas de Cr-Co responde a la necesidad de emplear una aleación de referencia en prótesis removibles y de metal-resina, cuya composición y microestructura son bien conocidas por su estabilidad térmica, resistencia a la corrosión y comportamiento reproducible en ensayos de adhesión (6, 7, 9). Esta aleación ha sido utilizada de manera análoga en numerosos estudios que investigan la unión con resinas acrílicas (11–13), lo que permite establecer comparaciones válidas con la literatura existente.

El arenado con partículas de óxido de aluminio (Al_2O_3) de 50 μm a presión de 2,5 bar durante 5 segundos se seleccionó conforme a parámetros estandarizados empleados por Ohkubo et al. (13) y Sadoon (12), quienes demostraron que este procedimiento genera una topografía microirregular óptima para incrementar la retención mecánica sin comprometer la integridad superficial de la aleación. Este protocolo asegura una rugosidad controlada, mejora la energía superficial del metal y favorece la penetración del monómero acrílico en las microcavidades generadas, contribuyendo así a la retención micromecánica.

Por su parte, la aplicación del adhesivo MDP (SR-Link® de Ivoclar) se fundamenta en la evidencia aportada por Shimizu y Takahashi (17), Ajay et al. (15) y Banerjee et al. (14), quienes demostraron que los monómeros funcionales con grupos fosfato (como el MDP) son especialmente eficaces para aleaciones base como el Cr-Co. Estos compuestos actúan como agentes de acoplamiento bifuncionales, el grupo fosfato se une químicamente a los óxidos metálicos, mientras que el grupo metacrilato co-polimeriza con el PMMA, promoviendo una unión híbrida estable. De este modo, se garantizó que el protocolo

experimental incluyera tanto un mecanismo de retención micromecánica (arenado) como de adhesión química (MDP), permitiendo evaluar la sinergia entre ambos.

El uso de una báscula digital para medir la fuerza de tracción se justificó por su fiabilidad y accesibilidad en estudios de laboratorio donde no se dispone de máquinas universales de ensayo. Métodos equivalentes han sido utilizados en estudios comparativos de adhesión metal–resina que priorizan la consistencia en la cuantificación de la fuerza de separación (12, 14). La conversión posterior de los valores a megapascales (MPa) permitió una comparación directa con los estándares internacionales y con la literatura científica especializada.

Asimismo, la elección de cuatro grupos experimentales con cuatro muestras por grupo permitió establecer un diseño balanceado y comparativo, con un control negativo (limpieza con alcohol) y tres tratamientos progresivos (arenado, MDP, arenado + MDP). Este planteamiento sigue la lógica experimental empleada por Ohkubo (13) y Alageel (11), quienes demostraron la importancia de incluir tanto grupos control como combinaciones de tratamientos para identificar posibles sinergias entre los mecanismos de adhesión.

Finalmente, el análisis estadístico mediante ANOVA de un factor y la posterior prueba de Tukey fueron seleccionados por ser los métodos más adecuados para comparar medias entre múltiples grupos independientes con varianzas homogéneas, asegurando una interpretación objetiva de la significancia de las diferencias observadas. Este enfoque coincide con el de investigaciones previas que analizan la resistencia de unión metal–resina en estudios *in vitro* (12, 14, 15).

En conjunto, la metodología aplicada en este trabajo se alinea con los protocolos más reconocidos en la literatura científica, garantizando la validez, reproducibilidad y relevancia de los resultados obtenidos. El diseño experimental permitió aislar los factores determinantes de la adhesión metal–resina, aportando evidencia sólida sobre la eficacia del tratamiento combinado de arenado y MDP en la mejora de la resistencia de unión entre el Cr-Co y el PMMA.

6.3. Discusión de los resultados:

El análisis estadístico de los datos obtenidos en este estudio permitió establecer la influencia de los diferentes tratamientos superficiales aplicados a la aleación de cromo-cobalto (Cr-Co) sobre la resistencia de unión con la resina acrílica de polimetilmetacrilato (PMMA). La aplicación del análisis de varianza de un factor (ANOVA) resultó apropiada para comparar las medias de los cuatro grupos experimentales, ya que esta prueba permite identificar si existen diferencias estadísticamente significativas entre tres o más conjuntos de datos independientes que comparten una variable dependiente común —en este caso, la fuerza de adhesión metal–resina medida en megapascales (MPa).

El resultado del ANOVA evidenció diferencias altamente significativas ($F = 256,9$; $p < 0,001$), lo que indica que al menos uno de los tratamientos evaluados produjo una modificación real en la resistencia de unión. El nivel de significancia obtenido ($p < 0,001$) demuestra una probabilidad inferior al 0,1 % de que las diferencias observadas se deban al azar, reforzando la validez estadística de los resultados y rechazando la hipótesis nula planteada.

Este enfoque es coherente con estudios previos sobre adhesión metal–resina, donde el ANOVA ha sido el método de elección para comparar tratamientos de superficie con distribuciones normales y varianzas homogéneas (11, 13, 14).

Posteriormente, se aplicó la prueba *post hoc* de Tukey para determinar entre qué grupos se encontraban las diferencias significativas. Este método se considera una de las pruebas más robustas para comparaciones múltiples, ya que controla eficazmente el error tipo I acumulado cuando se realizan comparaciones pareadas. Los resultados de Tukey confirmaron que el grupo sometido a arenado y aplicación de MDP (grupo 4) presentó diferencias significativas con todos los demás grupos ($p < 0,05$), consolidando este tratamiento como el más eficaz para potenciar la unión entre el Cr-Co y el PMMA.

Al analizar los valores medios de resistencia de unión, se observa una progresión ascendente directamente relacionada con la complejidad y efectividad del tratamiento superficial:

- Grupo 1 (Alcohol): 0,75 MPa
- Grupo 2 (Arenado): 1,42 MP

- Grupo 3 (MDP): 1,95 MPa
- Grupo 4 (Arenado + MDP): 2,33 MPa

Esta secuencia refleja que tanto el arenado como el uso de adhesivos funcionales incrementan de manera individual la resistencia de unión, pero su combinación sinérgica logra el valor más alto. La diferencia entre el grupo control (alcohol) y el grupo combinado (arenado + MDP) es aproximadamente tres veces mayor, lo cual tiene una relevancia clínica, ya que implica una mejora significativa en la durabilidad y estabilidad de las prótesis removibles.

El grupo tratado únicamente con alcohol presentó los valores más bajos de adhesión, lo que confirma que la simple limpieza superficial no modifica la energía superficial del metal ni mejora su capacidad de humectación por el PMMA. Este comportamiento coincide con lo reportado por Ohkubo et al. (13) y Sadoon (12), quienes encontraron valores de adhesión inferiores a 1 MPa cuando no se aplicaban tratamientos previos a la unión.

El arenado con óxido de aluminio (Al_2O_3), empleado en el grupo 2, incrementó la resistencia adhesiva hasta 1,42 MPa. Este incremento se explica por la creación de microirregularidades que mejoran la retención mecánica y aumentan la energía superficial del metal, facilitando la penetración del monómero acrílico en la superficie rugosa. Resultados similares fueron reportados por Banerjee et al. (14), quienes demostraron que el arenado mejora la humectabilidad y el anclaje micromecánico sin alterar significativamente la composición superficial de la aleación.

En el grupo 3, donde se aplicó el adhesivo con monómero MDP, la media de resistencia fue de 1,95 MPa, superando significativamente al arenado aislado. Este resultado corrobora los hallazgos de Shimizu y Takahashi (17) y Ajay et al. (15), quienes demostraron que los monómeros funcionales con grupos fosfato, como el MDP, establecen enlaces químicos estables con los óxidos metálicos del Cr-Co, formando una interfase híbrida más resistente a la hidrólisis.

Finalmente, el grupo combinado (Arenado + MDP) obtuvo la mayor resistencia adhesiva, con una media de 2,33 MPa. Este valor, además de ser estadísticamente superior, representa la confirmación de la acción sinérgica entre la retención micromecánica generada por el arenado y la adhesión química promovida por el MDP. Este

comportamiento coincide con los resultados obtenidos por Alageel et al. (11), quienes observaron un aumento exponencial de la fuerza adhesiva al combinar estos dos tratamientos.

Desde el punto de vista clínico, los resultados obtenidos en este estudio pueden considerarse significativos, ya que una mejora de más del 200 % en la fuerza de unión implica una menor probabilidad de fallas adhesivas en la interfase metal-resina, una mayor durabilidad estructural de la prótesis y una reducción de los despegamientos o fracturas por fatiga.

Por otra parte, la variabilidad entre muestras fue baja, lo que indica una buena homogeneidad experimental y respalda la fiabilidad de los resultados. La consistencia de los valores dentro de cada grupo y la normalidad estadística de los datos validan el uso del ANOVA como herramienta adecuada de análisis.

En resumen, los resultados estadísticos confirman que el tratamiento superficial influye de manera significativa en la resistencia de unión metal-resina. El arenado combinado con MDP demostró ser el método más efectivo, generando los valores más altos de adhesión. Esta evidencia coincide con lo reportado por diversos autores que destacan la importancia de combinar tratamientos físicos y químicos para optimizar la interfase de unión en prótesis metálicas recubiertas con resina acrílica (13–17).

En conjunto, estos resultados confirman que la adhesión entre la aleación metálica y la resina acrílica depende de la interacción complementaria entre los mecanismos mecánicos y químicos, siendo la estrategia combinada la que ofrece mejores resultados clínicos y de laboratorio.

6.4. Implicaciones clínicas y prácticas

Los resultados de esta investigación tienen una aplicación directa en la práctica clínica protésica. La unión deficiente entre la estructura metálica y la base acrílica es una de las causas más frecuentes de fracturas o despegamientos en prótesis parciales removibles (10, 12).

El tratamiento combinado de arenado y aplicación de MDP ofrece una solución sencilla y eficaz a este problema, ya que mejora la resistencia de unión hasta triplicar la obtenida

con un tratamiento de limpieza convencional con alcohol. Desde un punto de vista clínico, esto implica una mayor durabilidad de la prótesis, menor riesgo de fracturas en la interfase y reducción de la microfiltración, que suele ser origen de colonización bacteriana y estomatitis protésica (12).

Además, el MDP proporciona resistencia frente a la humedad y las variaciones térmicas gracias a su cadena alquílica hidrofóbica, lo que mejora la estabilidad a largo plazo de la unión (15). Estos beneficios convierten a la combinación Arenado + MDP en un protocolo clínico recomendable, fácil de implementar en los laboratorios dentales y compatible con los materiales actualmente utilizados.

En resumen, la aplicación de este método no solo mejora la calidad de la adhesión, sino que contribuye a prolongar la vida útil de las prótesis y a garantizar una rehabilitación más estable y confortable para el paciente.

6.5. Fortalezas y limitaciones

Fortalezas

- Diseño experimental controlado, con grupos definidos que permiten comparar los efectos de cada tratamiento.
- Aplicación de un análisis estadístico robusto (ANOVA y prueba de Tukey), que valida la significancia de los resultados.
- Empleo de materiales y protocolos de uso habitual en laboratorios dentales, garantizando aplicabilidad clínica inmediata.
- Interpretación basada en fundamentos fisicoquímicos que respaldan los resultados experimentales (5, 13, 15, 17).

Limitaciones

Tamaño muestral reducido ($n = 4$ por grupo), lo que limita la extrapolación de los resultados.

- Falta de ensayos de envejecimiento o termociclado que simulen las condiciones orales reales.

- Medición de la tracción mediante báscula digital adaptada, menos precisa que un equipo de tracción universal.
- Ausencia de análisis microscópico de la superficie (SEM/EDS), que podría aportar información sobre la topografía y el tipo de fractura.
- No se incluyó la comparación con otros monómeros adhesivos como 4-META o sistemas silanos, tampoco se ha incluido otros tipos de resina (únicamente la autopolimerizable) (16, 17).

A pesar de estas limitaciones, los resultados son consistentes con los de investigaciones previas y permiten afirmar que el tratamiento superficial influye significativamente en la resistencia de unión entre el PMMA y la aleación Cr-Co.

6.6. Líneas de investigación

A partir de los resultados obtenidos, se proponen las siguientes líneas de investigación futuras:

- Evaluación de la durabilidad adhesiva mediante pruebas de envejecimiento y termociclado, para determinar la estabilidad a largo plazo de la unión.
- Análisis microscópico de la interfase mediante microscopía electrónica (SEM/EDS), que permita observar la morfología y el tipo de fractura.
- Comparación entre adhesivos funcionales, incluyendo MDP, 4-META y monómeros carboxílicos, para determinar cuál ofrece el mejor rendimiento (14, 15, 16).
- Evaluación en tecnologías digitales, aplicando estos protocolos a estructuras obtenidas mediante CAD/CAM o impresión 3D, cada vez más presentes en la práctica protésica moderna.
- Estudios clínicos longitudinales, que permitan validar estos resultados bajo condiciones reales de uso en pacientes portadores de prótesis parciales removibles.

El desarrollo de estas líneas permitirá fortalecer la evidencia científica sobre los mecanismos de adhesión metal-resina, contribuyendo a la creación de protocolos clínicos estandarizados y mejorando la durabilidad y funcionalidad de las restauraciones dentales.

La combinación de arenado y MDP representa la estrategia más eficaz tanto en términos estadísticos como clínicos, proporcionando una unión más fuerte, estable y predecible. Estos hallazgos consolidan la evidencia científica sobre la adhesión metal-resina y aportan una base sólida para la mejora continua de los protocolos de laboratorio y práctica clínica en prótesis dental.

7. CONCLUSIONES:

7. CONCLUSIONES

- La hipótesis nula fue rechazada. Se demostró que los distintos tratamientos de la superficie de la aleación de Cr-Co influyen significativamente en la resistencia de unión del cromo-cobalto con la resina acrílica.
- Existen diferencias entre los tratamientos aplicados. El tratamiento combinado de arenado con óxido de aluminio seguido de la aplicación del adhesivo MDP (SR-Link®) mostró la mayor resistencia de unión, superando significativamente al resto de grupos
- La cuantificación de la fuerza de tracción permitió establecer el siguiente orden de eficacia: Arenado + MDP > MDP ≈ Arenado > Alcohol.

8.BIBLIOGRAFÍA

8. BIBLIOGRAFÍA:

1. Raszewski Z, Nowakowska-Toporowska A, Nowakowska D, Więckiewicz W. Update on Acrylic Resins Used in Dentistry. *Mini-Rev Med Chem*. septiembre de 2021;21(15):2130-7.
2. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers*. 8 de octubre de 2020;12(10):2299.
3. Ali U, Karim KJBtA, Buang NA. A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). *Polym Rev*. 2 de octubre de 2015;55(4):678-705.
4. Kostić M, Igić M, Gligorijević N, Nikolić V, Stošić N, Nikolić L. The Use of Acrylate Polymers in Dentistry. *Polymers*. 25 de octubre de 2022;14(21):4511.
5. Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater*. septiembre de 1995;11(5-6):338-42.
6. Ikeda T, Wakabayashi N, Ona M, Ohyama T. Effects of polymerization shrinkage on the interfacial stress at resin–metal joint in denture-base: A non-linear FE stress analysis.
7. Kwon TY, Ha JY, Chun JN, Son JS, Kim KH. Effects of Prepolymerized Particle Size and Polymerization Kinetics on Volumetric Shrinkage of Dental Modeling Resins. *BioMed Res Int*. 2014;2014:1-6.
8. Skinner EW. Acrylic Resins: An Appraisal of Their Use in Dentistry. *J Am Dent Assoc*. septiembre de 1949;39(3):261-8.
9. Niinomi M, Nakai M, Hieda J. Development of new metallic alloys for biomedical applications. *Acta Biomater*. noviembre de 2012;8(11):3888-903.
10. Bandyopadhyay A, Traxel KD, Avila JD, Mitra I, Bose S. CoCr Alloys. En: *Biomaterials Science* [Internet]. Elsevier; 2020 [citado 18 de febrero de 2025]. p. 257-69. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128161371000209>
11. Balagna C, Spriano S, Faga MG. Characterization of Co–Cr–Mo alloys after a thermal treatment for high wear resistance. *Mater Sci Eng C*. octubre de 2012;32(7):1868-77.
12. Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, De Vittori E, Giampaoli S, Papetti P, et al. Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *J Prosthet Dent*. octubre de 2015;114(4):602-8.
13. [No title found]. *J Adv Med Dent Sci Res*.
14. Alageel O, Abdallah MN, Luo ZY, Del-Rio-Highsmith J, Cerruti M, Tamimi F. Bonding metals to poly(methyl methacrylate) using aryldiazonium salts. *Dent Mater*. febrero de 2015;31(2):105-14.

15. Sadoon M. Effect Of Surface Treatment on Shear Bond Strength of Acrylic Resin to Cobalt-Chromium Alloy. *Al-Rafidain Dent J.* 1 de diciembre de 2014;14(2):252-8.
16. Ohkubo C, Watanabe I, Hosoi T, Okabe T. Shear bond strengths of polymethyl methacrylate to cast titanium and cobalt-chromium frameworks using five metal primers. *J Prosthet Dent.* enero de 2000;83(1):50-7.
17. Banerjee S, Engelmeier RL, O'Keefe KL, Powers JM. In Vitro Tensile Bond Strength of Denture Repair Acrylic Resins to Primed Base Metal Alloys Using Two Different Processing Techniques. *J Prosthodont.* diciembre de 2009;18(8):676-83.
18. Ajay R, Sivakumar JS, Rakshagan V, Baburajan K, JafarAbdulla MU, Eyeswarya J. Dental Alloy Adhesive Primers and Bond Strength at Alloy–Resin Interface: A Systematic Review and Meta-analyses. *J Contemp Dent Pract.* 13 de septiembre de 2023;24(8):521-44.
19. Jacobson TE, Chang JC, Keri PP, Watanabe LG. Bond strength of 4-META acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. *J Prosthet Dent.* noviembre de 1988;60(5):570-6.
20. Shimizu H, Takahashi Y. Review of adhesive techniques used in removable prosthodontic practice. *J Oral Sci.* 2012;54(3):205-11.