



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
CARRERA DE ODONTOLOGIA

Puente adhesivo tipo Maryland como alternativa de tratamiento en prótesis fija

Trabajo de Titulación para optar al título de Odontólogo

Autor:

Marín Quintanilla, Nohemí Jacqueline

Tutor:

Dr. Christian Andrés Cabezas Abad

Riobamba, Ecuador. 2025

DECLARATORIA DE AUTORÍA

Yo, **Nohemí Jacqueline Marín Quintanilla**, con cédula de ciudadanía **1804767232**, autora del trabajo de investigación titulado: **“Puente adhesivo tipo Maryland como alternativa de tratamiento en prótesis fija”**, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

Asimismo, cedo a la Universidad Nacional de Chimborazo, en forma no exclusiva, los derechos para su uso, comunicación pública, distribución, divulgación y/o reproducción total o parcial, por medio físico o digital; en esta cesión se entiende que el cesionario no podrá obtener beneficios económicos. La posible reclamación de terceros respecto de los derechos de autor (a) de la obra referida, será de mi entera responsabilidad; librando a la Universidad Nacional de Chimborazo de posibles obligaciones.

En Riobamba, 30 de mayo del 2025.



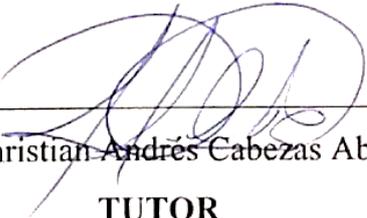
Nohemi Jacqueline Marin Quintanilla

C.I:1804767232

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

Quien suscribe, **Christian Andrés Cabezas Abad** catedrático adscrito a la Facultad de **Ciencias de la Salud, Carrera de Odontología (R)**, por medio del presente documento certifico haber asesorado y revisado el desarrollo del trabajo de investigación titulado: **“Puente adhesivo tipo Maryland como alternativa de tratamiento en prótesis fija”**, bajo la autoría de **Nohemí Jacqueline Marín Quintanilla**; por lo que se autoriza ejecutar los trámites legales para su sustentación.

Es todo cuanto informar en honor a la verdad; en Riobamba, a los 21 días del mes de mayo de 2025



Dr. Christian Andrés Cabezas Abad
TUTOR

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación “**Puente adhesivo tipo Maryland como alternativa de tratamiento en prótesis fija**”, presentado por **Nohemi Jacqueline Marin Quintanilla**, con cédula de identidad número **1804767232**, bajo la tutoría de **Dr. Christian Andrés Cabezas Abad**; certificamos que recomendamos la APROBACIÓN de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 30 de mayo del 2025.

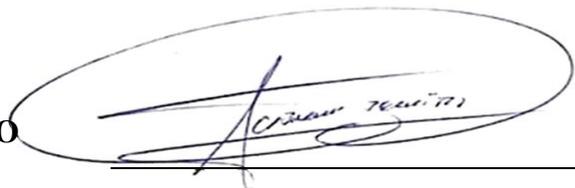
Dr. Raciél Jorge Sánchez Sánchez
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO



Dra. Kathy Marilou Llori Otero
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



Dra. María Gabriela Benítez Pérez
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

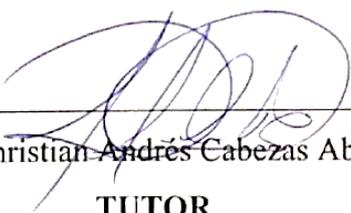




CERTIFICACIÓN

Que, **NOHEMI JACQUELINE MARIN QUINTANILLA** con CC: **1804767232**, estudiante de la Carrera de **ODONTOLOGÍA**, Facultad de **CIENCIAS DE LA SALUD**; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado "**PUENTE ADHESIVO TIPO MARYLAND COMO ALTERNATIVA DE TRATAMIENTO EN PRÓTESIS FIJA**", que corresponde al dominio científico **SALUD COMO PRODUCTO SOCIAL, ORIENTADO AL BUEN VIVIR** y alineado a la línea de investigación **SALUD**, cumple con el 6%, reportado en el sistema Anti plagio COMPILATIO, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 21 de mayo de 2025



Dr. Christian Andrés Cabezas Abad
TUTOR

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mis padres, por ser mi motor constante, por su amor incondicional, sus sacrificios silenciosos y por enseñarme que con esfuerzo y perseverancia todo es posible.
A mi familia, por creer en mí.

AGRADECIMIENTO

Agradezco, en primer lugar, a Dios, por darme la fuerza y salud para culminar esta etapa.

A mi tutor de tesis, Dr. Christian Cabezas, por su orientación, paciencia y compromiso durante el desarrollo de este trabajo.

A todos los que, de una u otra forma, formaron parte de este proceso.

INDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

CERTIFICADO ANTIPLAGIO

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

INDICE DE TABLAS

INDICE DE FIGURAS

RESUMEN

ABSTRACT

1. CAPÍTULO I. INTRODUCCION	15
1.1 Antecedentes.....	15
1.2 Planteamiento del problema.....	19
1.3 Justificación	22
1.4 Objetivos	24
1.4.1 General	24
1.4.2 Específicos	24
2. CAPITULO II. MARCO TEÓRICO	25
2.1 Definición y características de la prótesis fija adhesiva	25
2.1.1 Concepto de prótesis fija adhesiva y sus características principales.	25
2.1.2 Principios fundamentales de diseño y estructura de la prótesis fija adhesiva.	25
2.1.3 Diferencias y similitudes con otras prótesis adhesivas fijas.	26
2.2 Evolución histórica de las prótesis fijas adhesivas	27
2.2.1 Desarrollo de las prótesis fijas adhesivas desde su origen hasta la actualidad.	27
2.2.2 Evolución de los materiales y técnicas de adhesión.	28
2.3 Indicaciones y contraindicaciones de la prótesis fija adhesiva.....	30
2.3.1 Situaciones clínicas ideales para el uso de la prótesis fija adhesiva.....	30
2.3.2 Limitantes y factores funcionales o anatómicos que contraindican su uso.	31
2.4 Función y biomecánica de las prótesis fijas adhesivas.....	32
2.4.1 Fuerzas que actúan sobre las prótesis fijas adhesivas	32
2.4.2 Efecto del diseño de retenedores en la distribución de fuerzas.	33
2.4.3 Análisis biomecánico de la retención y estabilidad.	35

2.5	Materiales empleados en prótesis fija adhesiva	36
2.5.1	Propiedades y características	36
2.5.1.1	Cerámicas	37
2.5.1.1.1	<i>Porcelana feldespática</i>	38
2.5.1.1.2	<i>Porcelana convencional o feldespática</i>	38
2.5.1.1.3	<i>Porcelana feldespática reforzada con alúmina</i>	39
2.5.1.1.4	<i>Porcelana feldespática reforzada con leucita</i>	39
2.5.1.1.5	<i>Porcelana infiltrada con vidrio</i>	39
2.5.1.1.6	<i>Alúmina densamente sinterizada</i>	40
2.5.1.1.7	<i>Disilicato de litio</i>	40
2.5.1.1.8	<i>Zirconia</i>	40
2.5.1.2	Refuerzos con fibras en prótesis adhesivas	42
2.5.1.3	Polímero de alto rendimiento a base de PEEK	43
2.6	Técnicas de adhesión en prótesis fija adhesiva	43
2.6.1	Principios de la adhesión dental	43
2.6.2	Protocolos de preparación de superficie para la adhesión en esmalte y dentina.	45
2.6.2.1	Técnica adhesiva del sistema «etch-and-rinse» (grabar y enjuagar)	45
2.6.2.1.1	<i>Esmalte dental:</i>	45
2.6.2.1.2	<i>Dentina:</i>	46
2.6.2.2	Técnica adhesiva en los sistemas «self-etch» (autograbado)	46
2.6.2.2.1	<i>Esmalte dental:</i>	46
2.6.2.2.2	<i>Dentina:</i>	47
2.6.3	Comparación de diferentes cementos y agentes adhesivos utilizados	47
2.6.3.1	<i>Cemento de Fosfato de Zinc (ZP):</i>	48
2.6.3.2	<i>Cemento de Policarboxilato de Zinc (ZPC):</i>	48
2.6.3.3	<i>Cemento de Ionómero de Vidrio (GI):</i>	48
2.6.3.4	<i>Cemento de Ionómero de Vidrio Modificado con Resina (RMGI):</i>	48
2.6.3.5	<i>Cemento de Resina (CR):</i>	49
2.7	Diseño de la prótesis fija adhesiva	51
2.7.1	Tipos de diseños en las prótesis fijas adhesivas	51

2.7.2	Ventajas y desventajas de los distintos diseños	52
2.8	Factores que afectan el éxito y durabilidad de la prótesis fija adhesiva	53
2.8.1	Factores técnicos y biológicos.....	53
2.8.2	Complicaciones.....	55
2.8.2.1	Complicaciones técnicas	55
2.8.2.2	Complicaciones biológicas.....	55
2.9	Ventajas y limitaciones de la prótesis fija adhesiva.....	56
2.9.1	Beneficios de las prótesis fijas adhesivas.....	56
2.9.2	Limitaciones de los puentes adhesivos	57
2.10	Aplicación de la tecnología digital en la prótesis fija adhesiva	58
2.10.1	Uso de CAD/CAM en la fabricación y diseño de prótesis fijas adhesivas.....	58
3.	CAPÍTULO III. METODOLOGIA.....	60
3.1	Tipo de investigación	60
3.2	Diseño.....	60
3.3	Protocolo y diseño	60
3.3.1	Pregunta de investigación.....	60
3.3.2	Fuentes de información y estrategia de búsqueda	61
3.3.3	Establecimiento de criterios de selección	62
3.3.4	Proceso de selección de datos	63
3.4	Evaluación de calidad	66
4.	CAPÍTULO IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	68
4.1.	Resultados.....	68
4.2.	Discusión	76
5.	CAPÍTULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	80
5.1.	Conclusiones	80
5.2.	Recomendaciones	81
6.	BIBLIOGRAFÍA	82
7.	ANEXOS.....	94

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 1. Diferencias y similitudes entre diferentes tipos de prótesis fijas adhesivas. (48)	27
Tabla 2. Indicaciones de las prótesis adhesivas (48)	31
Tabla 3. Contraindicaciones de las prótesis adhesivas. (48)	32
Tabla 4. Comparación de las propiedades de los cementos dentales. (74).....	47
Tabla 5. Ventajas de las prótesis adhesivas fijas. (48)	57
Tabla 6. Ventajas de las prótesis adhesivas fijas. (48)	58
Tabla 7. Estructura PICO.....	61
Tabla 8. Sintaxis de búsqueda	62
Tabla 9. Criterios de selección.....	63
Tabla 10. Fuentes de información	65
Tabla 11. Dominios de sesgo de la herramienta ROBINS-I. (117).....	66
Tabla 12. Artículos evaluados mediante la herramienta ROBINS-I	67
Tabla 13. Recuperación de datos de los estudios clínicos	68
Tabla 14. Recuperación de datos de los estudios clínicos	69
Tabla 15. Recuperación de datos de los estudios clínicos	70
Tabla 16. Recuperación de datos de los estudios clínicos	74

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fuerzas que resultan en una prótesis adhesiva funcionando, se muestra como predominan fuerzas de compresión en el tercio oclusal y las fuerzas de tensión preponderan en el tercio cervical. (48)	33
Figura 2. Concentración tensional en las restauraciones: las regiones con mayor tensión están resaltadas en rojo, lo que indica posibles puntos de falla bajo carga oclusal, en particular en las áreas de unión y de conexión. (56)	34
Figura 3. Desplazamiento de las protesis sometidas a cargas: El desplazamiento total de las prótesis sometidas a cargas verticales y oblicuas se representa con un gradiente de color, donde los tonos más oscuros, especialmente el rojo, indican áreas con el mayor desplazamiento, evidenciando zonas de posible debilidad o inestabilidad estructural. (56)	34
Figura 5. Esquema estructural del esmalte dental con prismas adamantinos (A) y esmalte interprismático (B). (70).....	43
Figura 6. Imagen capturada con microscopio electrónico de barrido del patrón de grabado ácido en el esmalte dental, con microporosidades y áreas retentivas (2.000 x). (70).....	44
Figura 7. Esquema ilustrativo de la estructura dentinaria, incluyendo odontoblastos y sus procesos celulares (A), túbulos dentinarios (B) y el licor dentinario (C). (70).....	44
Figura 8. Imagen obtenida con MEB muestra barrillo dentinario (A) y dentina después de eliminar dicho barrillo (B) con túbulos dentinarios expuestos (1.000x). (70)	45
Figura 9. Flujograma PRISMA.....	64

RESUMEN

Las prótesis parciales fijas adhesivas (RBFPD, por sus siglas en inglés) representan una opción terapéutica conservadora en rehabilitación protésica, caracterizada por su adhesión directa al esmalte dental sin necesidad de preparación extensa de los dientes pilares. El objetivo de esta revisión fue analizar la eficacia clínica del puente adhesivo tipo Maryland como alternativa en prótesis fija. Se desarrolló un estudio de tipo bibliográfico-documental, con diseño no experimental, transversal y descriptivo, basado en los lineamientos PRISMA para revisiones sistemáticas. Los resultados mostraron que los puentes de un retenedor tienen altas tasas de éxito desde el 82,4% al 100% y bajas tasas de fracaso anual entre 1,16% al 2,32% al compararlos con el diseño de dos retenedores. Este comportamiento se asocia con una mejor respuesta biomecánica frente a los micromovimientos fisiológicos del diente pilar. Se observó, además, que el material restaurador influye considerablemente en la longevidad de la rehabilitación: las estructuras metálicas, las cerámicas de alúmina infiltrada en vidrio y la zirconia registraron tasas de éxito superiores al 85%. Las complicaciones más reportadas incluyeron el desprendimiento parcial o total de las alas retentivas, astillado cerámico y, en menor proporción, lesión de caries o necrosis pulpar. Se puede concluir que el puente tipo Maryland es una alternativa de tratamiento eficaz y mínimamente invasivo en prótesis fija, al seleccionar casos de manera adecuada y con correctos criterios clínicos. Es recomendable el empleo del diseño de un retenedor con preparaciones que conserven el esmalte, con márgenes supragingivales y retirando contactos oclusales del pónico, para mejorar la durabilidad clínica y reducir las tasas de fallos.

Palabras claves: Denture Partial Fixed Ceramics Bridge; Denture Partial Fixed Resin-Bonded; Maryland Bridge; All Ceramic Resin Bonded Bridges; All Ceramic Adhesive Bridges.

ABSTRACT

Adhesive fixed partial dentures (RBFDP) represent a conservative therapeutic option in prosthetic rehabilitation, characterized by their direct adhesion to the dental enamel without the need for extensive preparation of the abutment teeth. The aim of this review was to analyze the clinical efficacy of the Maryland type adhesive bridge as an alternative in fixed prostheses. A bibliographic-documentary study was developed, with a non-experimental, cross-sectional and descriptive design, based on the PRISMA guidelines for systematic reviews. The results revealed that cantilever bridges with a single retainer have higher clinical success rates (82.4%-100%) and lower annual failure rates (1.16%-2.32%) compared to two retainer designs. This behavior is associated with a better biomechanical response to physiological micromovement of the abutment tooth. It was also observed that the restorative material has a significant influence on the longevity of the restoration: metal frameworks, glass-infiltrated alumina ceramics and zirconia had success rates higher than 85%. The most reported complications included partial or total detachment of the retentive wings, ceramic chipping and, to a lesser extent, caries lesion or pulp necrosis. It is concluded that the Maryland type adhesive bridge represents an effective and conservative alternative in fixed prosthodontic treatment, provided that the cases are properly selected and rigorous clinical criteria are applied. The use of single retainer designs, conservative preparations on enamel with supragingival margins and the elimination of occlusal contacts on the pontic are recommended to improve clinical durability and reduce the failure rate.

Keywords: Denture Partial Fixed Ceramics Bridge; Denture Partial Fixed Resin-Bonded; Maryland Bridge; All Ceramic Resin Bonded Bridges; All Ceramic Adhesive Bridges.



Reviewed by

Mgs. Marcela González R.
ENGLISH PROFESSOR

1. CAPÍTULO I. INTRODUCCION.

1.1 Antecedentes

Las prótesis parciales fijas unidas por resina (RBFPPD) han evolucionado a lo largo del tiempo hasta lo que actualmente se conoce como puentes tipo Maryland (1). En el año de 1973 Rochette utilizó un retenedor de oro para poder ferulizar periodontalmente incisivos inferiores. Posteriormente, Howe y Denehy utilizaron esta técnica en prótesis parcial fija anterior en aquellos pacientes con mordida abierta anterior o con mínima función oclusal en la restauración. Livaditis extendió la aplicación de esta técnica para sustituir dientes posteriores (2). Mientras que en 1982-1983 Livaditis y Thompson perfeccionaron este diseño con los “Puentes Maryland” eliminando las perforaciones en el retenedor metálico aumentando así la resistencia y adhesión, logrando además una alternativa más duradera y eficaz en la rehabilitación dental fija. (3)

Uno de los principales desafíos en las primeras RBFPPD fue la descementación, debido a una débil adhesión entre el metal y el cemento. Para poder abordar este problema se desarrollaron varias técnicas para mejorar tal adhesión, tales como el grabado electrolítico o químico del colado para producir microrrugosidades superficiales y la incorporación de un marco de malla para proporcionar retención macromecánica (4). En la actualidad, técnicas como la abrasión por aire con óxido de aluminio y el arenado de la superficie de zirconio seguido del recubrimiento con óxido de silicio constituyen técnicas comúnmente empleadas para optimizar la adhesión de las restauraciones, al promover una retención micromecánica eficaz. (4)

Los puentes tipo Maryland utilizan un sistema de adhesión micromecánica logrado mediante un grabado ácido en el metal, similar al grabado que se realice en el esmalte dental. En tanto que los puentes de Rochette emplean macro retenciones mediante la confección de casquetes colados en metales nobles con perforaciones permitiendo la retención de la resina, sin embargo, este diseño expone el composite a la agresión de la saliva a través de dichas perforaciones. (5)

En la actualidad se han desarrollado otros sistemas como el UDA (United Dental Anchored), originado en Holanda que utiliza ataches machos en los dientes adyacentes a la brecha edéntula, combinados con un tramo colado que incorpora la hembra del atache. Aunque este sistema evita el sobrecontorneado de las piezas dentarias, requiere un equipo especializado y una técnica de alta precisión lo cual restringe su aplicabilidad en la clínica. (6)

Al evaluar la biomecánica de la preparación dental y el diseño estructural con relación a la tasa de éxito de los puentes tipo Maryland concluyen que la forma de resistencia y la retención son imprescindibles para incrementar la retención clínica de estas prótesis (7). Por ello, el diseño original de los puentes Maryland experimento varios cambios. En un inicio sin preparación o con escasa preparación de los pilares, gradualmente se volvieron más invasivas, adoptando así dos métodos de preparación de pilares, la técnica convencional que aborda una vía de inserción a través de planos guía y asientos de apoyos oclusales, y la técnica modificada que incluye ranuras interproximales (8). Sin embargo, una preparación excesiva puede afectar la adhesión debido a la pérdida de esmalte. (4)

En cuanto al diseño de las aletas de retención, las opciones más comunes son las de dos unidades en voladizo o de tres unidades fijas-fijas (9). La transición de un puente Maryland de dos retenedores a uno de un retenedor se debió a la descementación unilateral de un ala del retenedor debido al movimiento diferencial de los dientes pilares durante la función, aun mas en movimientos protrusivos y laterales bajo contacto dental, y la conexión rígida con los dos elementos móviles. (10)

En el caso del puente Maryland en voladizo, el pónico siempre se mueve con el diente pilar, lo que limita las fuerzas de cizallamiento y de torsión sobre los pónicos y los conectores, por ello ya desde mediados de la década de 1990 se ha recomendado fijar los puentes Maryland unilateralmente, evitando así complicaciones como el desarrollo de lesiones cariosas bajo el ala de retención despegada que se presenta en los puentes Maryland de dos retenedores (11). También permite una mejor higiene bucal ya que la seda dental puede introducirse en la zona proximal abierta, un bajo mantenimiento, la preservación de la anatomía del diente y mayor facilidad de preparación y fabricación. (11)

La calidad periodontal circundante y de los dientes pilares es fundamental para el éxito del puente tipo Maryland. El soporte rígido que brindan los pilares debe ser capaz de resistir las fuerzas aplicadas sobre los pónicos. Esto implica que debe haber suficientes pilares en buen estado para compensar la ausencia de uno o más dientes. De acuerdo con la ley de Robert y de Ante, la selección del diente pilar debe considerar tanto las fuerzas de mordida como el área de la membrana periodontal (12). Se recomienda que los puentes tipo Maryland tengan dos extremos rígidos en los pilares, no obstante, en casos especiales, se puede utilizar un diseño en voladizo cuando se reemplaza un solo diente.(13)

Al mismo tiempo, los dientes pilares deben encontrarse sin caries o con pequeñas restauraciones, para poder ubicar los márgenes del retenedor en el esmalte. Deben ser piezas vitales o endodonciados sin sintomatología clínica o radiográfica de enfermedad endodóntica o periodontal ya sea aguda o crónica. (13)

Para mejorar la retención y la resistencia de los puentes Maryland se han desarrollado distintos diseños que incluyen alas y apoyos oclusales, así como cortes proximales y ranuras (14). Los diseños conservadores pueden generar una alta concentración de tensión en el pilar y en la zona del conector (15). La tensión excesiva en el ligamento periodontal puede provocar la reabsorción del hueso de soporte y debilitar los dientes pilares, lo que, a su vez, podría comprometer el éxito de la restauración. (16)

Los puentes Maryland pueden elaborarse de metal-cerámica o totalmente cerámico (10). Los puentes Maryland cerámicos con un solo retenedor pueden utilizarse para sustituir incisivos ausentes cuando al menos un diente adyacente está sano y ofrece una superficie de adhesión adecuada en el esmalte y debe haber espacio suficiente para el ala del retenedor y el conector proximal entre el ala del retenedor y el pónico. (11)

Los puentes Maryland cerámicos de sílice, como el di-silicato de litio, presentan excelentes propiedades ópticas y estéticas, aunque con menor firmeza a la inflexión al compararlo con la zircona que ofrece alta resistencia pero es más opaca al ser una cerámica sin sílice, por ello a menudo se utiliza una capa de revestimiento de porcelana, o se puede emplear el circonio monolítico altamente translúcido lo cual omitiría este recubrimiento.(10)

Los materiales adhesivos desempeñan un papel importante en la duración y el éxito de las reconstrucciones dentales. Su fuerza de unión es crucial para garantizar la longevidad del tratamiento, puesto que la adhesión eficiente va a depender de cuanto el adhesivo pueda humectar los tejidos dentinarios, lo que se facilita con una menor tensión superficial. Además, los adhesivos de baja viscosidad penetran mejor en las microporosidades, mejorando la adhesión. Para soportar las fuerzas de oclusión y las condiciones del entorno oral, los adhesivos deben poseer alta resistencia mecánica, química, adhesiva y cohesiva. La biocompatibilidad con el diente y los tejidos bucales también es un requisito esencial.(17)

Las cerámicas avanzadas, como el feldespato y el di-silicato de litio, ofrecen mayor resistencia si se graban con ácido fluorhídrico y se cementan con un protocolo adhesivo, en el cual se emplea el silano que forma una red de siloxano, trabaja sobre la superficie de cerámica grabada y copolimeriza con los grupos metacrilato del adhesivo dental o del cemento de resina (18).

Paralelamente, los recientes avances en adhesivos universales han simplificado el proceso de cementación, optimizando la adhesión sin necesidad de múltiples pasos. Un ejemplo es el Scotch bond Universal Plus Adhesivo 3M, el cual contiene doble molécula de silano, permitiendo una unión más estable y fuerte. (19)

La selección del cemento es determinante para la durabilidad de las prótesis adhesivas, ya sean libres de metal o con estructura metálica. El fosfato de zinc y el ionómero vítreo son los cementos que comúnmente han sido usados, pero los agentes cementantes resinosos empleados con adhesivos tienen mejor estabilidad y adhesión (4). Los cementos resinosos químicamente activos actuales ofrecen una mayor capacidad de adhesión a las aleaciones metálicas y a la dentina tratada o grabada, mediante técnicas adhesivas simplificadas, lo cual es una evolución significativa en el caso de los puentes tipo Maryland. (4)

La durabilidad y el pronóstico de los puentes tipo Maryland dependen de varios componentes, tales como la preparación, la aleación metálica, el tratamiento superficial adhesivo, el cemento, las piezas pilares, las piezas ausentes, ubicación de la prótesis, la dentición, la edad del paciente, la destreza del operador y el riesgo de enfermedad periodontal. (20)

1.2 Planteamiento del problema

La rehabilitación de un espacio edéntulo anterior ha representado un desafío durante varios años (21). La pérdida de dientes anteriores, una lesión común en niños, adolescentes y adultos puede deberse a diversas causas, como caries dental, enfermedades periodontales o traumas. (22)

La pérdida representa un factor que incide de manera significativa en la calidad de vida de las personas. De acuerdo con los datos proporcionados por Carga Global de Enfermedades, el 50% de la población de todo el mundo ha sufrido pérdida de al menos un diente. (23)

Los procedimientos convencionales para el reemplazo de dientes faltantes comprenden prótesis parciales fijas convencionales en las cuales los dientes pilares sanos requieren una eliminación extensa de la estructura dental para dar un correcto espacio para la prótesis y asegurar una retención mecánica (24).

La preparación de las piezas dentarias pilares puede implicar una remoción de la estructura dentaria sana desde un 63% a un 72%, lo que puede producir complicaciones, llegando incluso a comprometer la vitalidad de la pieza dental (25). Cuando una cantidad significativa de la estructura dental ya se ha perdido en el momento de la preparación, diversos casos pueden requerir la extracción de la pieza afectada, especialmente si se presentan complicaciones biológicas, como la lesión de caries o la fractura dental. (26)

La forma en que la pulpa de un diente responde a una prótesis parcial fija está influenciado por varios factores. Entre ellos se incluyen la cantidad de dentina eliminada, el proceso de preparación de la corona, el calor y fricción generados durante el tallado, la naturaleza de los materiales de cementación, la presencia de infección bacteriana y la aparición de lesiones químicas y/o secado excesivo de la dentina. (27)

Las estimaciones de la Encuesta de salud dental de adultos en el Reino Unido muestran que el 37% de ellos tenían restauraciones indirectas, con un promedio de tres restauraciones por individuo. (28)

En un Okama, Japón, la tasa de supervivencia acumulada de las piezas dentarias cercanas al lugar edéntulo de las coronas fue significativamente menor en comparación con las rehabilitaciones implanto soportadas ($p=0,037$). Pero no hubo diferencias estadísticamente relevantes en la supervivencia entre las prótesis implanto soportadas y los puentes Maryland ($p = 0,513$). (26)

En China el 32,5% de las personas con prótesis fijas mostraron signos de necrosis pulpar con mayor frecuencia en los dientes anteriores maxilares que sirven como pilares. Además,

las tasas de supervivencia para la vitalidad pulpar son del 70,8% después de 10 años y del 66,2% después de 15 años en pacientes con puentes convencionales. (29)

En la India La tasa de fracaso es del 35,37 % en las prótesis fijas convencionales (30). Al mismo tiempo del fracaso debido a razones endodónticas en un 24% siendo casi la mitad del total de fracasos (49%), de lo cual los dientes maxilares fueron los que más se necrosaron pulparmente en un 70.58%. (31)

En la provincia occidental del Reino de Arabia Saudita el 74,2% de las personas con prótesis fijas plurales tenía discrepancia marginal, el 54,8% tenía márgenes subgingivales, el 22,6% tenía contactos proximales abiertos o estrechos y el 8,1% tenía lesión de caries marginales (32). También en Buraydah, Arabia Saudita se detectó lesiones cariosas en un 8,4%, fractura en el 7,6% de casos, y la necesidad de tratamiento endodóntico en un 3,7%. (33)

En Turquía la tasa media de necesidad de tratamiento endodóntico fue del 6,3% de aquellas personas que presentan prótesis parciales fijas.(27)

En América, específicamente en Canadá se estima que el tiempo medio para que un diente requiera intervención endodóntica es de 3 a 4 años posteriores a la cementación de la protesis fija unitaria. (34)

En América Latina, en Paraguay un 23,6% presento defecto marginal detectado al sondaje y de ellos el 50,3 % tenía gingivitis y en un 20.1% de los pacientes se detectaron complicaciones a nivel pulpar siendo la hipersensibilidad la más común, además del dolor ante el calor y/o frio en los pilares. (35)

Se han reportado en Ecuador que el 63.1% de pacientes con gingivitis, 14.1% con periodontitis, el 12,1% con ruptura exponiendo la aleación metálica y el 8,1% con ruptura sin exposición del metal y establecieron igualmente que el 87.9% se encontraban con un mal estado de la prótesis fija. (36)

Los puentes tipo Maryland deben priorizarse sobre los puentes convencionales debido a su naturaleza conservadora y la mínima preparación dental requerida. Puentes, ya que sólo eliminan el 14% de la estructura dental. Los modernos adhesivos para dentina han aumentado la versatilidad de estos (10)

Aunque la preparación dental es rápida y no presentan riesgo de traumatismo en los tejidos blandos gracias a las líneas de acabado supragingivales, puede ser complicada ya que se trabaja exclusivamente con esmalte. (37)

A pesar de ser una opción conservadora, los puentes Maryland enfrentan desafíos relacionados con la retención y la durabilidad ya que al depender de la adhesión a los dientes

adyacentes mediante retenedores en forma de "alas", hay riesgo se desaloje debido a una adhesión insuficiente o a la pérdida de fuerza adhesiva con el tiempo. Factores como la acumulación de placa, la flexión de las alas o el desgaste del adhesivo pueden contribuir a este problema. (11)

Si bien los puentes Maryland se han utilizado durante décadas, han presentado desventajas notables, como el desprendimiento frecuente, la aparición de caries debajo de los dientes pilares (38). Además, los materiales metálicos utilizados para la infraestructura y los retenedores pueden ser visibles en dientes anteriores, afectando la estética del tratamiento (11).

Los metales no preciosos siguen siendo la opción de referencia debido a su rigidez, el uso de nuevos materiales cerámicos como el zirconio está ganando popularidad. Sin embargo, la falta de recomendaciones claras sobre el uso de estos nuevos materiales ha provocado un aumento en las tasas de fracaso (38).

Se han realizado varios diseños para mejorar la retención de los puentes Maryland. Sin embargo, no existe un consenso entre los especialistas sobre cuál es el diseño óptimo para garantizar la durabilidad de los puentes Maryland (14).

Los elementos que tiene influencia en la supervivencia de estas prótesis varían según los estudios. Por ejemplo, mientras que investigaciones previas indicaban que las prótesis colocadas en el maxilar presentaban tasas de éxito significativamente más altas que las ubicadas en la mandíbula (39), estudios recientes sugieren que la localización ya sea en el hueso maxilar superior o inferior podría no relacionarse con la supervivencia del puente (40). En consecuencia, la relación entre la etiología, el pronóstico y la tasa de éxito de los puentes Maryland aún no está completamente esclarecida. (20)

Estos problemas son resultado de la falta de información sobre la preparación dental, tipo de retenedor, elección del material y el sistema adhesivo adecuado. (38)

1.3 Justificación

Los puentes Maryland se han desarrollado como una alternativa transformadora dentro de la rehabilitación oral, destacando por ser mínimamente invasivos y muy estéticos (9). En contraposición a los puentes tradicionales, que demandan un cuidado considerable de los dientes cercanos, los puentes Maryland mantienen la salud de la estructura dental, minimizando la posibilidad de complicaciones postoperatorias y proporcionando una opción conservadora para la restauración dental (21). Adicionalmente, su diseño estético mediante porcelana o resinas compuestas, proporciona una excelente integración con la dentadura natural, lo que los hace una elección perfecta para pacientes que desean resultados funcionales y visualmente atractivos (41).

Esta investigación es relevante al abordar la importancia de perfeccionar el uso de los puentes Maryland, particularmente en situaciones donde los pacientes no son aspirantes a implantes dentales o puentes tradicionales por restricciones anatómicas, médicas o financieras. Ya que los puentes Maryland no requieren una preparación exhaustiva de los dientes vecinos, lo que los hace una opción menos invasiva y más asequible a diferencia de los implantes, que demandan una intervención quirúrgica y una cantidad suficiente de hueso, (42). Y en contraste a los puentes tradicionales, que conllevan una disminución considerable de la estructura dental saludable. (8)

Los progresos en la implementación de puentes Maryland poseen la capacidad de incrementar notablemente la experiencia y la satisfacción del paciente. Como solución mínimamente invasiva, disminuye el periodo de tratamiento, el malestar y la necesidad de intervenciones quirúrgicas. Además, la conservación máxima de estructura dental sana favorece la salud bucal a largo plazo, lo que se traduce en una mayor satisfacción del paciente con los resultados alcanzados. (43)

El fortalecimiento de la base científica y el impulso de la investigación aplicada sobre puentes Maryland no solo beneficiarán a los pacientes, sino que también jugarán un papel fundamental en la formación de odontólogos. Al proporcionar a los profesionales los conocimientos más recientes en cuanto a durabilidad, estética y biocompatibilidad, además de técnicas de adhesión más eficaces para asegurar la estabilidad de las prótesis y prevenir inconvenientes habituales como la descementación.

Se espera que los resultados del presente estudio brinden un aporte dentro del desarrollo de protocolos clínicos que sean aplicables en la práctica clínica, reduciendo así el requerimiento

de tratamientos de corrección, beneficiando así al paciente y disminuyendo de igual forma los costos del tratamiento.

Contar con una base científica sobre puentes Maryland brindara a los odontólogos la información necesaria para la toma de decisiones informadas en cuanto a la selección del paciente idóneo para el tratamiento, así como permitir planificar tratamientos personalizados. Lo cual incrementara las probabilidades de éxito y supervivencia de la prótesis.

Los hallazgos de este estudio no solo aportarán a una mejor comprensión de los puentes Maryland, sino que también se utilizarán como fundamento para nuevas investigaciones sobre prótesis fijas y adhesivas, estableciendo un sólido fundamento teórico y práctico para la odontología restauradora.

1.4 Objetivos

1.4.1 General

Analizar la eficacia del puente adhesivo tipo Maryland como alternativa de tratamiento en prótesis fija a través de una revisión bibliográfica.

1.4.2 Específicos

- Identificar la relación entre el diseño del puente con la durabilidad de los puentes adhesivos tipo Maryland
- Describir la relación entre el diseño del puente con la tasa de fracaso estimada considerando las complicaciones y el tiempo de exposición de los puentes adhesivos tipo Maryland
- Determinar los factores que influyen en el éxito del puente adhesivo tipo Maryland
- Establecer las complicaciones asociadas al puente adhesivo tipo Maryland en pacientes con diferentes necesidades y condiciones bucodentales.

2. CAPITULO II. MARCO TEÓRICO

2.1 Definición y características de la prótesis fija adhesiva

2.1.1 Concepto de prótesis fija adhesiva y sus características principales.

La prótesis fija consiste en sustituir o restaurar piezas dentales mediante prótesis que son artificiales y que permanecen fijas en la boca y, a menudo, más económicas que los implantes (42). Este tipo de tratamiento abarca desde la restauración de dientes dañados hasta el reemplazo de uno o varios dientes perdidos (44). Los tratamientos en prostodoncia fija pueden incluir opciones como incrustaciones, carillas, coronas de cobertura total o parcial, restauraciones de pernos y muñones, prótesis parciales fijas (FPD) e implantes. (30).

Las prótesis parciales fijas unidas con resina (RBFDP) representan una solución protésica fija que se cementa directamente a los dientes, adhiriéndose principalmente al esmalte dental (45). Desde su introducción en el año 1970, han ido evolucionando constantemente en cuanto a diseño, materiales y técnicas de preparación dental, para mejorar su durabilidad clínica. (9)

Las prótesis parciales fijas unidas con resina (RBFDP, por sus siglas en inglés), conocida como puente Maryland, es una opción conservadora para reemplazar un solo diente en la zona anterior (11). Esta prótesis se adhiere en lingual o palatino y en proximal de los pilares, permitiendo un tallado mínimo que facilita el eje de inserción y crea espacio suficiente para el material de cementación. (46)

Los puentes Maryland se emplean ampliamente como alternativa a los puentes convencionales, especialmente cuando los dientes pilares están en buen estado o tienen caries mínimas (47). Su principal ventaja es el diseño conservador que requiere poca o ninguna preparación dental, ya que sólo eliminan el 14% de la estructura dental. (10)

2.1.2 Principios fundamentales de diseño y estructura de la prótesis fija adhesiva.

La prótesis fija adhesiva se caracteriza por un desgaste mínimo, localizado exclusivamente en el esmalte dentario. Su retención se da por el uso de sistemas adhesivos, que permiten la fijación de los retenedores a los dientes pilares. (43)

En cuanto a la preparación dental, se deben seguir principios clave como generar expulsividad, redondear ángulos internos, dar un apropiado acabado de la superficie y profundidad óptima. Lo ideal es márgenes supragingivales, ya que esto facilita tanto la toma de impresión como el proceso de cementación adhesiva. (43)

Es significativo valorar la disponibilidad de espacio y la posibilidad de extrusión del diente antagonista. Si este invade el espacio edéntulo, puede generar falta de área para el pónico. En tales casos, se recomienda realizar un procedimiento restaurador indirecto en la pieza extruida para restablecer un adecuado espacio interoclusal antes de confeccionar la prótesis adherente. (43)

El material del que está hecho la prótesis adhesiva influye en como se distribuye el estrés en la zona de unión del diente con la restauración y en el área de contacto. Independientemente del material empleado, los mayores picos de tensión se limitan a la zona de unión pónico-pilar, lo que simboliza un reto mecánico significativo en estas restauraciones. (43)

2.1.3 Diferencias y similitudes con otras prótesis adhesivas fijas.

<i>Prótesis adhesiva</i>	<i>Similitudes</i>	<i>Diferencias</i>
<i>Puente Rochette</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Todos los sistemas son prótesis adhesivas fijas y mínimamente invasivas. - Requieren un método de retención al diente pilar. - Buscan mejorar la estética y funcionalidad sin comprometer demasiado la estructura dental. 	<ul style="list-style-type: none"> - Usa retenedores perforados con forma de embudo para mejorar la retención de la resina. - Estas perforaciones permitían la extrusión de resina compuesta entre el retenedor y el diente, asegurando su fijación una vez polimerizada.
<i>Puente Virginia</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Al igual que el Rochette, incorpora un método de retención mecánica. 	<ul style="list-style-type: none"> - Utiliza una técnica especial llamada "sal perdida", la cual consiste en incorporar en los patrones de cera los cristales de sal previo al colado, generando una superficie rugosa que favorece la adhesión.
<i>Puente Maryland</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Comparte el objetivo de ser una opción estética y conservadora. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se diferencia por el uso de microretenciones o grabado electroquímico del metal en

<i>Puente California (Metal-Free)</i>	<ul style="list-style-type: none"> - También es una prótesis adhesiva con retenedores en los dientes pilares. - Como el Puente Maryland, busca una opción altamente estética y mínimamente invasiva. - No utiliza estructura metálica, siendo completamente cerámico. - Usa un pónico retenido por incrustaciones (onlays, inlays, overlays) en los dientes adyacentes.
---------------------------------------	---

Tabla 1. Diferencias y similitudes entre diferentes tipos de prótesis fijas adhesivas. (48)

2.2 Evolución histórica de las prótesis fijas adhesivas

2.2.1 Desarrollo de las prótesis fijas adhesivas desde su origen hasta la actualidad.

En 1973, Rochette desarrolló una prótesis fija sin preparación dental, con una estructura metálica perforada unida mediante resina de grabado ácido, destinada a la ferulización periodontal de dientes anteriores. Aunque las perforaciones mejoraban la retención del cemento, también debilitaban el retenedor metálico y exponían la resina al desgaste, limitando su adhesión al esmalte y haciendo de esta prótesis una solución temporal. (49)

Buonocore en 1975, describió una técnica que consistía en la retención de dientes extraídos e insertados de manera inmediata mediante el acondicionamiento del tejido adamantino, para restablecer la estética. Dunn y Reisbick en 1976, evaluaron el uso del ataque eletrolítico en las uniones de cromo/cobalto como método para favorecer la adhesión (50). Posteriormente, en 1977, Howe y Denehy reconocieron la mayor estabilidad de las estructuras metálicas en comparación con los pónicos cementados y propusieron el uso del diseño de Rochette para prótesis fijas parciales (FPD), con retenedores metálicos perforados y pónicos de metal-cerámica. Además, recomendaron ampliar la cobertura del retenedor sobre la superficie lingual del esmalte, minimizando o eliminando la necesidad de preparación dental. Este tipo de FPD se indicaba principalmente en dientes mandibulares o en casos con contacto oclusal mínimo, utilizando resina compuesta de alto contenido de relleno como agente de cementación.(48)

Bottino y Araújo presentaron una técnica clínicamente efectiva y económica en el año 1988, que empleaba uniones de cobre-aluminio con macrorretenciones logradas mediante el sellado con perlas de resina. (48)

Livaditis propuso la preparación de los dientes pilares para establecer una trayectoria definida de colocación en sentido oclusogingival, lo que implicaba la modificación de la altura proximal y lingual del esmalte. Para mejorar la estabilidad, se incorporaron apoyos oclusales en ambos extremos del espacio edéntulo, similares a los utilizados en prótesis parciales removibles. Como resultado, las alas de los retenedores se extendieron interproximalmente hasta las zonas edéntulas y, en algunos casos, hasta las superficies oclusales. Estas prótesis lograron mantenerse funcionales hasta por 13 años. (48)

A pesar de su éxito, el diseño y fabricación de los retenedores requería precaución, ya que un número excesivo de perforaciones podía comprometer la integridad estructural del metal. Un estudio realizado en la Universidad de Iowa evaluó la durabilidad de esta técnica durante 15 años, revelando que los retenedores perforados en dientes anteriores tenían una tasa de fracaso del 50 % a los 110 meses y del 63 % a los 130 meses. (48)

Livaditis y Thompson en los años 1982-1983, perfeccionaron este diseño con los "puentes Maryland," eliminando las perforaciones en el retenedor metálico, lo cual aumentó la resistencia y adhesión, logrando una alternativa más duradera y eficaz en rehabilitación dental fija (46). Estas restauraciones ofrecen una ventaja importante: la posibilidad de recuperación. En caso de desprendimiento de un retenedor, la estructura puede ser fácilmente recementada sin afectar el diente ni comprometer el pónico. (48)

2.2.2 Evolución de los materiales y técnicas de adhesión.

Thompson y Livaditis, en la Universidad de Maryland, crearon una técnica que permite el grabado electrolítico mejorando la retención de los retenedores metálicos, superando a los puentes perforados. Esta invención brindó una mejor retención, puesto que la unión entre la resina y el metal era más estable que la unión entre la resina y el esmalte, y permitió además poder diseñar retenedores más finos que sigan resistiendo la flexión. Además, la superficie del metal al ser muy pulida prevenía la acumulación de placa. (51)

Los métodos de grabado iniciales se aplicaban a aleaciones de níquel/cromo (Ni-Cr) y otras combinaciones de metales como el níquel-cromo-molibdeno-aluminio-berilio (Ni-Cr-Mo-Al-Be). Posteriormente, surgieron técnicas más simplificadas como el grabado químico y el grabado con gel, que daban resultados similares si se optimizaban para cada aleación

específica. Sin embargo, estos métodos mostraban una resistencia de unión degradada cuando se sometían a condiciones de humedad y envejecimiento. (48)

Las técnicas de grabado y adhesión fueron evaluadas en términos de resistencia a corto plazo, como en pruebas de 24 horas o 7 días de exposición al agua. A largo plazo, después de 6 meses de envejecimiento y estrés térmico, la resistencia de adhesión se reducía considerablemente, lo que indicaba que las uniones a largo plazo no eran duraderas. La unión adhesiva con resinas compuestas a superficies metálicas ha sido reemplazada por sistemas de resina bien investigados y probados que ofrecen una retención más efectiva. (48)

En el caso de las cerámicas, su fragilidad natural hace que tanto su manipulación como su cementación sean aspectos determinantes para lograr un resultado clínico exitoso. Las cerámicas basadas en sílice, con resistencia baja a media, requieren el uso de resina adhesiva para proporcionar refuerzo y estabilidad a las restauraciones. El grabado mediante ácido fluorhídrico, continuado con la aplicación de silano, permite establecer uniones fuertes entre la cerámica y la resina. Las pruebas de adhesión suelen mostrar valores superiores a la resistencia a la tracción de la cerámica, confirmando así la eficacia de estos procedimientos. (51)

En el caso de las cerámicas de alta resistencia, como las compuestas por óxidos metálicos, la abrasión con partículas de óxido de aluminio (Al_2O_3) resulta ser efectiva para proporcionar uniones duraderas. También se ha sugerido el uso de recubrimientos de sílice y silano, que crean una capa de sílice sobre la cerámica, mejorando la adhesión. (51)

Estudios recientes coinciden en que el mejor resultado se obtiene con un pretratamiento combinado micro mecánico y químico (52) (53). Lo que permite establecer uniones fuertes y duraderas entre la resina y cerámicas como la zirconia. Herramientas avanzadas como la tecnología de haz de iones enfocados (DB FIB) y la microscopía electrónica de barrido (SEM) permiten examinar la interfaz de unión. En ausencia de tratamiento superficial dicha interfaz muestra espacios amplios y discontinuados. En contraste, la abrasión con partículas de alúmina ($50-60\mu m$, a 2 bar por 5 segundos), seguida de la colocación de un primer con monómero funcional MDP, optimiza la calidad de la unión adhesiva (52) (53)

La unión de zirconia ha sido un tema de debate y estudio en la odontología, ya que muchos profesionales aún no están completamente seguros de las técnicas adecuadas. Sin embargo, el "Concepto APC" recientemente introducido resume los tres pasos fundamentales para la adhesión exitosa: abrasión con partículas de aire, aplicación de imprimación y agentes de

cementación de resina compuesta. Esta técnica simplificada ha ganado aceptación por su efectividad en la adhesión de zirconia.(54)

2.3 Indicaciones y contraindicaciones de la prótesis fija adhesiva

2.3.1 Situaciones clínicas ideales para el uso de la prótesis fija adhesiva

En el plan de tratamiento de una prótesis fija adhesiva (FPD), es esencial identificar adecuadamente las necesidades específicas del paciente, considerando cualquier enfermedad preexistente, sus causas y cómo esto puede afectar el pronóstico. Además, debe evaluarse el estado de salud periodontal y dental general. Las restauraciones adhesivas con resina se han utilizado durante años para reemplazar dientes anteriores en niños. (43)

Las técnicas protésicas fijas convencionales suelen estar contraindicadas en pacientes jóvenes debido al crecimiento continuado, la erupción pasiva de los dientes, el gran tamaño de las pulpas dentales y la alta actividad en deportes de los niños. Por ello, cuando presentan la ausencia de un diente anterior, una FPD de zirconio de un retenedor es una opción por considerar por su mínima invasión, de igual forma en el caso de que la ausencia sea de dos piezas anteriores, pero se presenten pilares mesiales y distales. (43)

Los dientes sanos o aquellos con restauraciones mínimas son adecuados para ser usados como pilares en estos casos. La presencia de restauraciones interproximales en dientes anteriores no suele ser una contraindicación para el uso de la prótesis. En la región posterior, las lesiones interproximales cercanas al espacio edéntulo pueden integrarse en el diseño del retenedor. Además, las restauraciones de aleación mínima o moderada en los dientes pilares pueden reemplazarse por una unión de dentina con resina compuesta, o en algunos casos, ser incorporadas al diseño de la preparación. (43)

Es crucial contar con una longitud de corona clínica adecuada para optimizar la retención y la forma de resistencia. Además, los retenedores metálicos unidos con resina también pueden usarse para la ferulización periodontal o la fijación posterior a tratamientos ortodónticos. (43)

Además, resulta especialmente útil en pacientes que requieren desarrollo óseo previo a la colocación de un implante, ya que la prótesis podía retirarse y reinsertarse con facilidad en cada cita quirúrgica sin ejercer presión sobre los injertos en proceso de maduración. (48)

Prótesis adhesivas fijas- Indicaciones

Overbite poco profundo si se sustituye un diente maxilar
Sustitución de dientes anteriores ausentes en niños y adolescentes
El historial médico del paciente contraindica un implante dental
Corto espacio edéntulo
Pilares no restaurados
Sustitución de un solo diente posterior
Longitud de corona clínica significativa
Excelente control de la humedad

Tabla 2. Indicaciones de las prótesis adhesivas (48)

2.3.2 Limitantes y factores funcionales o anatómicos que contraindican su uso.

Para el empleo de prótesis fijas adhesivas (FPD) se debe considerar cuatro aspectos (48):

1. Correcta selección del paciente.
2. Modificación correcta del esmalte para garantizar suficiente espacio protésico.
3. Diseño adecuado de la estructura.
4. Empleo de un protocolo de adhesión que considere la naturaleza del material restaurados y las características del sustrato dental. (48)

Cuando existen contraindicaciones, el paciente debe ser informado sobre el mayor riesgo de desprendimiento y considerar otras alternativas de tratamiento. (48)

Existen contraindicaciones relativas como en pacientes con parafunción, ya que se debe evaluar cuidadosamente las cargas a las que estará sometida la prótesis, ya que los retenedores de PPF son menos resistentes al desplazamiento en comparación con las prótesis fijas convencionales. Así también ante la ausencia de soporte posterior o fuerzas laterales elevadas en donde es necesario mejorar la retención y resistencia de la estructura mediante el uso de ranuras, cajas, apoyos oclusales o envoltura interproximal de metal, los pacientes deben ser advertidos sobre el posible desprendimiento de la prótesis. (48)

El uso de prótesis adheridas con resina está generalmente contraindicado en espacios edéntulos grandes, ya que las fuerzas excesivas pueden superar la capacidad adhesiva y retentiva de los retenedores, comprometiendo la estabilidad de la restauración. (48)

En coronas clínicas cortas, puede ser necesario un alargamiento quirúrgico de la corona para optimizar la retención, evitando la ubicación de márgenes subgingivales.(48)

Los dientes con restauraciones extensas o estructuras dentales debilitadas constituyen una contraindicación para las prótesis unidas con resina. La integridad del esmalte en los dientes pilares pueden estar comprometida por condiciones como hipoplasias, procesos de desmineralización o alteraciones congénitas del desarrollo dental, tales como la amelogénesis o la dentinogénesis imperfectas, ya que reducen la resistencia de la adhesión de los sistemas resinosos.(55)

Es importante valorar el grosor vestibulolingual y cuan translucido es el esmalte, puesto que los retenedores metálicos podrían interferir en la apariencia dental. Para minimizar este efecto, se recomienda el uso de retenedores de zirconio y resinas translúcidas, además de pruebas previas con zirconia y agua para prever el impacto visual. (55)

Anteriormente, las prótesis adheridas con resina se fabricaban con aleaciones de níquel, por lo que es importante detectar alergias y ofrecer alternativas. Las aleaciones nobles pueden utilizarse mediante técnicas de estañado y unión en laboratorio, aunque su menor módulo elástico exige un mayor grosor de metal. Esto debe considerarse en la planificación, especialmente en pacientes con superposición vertical aumentada. (48)

Prótesis adhesivas fijas- Contraindicaciones

Overbite profundo si se sustituye un diente maxilar
Hábitos parafuncionales
Brecha edéntula grande
Pilares restaurados o dañados
Esmalte comprometido
Discrepancia significativa de la anchura del pónico
Alergia al níquel (puede emplearse óxido de circonio)

Tabla 3. Contraindicaciones de las prótesis adhesivas. (48)

2.4 Función y biomecánica de las prótesis fijas adhesivas

2.4.1 Fuerzas que actúan sobre las prótesis fijas adhesivas

Las fuerzas que inciden sobre la región del pónico y los pilares de una prótesis fija corresponden, principalmente, a compresión, tensión y cizallamiento. La carga oclusal se aplica sobre el tercio oclusal del pónico, generando fuerzas compresivas en esta zona. En contraposición, la resistencia a dicha carga se manifiesta en el tercio cervical del pónico, donde predominan fuerzas de tracción y cizallamiento (*Figura 1*). (48)

Se pueden provocar microfracturas en el material adhesivo o en la estructura de la prótesis debido a las fuerzas de tensión, reduciendo la eficacia de la unión y aumentando el riesgo de desadaptación o desprendimiento. Por otro lado, se tienden a generar desplazamientos laterales por las fuerzas de cizallamiento, lo que puede debilitar la adhesión y afectar la estabilidad de la prótesis con el tiempo. (48)

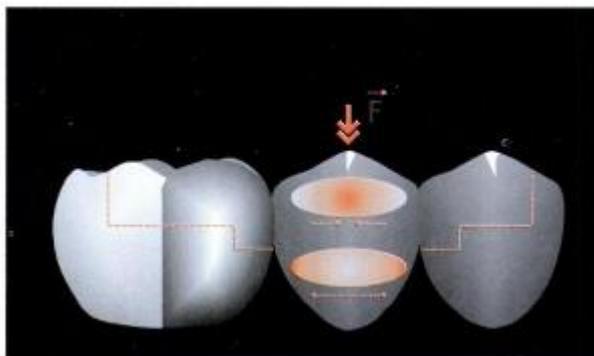


Figura 1. Fuerzas que resultan en una prótesis adhesiva funcionando, se muestra como predominan fuerzas de compresión en el tercio oclusal y las fuerzas de tensión preponderan en el tercio cervical. (48)

2.4.2 Efecto del diseño de retenedores en la distribución de fuerzas.

Los puentes tipo Maryland generalmente se clasifican en diseños de doble retenedor y de retenedor único. Los máximos niveles de tensión en la prótesis adhesiva se encuentran en las zonas de unión entre el pónico y pilar, lo cual representa un desafío mecánico. Esta condición es independiente del material empleado en la fabricación de estas. (56)

Las pruebas *in vitro* de Rosentritt et al. (57) demostraron que los puentes tipo Maryland con doble retenedor ofrecen una resistencia y estabilidad biomecánicas superiores en comparación con las de retenedor único. Esto se debe a que el diseño de doble retenedor distribuye mejor las cargas oclusales, reduciendo la concentración de tensiones y aumentando la longevidad de la prótesis.

Además, los puentes tipo Maryland doble retenedor minimizan el daño a los dientes adyacentes y mejoran la retención, sobre todo en pizas dentales anteriores en las que hay fuerzas oclusales que son menores (58). Sin embargo, otros estudios, como el de Koutayas et al. (59) han encontrado que en ciertos escenarios clínicos los puentes tipo Maryland de retenedor único pueden ser más efectivos, ya que mediante modelos de simulación, se observó que la carga en el retenedor y la tensión en la interfaz de unión eran menores en los

diseños de un retenedor, lo que podría hacerlos más adecuados en algunas situaciones clínicas.

La zona de unión de la restauración es el punto donde se concentra la mayor tensión. La tensión máxima se localiza en el borde, mientras que en la placa del ala esta disminuye progresivamente desde la unión hasta la zona más alejada del espacio (*Figura 2*). (56)

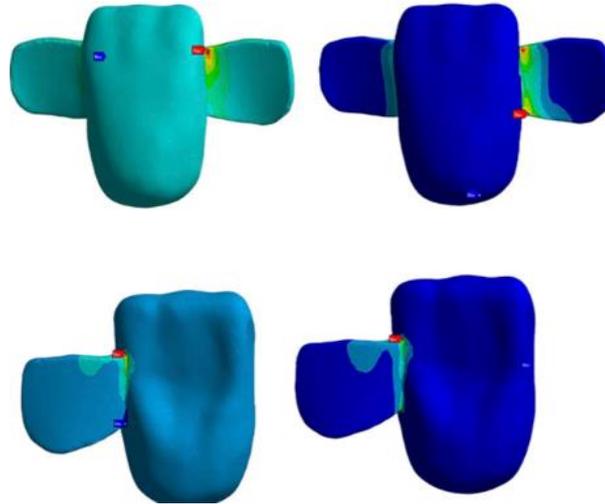


Figura 2. Concentración tensional en las restauraciones: las regiones con mayor tensión están resaltadas en rojo, lo que indica posibles puntos de falla bajo carga oclusal, en particular en las áreas de unión y de conexión. (56)

El cambio en el desplazamiento indica que el valor de carga del puente tipo Maryland es el más grande y disminuye gradualmente hacia el ala. Además, el desplazamiento general del puente tipo Maryland (restauración, cemento de resina y esmalte) es consistente (*Figura 3*). (56)



Figura 3. Desplazamiento de las prótesis sometidas a cargas: El desplazamiento total de las prótesis sometidas a cargas verticales y oblicuas se representa con un gradiente de color, donde los tonos más oscuros, especialmente el rojo, indican áreas con el mayor desplazamiento, evidenciando zonas de posible debilidad o inestabilidad estructural. (56)

Se determino además que en los puentes tipo Maryland de un solo retenedor la mayor concentración de tensiones se presenta en los dientes pilares, mientras que en los puentes tipo Maryland de doble retenedor se distribuye en el borde incisal del puente y en las áreas próximas a los dientes pilares. En contraste, el ligamento periodontal experimenta niveles de tensión relativamente bajos. Dado que este ligamento es un tejido blando viscoelástico, puede deformarse bajo fuerzas oclusales y otras cargas, funcionando como un amortiguador que transfiere la presión de los dientes al hueso circundante. Su módulo elástico relativamente alto permite que una fuerza oclusal de 100 N esté dentro de su rango de tolerancia, generando la mayor concentración de tensiones en la interfaz de unión entre los dientes pilares y las placas del ala. En consecuencia, el desprendimiento es la causa principal de falla en estas prótesis, con un impacto mínimo en la salud periodontal de los dientes pilares. (56)

Durante la función masticatoria, las prótesis pueden estar sujetas a fracturas. Al aplicar carga sobre el puente, se genera concentración de tensión en la unión entre el cuerpo del puente y el ala. En los puentes tipo Maryland, el valor de tensión es alto y la deformación del ala es considerable. Esto coincide con experimentos que revelan que la máxima tensión en el puente de un retenedor esta en el lado palatino del conector, cercano a incisal, y en el de dos retenedores, esta en vestibular cercano a cervical. (56)

2.4.3 Análisis biomecánico de la retención y estabilidad.

La estabilidad de los puentes tipo Maryland depende de varios factores, entre ellos la presencia de una superficie de esmalte adecuada, un volumen coronal suficiente y una altura que permita la remodelación proximal. Para mejorar la retención y resistencia de la estructura protésica, es fundamental incorporar elementos como ranuras, cajas, apoyos oclusales o una envoltura interproximal de metal. (43)

Desde la perspectiva de la mecánica de materiales, la resistencia de los puentes tipo Maryland puede mejorarse incrementando su grosor, ancho y ángulo obtuso de la zona de unión. Esto sugiere que, al reparar los dientes anteriores inferiores, el área del conector y el grosor del ala deben aumentar en lo posible para acrecentar la resistencia del puente tipo Maryland sin afectar la función fisiológica del espacio de abducción. La profundidad cóncava de los dientes cerca del espacio entre los dientes adyacentes se puede ajustar ligeramente para aumentar el grosor del conector de los puentes tipo Maryland. En la

aplicación clínica de los conectores puentes tipo Maryland de un solo retenedor, resulta beneficioso aumentar el grosor del conector. (56)

2.5 Materiales empleados en prótesis fija adhesiva

2.5.1 Propiedades y características

Los metales son compuestos de origen mineral empleados en odontología con fines restaurativos, rehabilitadores y quirúrgicos. Estos materiales permiten una estrecha interacción con el ambiente bucal, lo que contribuye a la durabilidad de los tratamientos. Sin embargo, los metales se exponen a cambios químicos, físicos y biomecánicos. Los metales nobles, poseen alta resistencia a la corrosión y al alearse su resistencia a la tensión aumenta considerablemente, mejorando así sus propiedades físicas y su resistencia a la corrosión. Es importante su composición para evitar efectos corrosivos y formación de manchas, puesto que los metales en relación con los fluidos intraorales pueden afrontar ataques químicos que pongan en riesgo la rehabilitación. (60)

Los metales poseen diversas propiedades, entre las que destacan el brillo, la maleabilidad, la conducción de electricidad, la ductilidad, su alta densidad, elevados puntos de fusión y ebullición, resistencia a la tracción, la oxidación, la corrosión y la compresión, así como su dureza superficial, fluidez que facilita el bruñido, baja contracción al fundirse, compatibilidad biológica y bajo costo, entre otras. (60)

A partir de la década de 1930, se comenzó a aprovechar las múltiples propiedades de las aleaciones metálicas, especialmente las de base metálica, para la fabricación de estructuras de prótesis parciales removibles. Estas aleaciones presentan ventajas significativas en comparación con las aleaciones nobles, como un costo y peso reducidos, lo que las hace una opción más accesible y apropiada para diversos procedimientos de rehabilitación y restauración. Las aleaciones metálicas son isotrópicas, homogéneas y uniformes, es decir, poseen las mismas propiedades sin importar la dirección en la que sean evaluadas. (48)

En odontología, las aleaciones metálicas se agrupan según la cantidad de elementos que integren su composición. Cuando están compuestas solo por dos elementos combinados en diversas proporciones, se conocen como sistemas binarios. Si involucran tres o más elementos, se denominan sistemas terciarios. Estos componentes están relacionados con varios elementos que forman las aleaciones. Se considera que una aleación es altamente noble cuando contiene entre un 40 y un 60 % de metales como oro, iridio, platino, rodio, paladio, rutenio y osmio. En contraste, las aleaciones predominantemente básicas o no

nobles están compuestas por más del 75 % de componentes comunes, como Níquel-Cromo y Cromo-Cobalto. (60)

Las puentes Maryland metal-cerámicas tendrán una aleación metálica como estructura y un revestimiento cerámico en el pónico (10). Para su uso, es fundamental la preparación de surcos y ranuras en los pilares, lo que favorece la durabilidad de la prótesis. El metal requiere menos volumen que la cerámica o el composite para proporcionar resistencia y prevenir fracturas siendo ideal en áreas con conectores interproximales limitados debido a coronas cortas o relaciones oclusales reducidas. El níquel-cromo es la aleación preferida debido a su resistencia en secciones delgadas, con un mínimo espesor de 0,5mm para los retenedores con aleación de cromo-cobalto. Estudios in vitro indican que un mayor espesor del retenedor metálico aumenta la fuerza necesaria para desalojarlo (61).

2.5.1.1 Cerámicas

El primer RBFDP de cerámica completa sin metal fue presentado por Kern et al (62). Hay tres clases de cerámica dental, que incluyen (I) vidrio, vidrio relleno de partículas y (III) cerámica policristalina *Figura 4.*(63)

<i>Cerámica a base de vidrio</i>	<i>Cerámica de vidrio infiltrado</i>	<i>Cerámica no vítrea</i>
<p><i>Predominantemente de vidrio</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Vidrio feldespático [VM9, Ceramco 3, All-ceram] <p><i>Vidrio moderadamente relleno</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Leucita (17-25%) [Omega 900, Ceramco II] <p><i>Vidrio muy relleno</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • A base de leucita (40-55%) [IPS Empress I, IPS Empress Aesthetic] • En base a disilicato de litio (70%) [IPS e-max, IPS e-max CAD] 	<p><i>Grupos Cerámicos</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Alúmina • Espinela • Zirconia 	<p><i>Cerámicas policristalinas</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Alúmina [Procera alumina] • Zirconia [Procera zirconia, Lava]

Figura 4. Clasificación de los materiales cerámicos utilizados en odontología. (63)

Las cerámicas de vidrio, compuestas principalmente de feldespato, tienen una resistencia a la flexión limitada y no son apropiadas para restaurar sitios de soporte de carga (dientes molares). Se han incorporado leucita y óxido de aluminio como partículas de relleno en las cerámicas de vidrio para optimizar sus propiedades ópticas y mecánicas. (63)

Las cerámicas policristalinas desprovistas de la fase de vidrio son mucho más duras que las cerámicas de vidrio. Por ejemplo, la cerámica policristalina de circonia tetragonal estabilizada con itria posee una resistencia a la flexión de 900 a 1400MPa, se puede utilizar en regiones posteriores. (63)

Los puentes Maryland hechos de cerámica de vidrio tienen una mayor estética, resistencia al desgaste y una menor acumulación de placa, no obstante, requieren un protocolo de unión específico antes de la cementación. La cerámica que ha sido reforzada con leucita y disilicato de litio, cerámicas infiltradas como In-Ceram y zirconia se han utilizado para este propósito. (63)

2.5.1.1.1 Porcelana feldespática

Dado que la odontología mínimamente invasiva es un enfoque racional que debe tenerse en cuenta al diagnosticar y planificar el tratamiento, el uso de prótesis de cerámica completa es una opción para reemplazo de dientes perdidos por trauma, o falta congénita dental en pacientes jóvenes. (64)

La porcelana es muy empleada en prótesis unitarias gracias a su alta estética y biocompatibilidad. Su adhesión se ha optimizado con el grabado ácido y el uso de silano, además de los avances en sistemas adhesivos y cementos resinosos (65). Sin embargo, es un material frágil con baja resistencia a la deformación plástica, aunque su resistencia a la fractura mejora mediante técnicas adhesivas y el soporte proporcionado por el diente. Para incrementar su durabilidad, se han desarrollado variantes reforzadas con leucita, alúmina, disilicato de litio y zirconio. (3)

2.5.1.1.2 Porcelana convencional o feldespática

La cerámica feldespática contiene feldespato, cuarzo y óxidos metálicos. La resistencia estructural es aportada por el cuarzo, mientras que la fluidez y la fase vítrea se dan gracias al feldespato. Al adicionar óxidos como potasio, aluminio y silicio refuerza la fase vítrea y permite la reproducción de tonalidades similares a los dientes naturales, con colores como el verde (cobre) y el marrón (níquel).(66)

En términos de propiedades mecánicas, su resistencia a la flexión es alrededor de 70MPa. Se emplea comúnmente sobre aleaciones metálicas y como infraestructura de porcelanas reforzadas con alúmina, disilicato de litio o zirconio. Aunque no es el material más resistente, su atractivo estético y menor costo en comparación con otras porcelanas la convierten en una opción frecuente en odontología. (66)

2.5.1.1.3 Porcelana feldespática reforzada con alúmina

Esta variante incorpora un 50% de óxido de aluminio en su composición, lo que ayuda a bloquear la propagación de microfisuras dentro de la masa cerámica. Como resultado, se obtiene mayor resistencia a la fractura, pero con una reducida translucidez, razón por la cual se utiliza principalmente como material de infraestructura. Su resistencia a la flexión va desde 120 a 140MPa. Algunos ejemplos comerciales incluyen Vitadur N (Vita) y Hi-Ceram (Vita). (65)

2.5.1.1.4 Porcelana feldespática reforzada con leucita

La incorporación de cristales de leucita en un 50% en la matriz vítrea de la cerámica feldespática incrementa su resistencia a la flexión hasta alcanzar los 140MPa. Pero, la imprecisión marginal derivada de la contracción volumétrica durante el proceso de cocción es su desventaja primordial, lo cual ha llevado a una disminución en su uso clínico actual, al igual que ha ocurrido con la porcelana reforzada con alúmina. (65)

2.5.1.1.5 Porcelana infiltrada con vidrio

La alúmina infiltrada con vidrio (In Ceram Alumina; Vita Zahnfabrik) ganó popularidad en la década de 1990. Se compone de un núcleo de alúmina sinterizada en seco que posteriormente se impregna con vidrio fundido, lo que le brinda resistencia a la flexión de 450MPa. Se recomienda su uso en prótesis fijas unitarias y prótesis fijas de tramo corto (FDP). Para mejorar su estética, se puede aplicar una capa de porcelana feldespática. Por otro lado, la cerámica de espinela infiltrada con vidrio (In-Ceram Spinell; Vita Zahnfabrik) tiene una resistencia ligeramente menor, pero mejores propiedades ópticas y un alto índice de éxito clínico. (65)

La fabricación de esta porcelana se realiza en dos fases. En primer lugar, se elabora un núcleo (coping) poroso compuesto por alúmina en un 97%, lo que le da una elevada resistencia a la fractura. Posteriormente, dicho coping se infiltra con una cerámica enriquecida con óxido de boro y lantano con el fin de mejorar sus propiedades estéticas. Para lograr una apariencia natural se usa porcelana con 50% de alúmina o feldespato superficialmente.(65)

Las restauraciones de esta porcelana tienen una resistencia a la flexión de hasta 400MPa y una gran adaptación marginal. No obstante, su principal limitación radica en que no puede ser grabado con ácido fluorhídrico, lo que afecta negativamente su capacidad de adherirse a la pieza dentaria. (65)

2.5.1.1.6 Alúmina densamente sinterizada

El óxido de aluminio de alta pureza (>99,9 %) se desarrolló casi en la misma época bajo el nombre de Procera Alumina (Nobel Biocare) mediante un proceso CAD/CAM. Su resistencia a la flexión alcanza los 610 MPa y no contiene sílice. Los núcleos de alúmina densamente sinterizada para coronas unitarias y estructuras de múltiples unidades requieren un recubrimiento con porcelana feldespática. (65)

2.5.1.1.7 Disilicato de litio

Es una cerámica a base de sílice que tiene excelentes propiedades ópticas y estéticas debido a su contenido vítreo (10). Además, poseen una excelente capacidad de adhesión y translucidez, comparable a la del esmalte natural. La generación de una superficie micro retentiva se logra grabando mediante ácido fluorhídrico, el cual elimina selectivamente la matriz vítrea y deja expuesta la fase cristalina de la cerámica. (67)

2.5.1.1.8 Zirconia

Es una cerámica sin sílice, tiene excelentes propiedades de resistencia a la flexión pero es un material opaco, por ello a menudo se utiliza una capa de revestimiento de porcelana (10). Su principal problema es la fractura de la porcelana que lo recubre. Debido a su inercia química y a su composición exenta de fase vítrea, los procedimientos de grabado ácido y silanización resultan ineficaces sobre este material. En 2006, se introdujo un nuevo tratamiento de superficie llamado grabado por infiltración selectiva, que crea una superficie altamente reactiva. Este proceso radica en colocar un agente infiltrante vítreo en la superficie del material y someterlo a un calentamiento superior a su temperatura de transición vítrea lo que permite que se formen nano porosidades que facilitan el entrelazamiento y la penetración de la resina adhesiva. (3)

Con el tiempo, la alúmina fue en gran medida reemplazada por la zirconia (policristal tetragonal estabilizado con itrio, Y-TZP). La zirconia convencional se emplea en una variedad de aplicaciones clínicas, incluyendo coronas completas, prótesis totales, prótesis parciales fijas adhesivas y tradicionales, postes endodónticos, barras para sobre dentaduras, pilares de implantes, estructuras soportadas por dientes o implantes.(68)

La zirconia pasa de una estructura cristalina monoclinica en temperatura normal, a una fase tetragonal y cubica al aumentar la temperatura. Se utiliza en la odontología, una formulación basada en cristales tetragonales parcialmente estabilizados con oxido de itrio lo que le confiere tenacidad a la fractura de $10\text{MPa}/\text{m}^{0.5}$, módulo elástico de 210 GPa y resistencia a la flexión entre 900 a 1400MPa. (68)

Este material se caracteriza por su capacidad de endurecimiento por transformación, donde el estrés externo y las grietas inducen la conversión de las partículas tetragonales en monoclinicas con un aumento de volumen del 3-5 %, generando compresión en la grieta e impidiendo su propagación. No obstante, el efecto de este fenómeno sobre la resistencia a la larga, así como su vínculo con la degradación inducida por el envejecimiento a baja temperatura, continúa siendo objeto de controversia y estudio. (68)

Las restauraciones de zirconia suelen fresarse desde bloques presinterizados o en etapa verde previo a la sinterización completa. Algunos sistemas CAD/CAM tienen la capacidad de fresar bloques completamente sinterizados, aunque este proceso es más demandante en cuanto a tiempo y equipamiento por su alta dureza y resistencia a la flexión de la zirconia.(68)

Las estructura y cofias de zirconia de las primeras generaciones se cubrían con feldespatos (PFZ) para mejorar su estética, ya que la zirconia pura es opaca y monocromática. Pero estudios actuales muestran alta incidencia de desprendimientos y fracturas de este recubrimiento. Por ello, las mejoras en la compatibilidad física y térmica de la zirconia con la porcelana que la recubre, al igual que en los procesos de cocción y enfriamiento, han incrementado la confiabilidad en las restauraciones PFZ. (68)

Las principales ventajas de la zirconia incluyen su alta resistencia a la flexión, biocompatibilidad favorable y gran durabilidad en comparación con otros materiales (63). No obstante, las preocupaciones por las fracturas del recubrimiento llevaron al desarrollo de restauraciones monolíticas de zirconia de contorno completo (FCZ), las cuales han ganado popularidad debido a la predictibilidad y eficiencia del proceso CAD/CAM digital. (68)

➤ **Nuevas generaciones de zirconia**

Los materiales de zirconia de segunda generación ofrecen mayor translucidez, aunque con una resistencia a la flexión un tanto inferior a la zirconia usual. Para mejorar estéticamente, se pueden infiltrar con tintes líquidos antes de la sinterización o aplicar esmaltes y pigmentos en una etapa posterior. Algunas marcas han introducido bloques multicapa que simulan la apariencia natural del diente y requieren menos personalización. (68)

Las formulaciones más recientes incluyen una mayor proporción de fase cúbica mediante modificaciones en el contenido de Y_2O_3 (5 mol-% o más en lugar de 3 mol-%), lo que mejora la transmisión de luz. No obstante, la resistencia a flexión (550 a 800MPa) es menor a la de la zirconia tradicional, pero aun así supera a las cerámicas de sílice. Esta nueva generación se ha comenzado a emplear en incrustaciones, onlays y carillas adheridas con resina. (68)

2.5.1.2 Refuerzos con fibras en prótesis adhesivas

Se han incorporado fibras de refuerzo en conjunto con resina compuesta indirecta en la fabricación de prótesis adhesivas. Estas se pueden fotopolimerizar o someterse a un proceso adicional de polimerización a través de calor, luz o presión, lo que permite alcanzar mayores grados de conversión y así optimizar sus propiedades mecánicas.(48)

Estas fibras son materiales anisotrópicos y heterogéneos, por lo tanto, las propiedades van a depender de la dirección de la carga en la cual son evaluados según la orientación de las fibras. Las propiedades mecánicas de estas fibras son la rigidez (módulo de elasticidad) y la resistencia. Por ello, las estructuras de prótesis fortalecidas con fibras deben presentar un alto módulo de elasticidad, para soportar la resina compuesta que las recubre, la cual es inherentemente más frágil. Algo similar ocurre con estructuras metálicas, que deben soportar las cerámicas que las recubren. (48)

Los composites reforzados con fibra son materiales de alta resistencia compuestos de composites convencionales y fibras de vidrio. Se sugiere como material alternativo para el retenedor, debido a la mejor adhesión del agente cementante de resina compuesta al retenedor, su estética superior y su fácil reparación. Puede aplicarse directamente en la boca o ser fabricado por un técnico dental. (22)

Existen tipos de fibras disponibles para el refuerzo, cada una con propiedades distintivas. En el ámbito odontológico, las fibras de vidrio se consideran la opción preferida debido a la buena adhesión de las fibras de vidrio silanadas a mono y dimetacrilatos, además de presentar excelentes cualidades estéticas. Un aspecto destacado de los composites reforzados con fibra polimerizado por luz es que mantienen una capa superficial inhibida por oxígeno, lo cual permite una unión química directa con el material de recubrimiento sin requerir sistemas de retención mecánica, como sería necesario en el caso de una subestructura metálica. (22)

2.5.1.3 Polímero de alto rendimiento a base de PEEK

Deflex Peek es un polieter eter cetona, es un polímero sintético que se ha considerado una alternativa al zirconio y a los metales para confeccionar aditamentos protésicos y estructuras en odontología, gracias a sus propiedades mecánicas y biocompatibilidades. Es el termoplástico de uso dental más biocompatible actualmente, con propiedades mecánicas de alto rendimiento, gran resistencia al desgaste y una buena combinación de rigidez y elasticidad que lo asemeja al hueso. Es libre de metal, libre de monómero, inerte y prácticamente inalterable en el medio oral. (69)

2.6 Técnicas de adhesión en prótesis fija adhesiva

2.6.1 Principios de la adhesión dental

El termino adhesión, originado del latín *adhaerere* (unirse o adherirse a algo), hace referencia a la capacidad de dos materiales diferentes para unirse entre sí. En odontología, la adhesión se refiere a la unión generada entre el esmalte o la dentina y los materiales de resina, como composites dentales, sellantes o cementos resinosos. El concepto de técnica adhesiva se refiere al conjunto de procedimientos empleados para lograr esta unión, la cual se consigue mediante el uso de sistemas adhesivos, que contienen los componentes necesarios para establecer una adhesión efectiva entre la estructura dental y los materiales restauradores.(70)

El esmalte dentario se compone de ameloblastos, encargadas de formar una estructura organizada que posteriormente se mineraliza con calcio y fósforo. Una vez completada la mineralización y alcanzado el grosor adecuado, los ameloblastos dejan de cumplir su función, y el esmalte se convierte en una estructura cristalina en lugar de un tejido vivo (*Figura 5*) (70). Su composición es aproximadamente un 95% mineral, un 4% agua y un 1% de matriz orgánica, constituida principalmente por proteínas simples. (71)

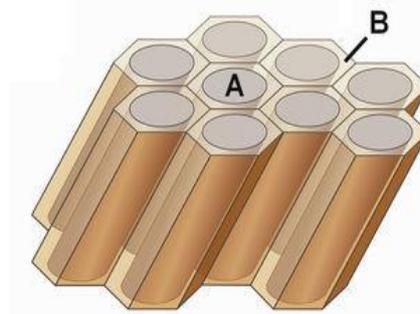


Figura 5. Esquema estructural del esmalte con prismas adamantinos (A) esmalte interprismático (B). (70)

El grabado ácido es fundamental para la adhesión en el tejido adamantino, es un procedimiento que consiste en aplicar un ácido que se encarga de disolver parcialmente ciertas áreas de los prismas y del esmalte interprismático. Este proceso crea un patrón de grabado que contiene microporosidades y áreas retentivas que facilitan la integración del material del adhesivo (*Figura 6*) (71).

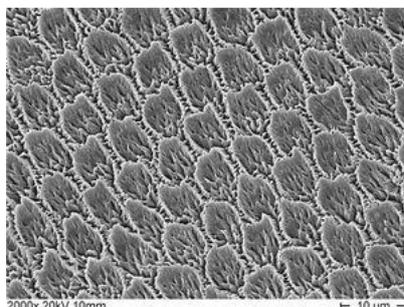


Figura 6. Imagen capturada con MEB del patrón de grabado ácido en el esmalte con microporosidades y áreas retentivas (2.000 x). (70)

Por otro lado, la dentina, que se encuentra debajo del esmalte, es un tejido vivo formado por células especializadas llamadas odontoblastos. A diferencia del esmalte, la dentina mantiene su capacidad de regeneración a lo largo de la vida del diente. Su estructura es porosa y está atravesada por túbulos dentinarios, los cuales contienen licor dentinario que es un fluido fisiológico y odontoblastos (*Figura 7*). (70)

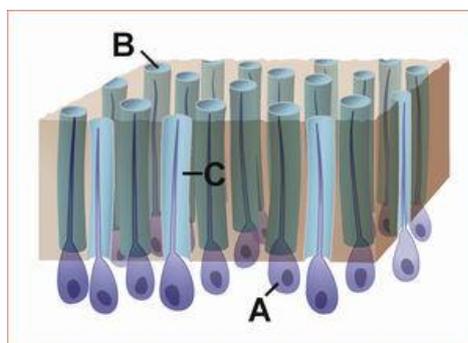


Figura 7. Esquema ilustrativo de la estructura dentinaria: odontoblastos y sus procesos celulares (A), túbulos dentinarios (B), licor dentinario (C). (70,71)

La composición dentinaria es distinta a la del esmalte, ya que contiene un 70% de material mineral, un 20% de matriz orgánica (principalmente colágeno) y un 10% de agua. Esta proporción le confiere una estructura más flexible en comparación con el esmalte y la hace más similar al tejido óseo. (71)

Los procedimientos odontológicos que implican el uso de instrumentos rotatorios generan el barrillo dentinario o smear layer, que es una capa superficial que se compone de fibras colágenas, minerales, y cuando hay lesiones de caries contiene residuos bacterianos. Por esta

razón, para poder facilitar una adhesión efectiva en la dentina, se aplica un agente ácido que remueve o altera esta capa exponiendo los túbulos dentinarios y la red colágena (*Figura 8*) (70). Posteriormente, los componentes adhesivos penetran en la estructura dentinaria, estableciendo una unión adhesiva firme. (71)

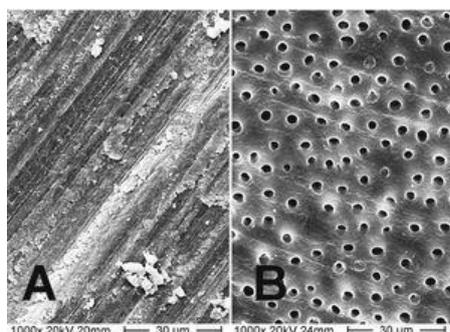


Figura 8. Imagen obtenida con MEB muestra barrido dentinario (A) y dentina después de eliminar dicho barrido (B) con túbulos dentinarios expuestos (1.000x). (70)

Para lograr una unión mediante adhesión entre el tejido adamantino y el dentinario con los materiales resinosos, es imprescindible el empleo de sistemas adhesivos. Los cuales comprenden, todos los pasos requeridos para que se dé tal unión. Se clasifican en dos grandes categorías, los *etch-and-rinse* es decir grabar y enjuagar y los *self-etch* o en español autograbado. (72)

2.6.2 Protocolos de preparación de superficie para la adhesión en esmalte y dentina.

2.6.2.1 Técnica adhesiva del sistema «etch-and-rinse» (grabar y enjuagar)

2.6.2.1.1 Esmalte dental:

El sistema *etch-and-rinse* se caracteriza por emplear un ácido independiente para grabar la superficie del tejido adamantino previo a la aplicación del adhesivo. El ácido fosfórico al 37%, es el más utilizado en este procedimiento. Si la concentración es menor al 30% o mayor al 40%, pueden formarse residuos sobre el esmalte que afectan la adhesión de la resina. Normalmente, el ácido fosfórico se aplica en forma de gel coloreado para facilitar su manejo y visibilidad. (72)

El tiempo de grabado, entre 30 y 60 segundos, según de la condición clínica. Luego, es necesario enjuagar con agua durante al menos 10 segundos para eliminar el ácido, lo que da nombre a la técnica (*etch-and-rinse*). Al secar la superficie con aire, el esmalte adquiere una apariencia blanquecina y opaca debido a la microestructura porosa generada por el grabado. (72)

Posteriormente, se aplica el adhesivo o «bond», compuesto por monómeros hidrófobos que penetran en las microporosidades del esmalte grabado. Este adhesivo es de baja viscosidad y, tras su fotopolimerización con luz azul, se logra una unión estable con el esmalte. Los monómeros polimerizados del adhesivo pueden interactuar con la resina en el siguiente paso del procedimiento. (72)

2.6.2.1.2 *Dentina:*

En la dentina, el grabado ácido también se realiza con ácido fosfórico en concentraciones entre el 30% y el 40%. Sin embargo, el tiempo de aplicación no debe superar los 15 segundos. Después de este periodo, el ácido se elimina con agua, siguiendo el mismo procedimiento que en el esmalte. (72)

El grabado en la dentina remueve completamente la capa de barrillo dentinario, dejando expuesto la red colágena y los túbulos de la dentina. Debido a la alta humedad dentinaria, no se aplica directamente el adhesivo hidrófobo. Por ello, se emplea un imprimador compuesto por monómeros anfífilos, los cuales poseen una parte hidrófila que permite su penetración en la dentina y otra hidrófoba que facilita la adhesión con el bond. (72)

El mismo adhesivo se emplea en la dentina y esmalte dental. Tras su polimerización, se forma una unión adhesiva con la dentina que posibilita la posterior adhesión de materiales de resina hidrófobos. (72)

2.6.2.2 *Técnica adhesiva en los sistemas «self-etch» (autograbado)*

2.6.2.2.1 *Esmalte dental:*

Los sistemas self-etch a diferencia del etch-rinse, prescinden del uso de un ácido grabador por separado. Estos sistemas están disponibles en dos presentaciones, de dos pasos o como una solución de un componente, conocida como all-in-one o todo en uno. (72)

En los sistemas adhesivos de dos componentes, el grabado del esmalte se da con un imprimador ácido que incorpora un ácido integrado o monómeros ácidos. Este imprimador produce un patrón de grabado en el esmalte, aunque de menor profundidad en comparación con el generado por el ácido fosfórico. (72)

Posteriormente, se aplica el adhesivo o bond, cuya función es análoga a la de los sistemas etch-and-rinse, infiltrarse en las microporosidades creadas y, tras su polimerización, formar una unión adhesiva. En el caso de los sistemas all-in-one, el grabado y la aplicación del adhesivo se realizan simultáneamente en un paso. (72)

2.6.2.2.2 *Dentina:*

En los sistemas self-etch de dos pasos, el imprimador ácido lleva a cabo el grabado ácido dentinario, que altera o disuelve la composición del barrillo dentinario sin exponer totalmente la red de fibras colágenas y de túbulos de dentina. (72)

Los anfífilos presentes en el imprimador penetran en la dentina, y sus segmentos hidrófobos se unen a los monómeros hidrófobos del adhesivo. Este adhesivo, utilizado también sobre el esmalte, permite establecer una unión efectiva tras su polimerización. En los sistemas self-etch de un solo componente (all-in-one), el grabado, el imprimador y el adhesivo se combinan en un solo producto, simplificando el procedimiento clínico. (72)

2.6.3 Comparación de diferentes cementos y agentes adhesivos utilizados

El cemento de uso dental ideal debe ser biocompatible, ofrecer un tiempo de trabajo extendido y un fraguado rápido, presentar un bajo espesor de película y una solubilidad mínima. Además, debe prevenir la aparición de caries, adherirse químicamente a la estructura dental, poseer un módulo elástico compatible con la estructura dental y la restauración, resistir la deformación plástica y contar con una adecuada resistencia y tenacidad. (73)

Cemento	Resistencia a compresión (MPa)	Resistencia a tracción (MPa)	Tiempo de fraguado (min)	Tiempo de trabajo (min)	Unión a estructura dental	Liberación de fluoruro
Material ideal	Alto	Alto	Largo	Corto	Si	Si
ZP	98	6	8.6	3.75	No	No
ZPC	77	10	7.5	2.125	Alguno	No
GI	132.5	6.5	7.5	2.9	Enlace químico	Si
RMGI	98	18.5	2	3	Enlace químico	Si
RC	209.75	35.5	8	2.75	Enlace micro mecánico	No

Tabla 4. Cuadro comparativo de las propiedades de los cementos dentales. (74)

El óxido de zinc eugenol (ZOE) fue el primer material de cementación desarrollado en la década de 1850. Treinta años después, se introdujo el agente cementante de fosfato de zinc,

y en 1972 se creó el agente cementante de ionómero de vidrio. En 2004 surgieron cementos de resina autoadhesivos, la generación más reciente en este campo. (75)

Los cementos dentales pueden clasificarse según sus propiedades. El hidróxido de calcio y el ZOE se emplean como cementos provisionales (75). No obstante, el ZOE presenta inconvenientes como su impacto sobre la pulpa dental, su alto espesor de película y su efecto inhibidor en la polimerización de cementos de resina (76). Por otro lado, los cementos de policarboxilato de zinc, fosfato de zinc, ionómero vítreo, ionómero vítreo modificado con resina y cementos resinosos son considerados cementos definitivos de gran duración. (74)

2.6.3.1 Cemento de Fosfato de Zinc (ZP):

Es el cemento más antiguo, introducido en el siglo XIX, y que ha sido empleado en diversas aplicaciones clínicas. No obstante, presenta una biocompatibilidad limitada y carece de capacidad para formar una unión química con los tejidos dentales. Sus propiedades mecánicas incluyen una resistencia a la compresión cercana a los 98MPa, un módulo de elasticidad de 13GPa, una resistencia a la tracción de 6MPa, y una elevada solubilidad en torno al 0.28%. (74)

2.6.3.2 Cemento de Policarboxilato de Zinc (ZPC):

Fue introducido en el año 1968, se adhiere molecularmente a la estructura dental a través de enlaces químicos y fuerzas de van der Waals. Su resistencia a la compresión es moderada y su resistencia a la tracción baja, es menos soluble e irrita en menor grado la pulpa en comparación con el ZP. Su pH inicial es el más alto de los cementos, mejorando así su biocompatibilidad. (74)

2.6.3.3 Cemento de Ionómero de Vidrio (GI):

También denominado polialquenoato de vidrio, este cemento fue introducido en 1969. Entre sus principales ventajas se destacan su capacidad de adhesión tanto a los tejidos dentales como a las estructuras metálicas, su compatibilidad térmica con el esmalte, su baja toxicidad y su biocompatibilidad. Además, se caracteriza por su baja solubilidad y alta dureza. Su característica más destacada es la liberación de flúor, que puede recargarse en el ambiente bucal y ayudar en la prevención de caries. (74)

2.6.3.4 Cemento de Ionómero de Vidrio Modificado con Resina (RMGI):

El cemento es el resultado de combinar resina y GI, este material ofrece mejor resistencia a la humedad, mayor estabilidad mecánica, menor solubilidad y capacidad de liberar flúor.

Además, posee baja translucidez y reduce la sensibilidad posterior a la cementación. Su mecanismo de fraguado combina una reacción ácido-base con una polimerización estructural. (74)

2.6.3.5 *Cemento de Resina (CR):*

Es el único cemento realmente adhesivo, ya que se beneficia del entrelazado químico y de la adhesión mediante silanización. Su baja solubilidad, translucidez similar a la del diente y variedad de tonos lo hacen ideal para restauraciones estéticas. (74)

Se clasifica en tres tipos: cemento de resina de grabado y enjuague, que fue introducido en la década de 1990, emplea un grabado ácido separado seguido por la aplicación de imprimación/adhesivo y cemento. Aunque requiere una técnica precisa, ofrece una adhesión confiable y es el estándar de oro en adhesión dental. (74)

El cemento de resina autograbado, en el cual el grabado y la imprimación se combinan en un solo paso mediante un imprimador de autograbado. Es menos sensible a la técnica y menos dependiente del estado de hidratación de la dentina, aunque su adhesión al esmalte es aproximadamente un 25% más débil. Y el cemento resinoso autoadhesivo que integra todos los componentes en un solo tubo, facilitando el procedimiento de cementación. (74)

Thompson y Livaditis crearon una técnica de grabado electrolítico que mejoró significativamente la retención de retenedores metálicos fundidos en comparación con las restauraciones perforadas. Este método permitió una adhesión más fuerte entre la resina y el metal que la obtenida entre la resina y el esmalte. También permitió fabricar retenedores más delgados sin comprometer su resistencia a la flexión. Adicionalmente, la superficie pulida del metal colado contribuyó a reducir la acumulación de placa. (51)

Para la cementación de estos retenedores, se empleó resina compuesta de baja viscosidad, lo que dio origen a la primera generación de cementos resinosos. Productos como Comspan (Dentsply Caulk) facilitaron la adhesión micromecánica a las irregularidades del metal generadas durante el grabado, aunque no establecían una adhesión química directa con el metal. (51)

El proceso de adhesión con resinas compuestas implica varios pasos técnicos para preparar la superficie de unión tanto del diente como de la restauración. Sin embargo, debido a su complejidad técnica, el tiempo que requiere y el riesgo de contaminación, muchos profesionales optan por cementos convencionales como los de fosfato de zinc, ionómero

vitreo o ionómero vitreo resinoso. Estos materiales no precisan de pretratamiento ni adhesivos adicionales, aunque proporcionan una adhesión limitada o nula. (68)

En la actualidad, los cementos resinosos autoadhesivos representan un punto intermedio, proporcionando una resistencia de unión moderada sin necesidad de primers ni adhesivos adicionales. No obstante, su capacidad de adhesión sigue siendo insuficiente para restauraciones que dependen exclusivamente de la unión con resina. (77)

El grabado ácido, utilizado en cerámicas a base de sílice, no genera una superficie rugosa en cerámicas de óxido metálico. Para mejorar la adhesión en estos casos, se emplea la abrasión con partículas de Al_2O_3 , que ha demostrado ser una estrategia eficaz para lograr una unión duradera en cerámicas de alta resistencia. (68)

Adicionalmente, se ha recomendado el recubrimiento con sílice y silano mediante sistemas como Rocatec o CoJet (3M ESPE), que incluyen un proceso de abrasión con partículas para depositar una capa de sílice, y de aplicar posteriormente un agente de acoplamiento de silano. (68)

Los agentes de acoplamiento de silano convencionales no son capaces de formar enlaces químicos con cerámicas basadas en óxido metálico. Por esta razón, se confía el uso de cementos de resina con monómeros adhesivos específicos, como, 10-metacrilóiloxidecil dihidrógenofosfato (MDP), que se encuentra en productos como imprimadores cerámicos Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Noritake) o Panavia 21 (Kuraray Noritake). (68)

Debido a la opacidad de algunas cerámicas, se sugieren cementos autopolimerizables o de curado dual para una mejor adhesión. Se ha concluido que al combinar un pretratamiento micromecánico y químico, permite obtener una adhesión duradera de la resina a las cerámicas. (78)

Para cementar puentes Maryland reforzadas con fibras, el uso de un sistema adhesivo fotopolimerizable es recomendable. Los cementos resinosos duales son la opción más adecuada, ya que proporcionan una adhesión química al sistema adhesivo aplicado en los dientes pilares y aseguran una polimerización eficaz, incluso en las áreas más profundas de de la prótesis. Además, ofrecen un tiempo de trabajo más prolongado en comparación con los cementos de resina de curado químico. (43)

Las prótesis fijas unitarias de cerámicas de gran resistencia, con grosor y retención adecuados, tienen una resistencia mecánica superior a las fuerzas masticatorias naturales, lo cual permite su cementación convencional. Sin embargo, en casos donde la retención es deficiente o se requieren tratamientos adhesivos como carillas laminadas y puentes

Maryland, es imprescindible la cementación con resina. Esto es especialmente relevante cuando existen fuerzas de desprendimiento elevadas, un espesor cerámico mínimo o una baja resistencia intrínseca del material. (79)

2.7 Diseño de la prótesis fija adhesiva

2.7.1 Tipos de diseños en las prótesis fijas adhesivas

Las dos opciones más frecuentes son los diseños de dos unidades en voladizo o de tres unidades fijas-fijas (9). Si se opta por un diseño de tres unidades, es crucial que ambos pilares presenten una movilidad similar, de lo contrario el más débil podría desprenderse del esmalte, comprometiendo todo el resultado. Pero si se va a colocar un puente Maryland después de un tratamiento de ortodoncia, un diseño de tres unidades puede ser preferible ya que cumple una doble función como retenedor de ortodoncia fijo. (80)

El diseño en voladizo es menos susceptible a errores en la preparación, en la toma de impresión y en el procedimiento técnico. Además, las restauraciones en voladizo solo requieren la preparación de un diente y, en consecuencia, tienen un menor riesgo de afectación pulpar, caries o fractura. (64)

A su vez, la transición de un puente Maryland de dos retenedores a uno de un retenedor se debió a la descementación unilateral de un ala del retenedor debido al movimiento diferencial de los dientes pilares durante la función, aun mas en movimientos protrusivos y laterales bajo contacto dental, y la conexión rígida con los dos elementos móviles. (10)

Los puentes Maryland en voladizo han demostrado tener una resistencia de adhesión mayor al compararlos con los diseños de estructura fija-fija tras pruebas de fatiga de 12,000 ciclos de carga (81). En este diseño, el pónico se mueve siempre con el diente pilar, lo que limita las fuerzas de cizallamiento y torsión sobre los pónicos y conectores por ello ya desde mediados de la década de 1990 se ha recomendado fijar los puentes Maryland unilateralmente para evitar complicaciones, como el desarrollo de lesiones cariosas bajo el ala de retención despegada, que son comunes en los puentes de dos retenedores. (11)

Además, se puede utilizar el puente Maryland en voladizo para tratar pacientes con espacios edéntulos de extensión distal (81). Este enfoque también facilita una mejor higiene bucal, ya que permite introducir la seda dental en la zona proximal abierta, requiere bajo mantenimiento, preserva la anatomía del diente y simplifica la preparación y fabricación de la prótesis. (11)

La selección entre estos diseños estará determinada por diferentes factores, como el espacio interproximal en el área del conector, las habilidades del dentista, la estética y las preferencias del paciente. (9)

2.7.2 Ventajas y desventajas de los distintos diseños

En un ensayo clínico aleatorizado se determinó que las prótesis en voladizo superan en cuanto a longevidad a las de dos retenedores, ya que tienen una vida promedio de 216,5 meses aproximadamente. Además, el diseño en voladizo sobrevivió sin complicaciones, mientras que solo el 10% del diseño de dos retenedores no presentó problemas, y el 50% logró sobrevivir 18 años. Sin embargo, no se hallaron diferencias relevantes en cuanto a la satisfacción del paciente o calidad de vida, entre los dos diseños. Cabe destacar que los pacientes con el diseño de un solo retenedor reportaron mayor satisfacción en términos de facilidad de limpieza de la prótesis. (82)

Una revisión sistemática con metaanálisis evaluó y comparó las tasas de fracaso y complicaciones asociadas a las restauraciones adheridas con resina en voladizo frente a aquellas que emplean dos retenedores. Los resultados mostraron menores tasas de fracaso en las restauraciones en voladizo, aunque no se identificó una diferencia significativa en términos de descementación entre ambas opciones. Dado que ambos diseños presentan tasas de éxito similares, la reducción en el número de retenedores favorece el concepto de odontología mínimamente invasiva.(9)

Otro estudio evaluó 211 prótesis provisionales unitarias en voladizo, cementadas con resina, durante un período de $113,2 \pm 33,5$ meses. Se produjo el descementado de 28 casos, lo que correspondió a una tasa de retención del 86,7%, mientras que la extracción de 5 dientes adicionales resultó en una tasa de éxito del 84,4%. No obstante, la tasa de supervivencia fue del 90% de las prótesis, seguían en funcionamiento mediante recementación al momento de la revisión. La vida útil promedio de las restauraciones en las regiones anteriores y posteriores fue de aproximadamente 9,4 años, aunque se observó una mayor tasa de fracaso en la región posterior.(83)

Existe un debate sobre la necesidad de una segunda aleta en el maxilar inferior, ya que ambos diseños pueden funcionar en la clínica. La presencia de una segunda aleta puede ser beneficiosa cuando se fabrican conectores más delgados y se requiere una mayor superficie adhesiva. Sin embargo, la evidencia clínica sugiere que la unión entre un incisivo central y un canino no es fisiológica. En muchos casos, se han observado fallos adhesivos unilaterales

en el maxilar superior, posiblemente debido a cargas de tensión generadas por la movilidad diferencial de los dientes anterosuperiores bajo cargas funcionales. (80)

La experiencia clínica ha demostrado que, en muchos casos del maxilar superior, se produce un fracaso adhesivo unilateral. Esto puede deberse a cargas que generan tensión en las superficies adhesivas por el movimiento uniforme de las piezas dentarias anteriores y superiores bajo fuerzas funcionales (80). En tanto que, en el maxilar inferior se ha demostrado un mejor desempeño por más de 10 años ya que no se han descementado unilateralmente estos puentes adhesivos cerámicos. Estos puentes suelen diseñarse con una preparación reducida, sin aletas de disilicato de litio e incorporando ranuras proximales. Esto sugiere que en la mandíbula las fuerzas oclusales se distribuyen de manera más axial o en dirección lingual, lo que podría explicar el mayor éxito de los puentes adhesivos con dos retenedores en esta zona. (80)

Las cerámicas de alta resistencia, en particular el óxido de circonio, han sido ampliamente empleadas como retenedores en puentes tipo Maryland. Este material ofrece una mejor estética en comparación con los retenedores metálicos, los cuales pueden generar decoloración en dientes translúcidos delgados. Además, los retenedores y conectores de óxido de circonio pueden fabricarse en dimensiones mayores sin afectar la apariencia, puesto que simulan naturalmente el color del diente, evitando comprometer la estética al mismo tiempo que incrementa la superficie de adhesión.(84)

En los casos donde se opta por un solo retenedor de óxido de circonio, un pónico en voladizo puede cerrar el espacio edéntulo de manera efectiva. Lo cual mejora la higiene oral, al permitir emplear la seda dental entre el pónico y el contacto proximal (84). Han demostrado que los puentes tipo Maryland de circonio tiene un desempeño satisfactorio de 5 a 10 años.(85)

2.8 Factores que afectan el éxito y durabilidad de la prótesis fija adhesiva

2.8.1 Factores técnicos y biológicos

Desde los estudios iniciales de Rochette, se han establecido principios fundamentales para optimizar el diseño y la adhesión de estas restauraciones. Un factor fundamental consiste en maximizar la cobertura del esmalte disponible sin afectar negativamente la oclusión, la estética o la salud periodontal (48). La relevancia de esta cobertura quedó demostrada en el estudio de Crispin et al., quienes reportaron una tasa de fracaso del 50% en tres años cuando

se utilizaron diseños con dos retenedores de pequeñas áreas adheridas y mínima retención. (86)

Debido a los avances en la odontología conservadora, el diseño de los FPD ha cambiado de dos retenedores a un solo retenedor, independientemente del material con el que se confeccione. Para mejorar la estabilidad de los diseños, se desarrolló el concepto de envoltura interproximal, que mejora la resistencia a las fuerzas oclusales y alarga la superficie de adhesión. Esta preparación en el esmalte incluye el crear un espacio oclusal libre, incorporar surcos o cajas, línea de acabado supragingival evitando así sobrecontorneados y favoreciendo la salud gingival. (48)

En la evaluación inicial y el establecimiento de indicaciones para la terapia con puentes Maryland, es crucial considerar los siguientes factores (11):

- **Superficie de Adhesión:** Debe haber al menos 30 mm² de superficie de adhesión dentro del esmalte de un diente pilar periodontalmente sano. Si esta superficie no es adecuada, no se recomienda el uso de puentes Maryland. Esta superficie se puede medir con un papel de aluminio que tenga 0,1 mm de grosor que se adapta al diente pilar, puede hacerse en un modelo de estudio o intraoralmente. De allí, esta lámina se corta de acuerdo con la superficie de adhesión y se extiende sobre papel milimetrado para contar los cuadrados milimétricos y determinar la superficie en mm². (11)
- **Espacio Maxilomandibular:** Debe haber suficiente espacio para un ala de retención de 0,7 mm de grosor en la zona de adhesión del esmalte, así como para una altura del conector proximal de 3mm. Si hay extrusión de los antagonistas en la zona edéntula, se debe considerar reducir su altura dentro del esmalte incisal para obtener suficiente espacio maxilomandibular. (11)
- **Guía Incisivo-Canina:** Debe haber una guía incisivo-canina existente o restaurada en el pilar o en otros dientes para asegurar que el pónico del puente Maryland no tenga ninguna guía. (11)
- **Estética y Morfología:** Los dientes adyacentes deben tener una estética y morfología adecuadas. Si hay deficiencias estéticas, se debe considerar la posibilidad de corregirlas mediante técnicas adhesivas con resinas compuestas o carillas de cerámica en combinación con un puente Maryland. (11)
- **Espacio Edéntulo:** El espacio edéntulo debe ser adecuado para el pónico. Si es demasiado ancho, se debe considerar ajustar ortodóncicamente la anchura del espacio

o ensanchar los dientes adyacentes con resina compuesta. Si es demasiado estrecho, se debe considerar la apertura ortodóncica del espacio o permitir un ligero solapamiento del pónico delante del diente pilar. (11)

- **Condiciones del Tejido Blando:** En el espacio edéntulo, las condiciones del tejido blando deben permitir un diseño convexo de la zona de contacto gingival del pónico con la longitud correcta del diente. Si hay exceso de tejido en dirección coronal o defectos de cresta, se debe considerar la mejora de la zona edéntula mediante cirugía oral menor, como la aplicación de un injerto de tejido conjuntivo subepitelial, todo ello con el fin de que el pónico parezca "crecer" directamente de la encía como un diente natural. (11)

2.8.2 Complicaciones

2.8.2.1 Complicaciones técnicas

Las complicaciones de mayor frecuencia son el desprendimiento de la prótesis, además de la fractura del conector o de la estructura. Las prótesis con revestimiento de porcelana se fracturaron con una falla en la que el retenedor mayor también se descementó.

Como se concluyó en una revisión bibliográfica de los diferentes materiales de los puentes Maryland, las complicaciones más frecuentes fueron la descementación en los puentes Maryland metal-cerámicos, la fractura en los puentes Maryland totalmente cerámicos y la deslaminación del material de recubrimiento de composite en las restauraciones de composite reforzado con fibra. (3)

2.8.2.2 Complicaciones biológicas

Las complicaciones biológicas observadas con mayor frecuencia en un estudio fueron una profundidad de sondaje superior a 5 mm alrededor del diente pilar. Además, se encontraron lesiones cariosas en los dientes pilares. Los dientes pilares también sufrieron complicaciones como fractura radicular.(46)

Los diseños conservadores de los puentes Maryland dan como resultado una excelente concentración de tensiones en el pilar debido a su geometría, concentrándose las tensiones máximas en la restauración alrededor de la región del conector. La tensión excesiva sobre el ligamento periodontal puede provocar la reabsorción del hueso de soporte y el debilitamiento de los dientes pilares, lo que provoca el fracaso de la restauración. (87)

Se pueden ocasionar lesiones tisulares por esfuerzos excesivos sobre el hueso y tejidos circundantes. Por ello, el cuerpo busca reparar la lesión del periodonto. Ante un estrés alto,

el periodonto se remodela para poder amortiguar este impacto, provocando que se ensanche el ligamento por la resorción ósea. Esto puede provocar defectos óseos y movilidad dental. Esto podría causar en última instancia que la restauración fracasase por la pérdida del pilar. (88)

Además, las tensiones indebidas que actúan sobre la zona del conector pueden inducir fracturas. Por ello, el espesor adecuado del área del conector es fundamental para evitar la flexión y la fractura. Se recomienda un espesor mínimo de 0,8 mm para garantizar la resistencia a la fractura. (88)

2.9 Ventajas y limitaciones de la prótesis fija adhesiva

2.9.1 Beneficios de las prótesis fijas adhesivas

Cuando se utilizan adecuadamente, los puentes tipo Maryland ofrecen varias ventajas sobre los puentes convencionales. Gracias a su diseño, se requiere la eliminación mínima de estructura dental, limitándose generalmente al esmalte.(48)

Debido a su enfoque conservador, se reduce el riesgo de daño pulpar. Además, no suele ser necesario el uso rutinario de anestesia durante la preparación, ya que así se evalúa la cercanía de la preparación a la unión dentina-esmalte mediante la comodidad del paciente.(89)

En muchas ocasiones, los retenedores de óxido de zirconio dan mayor superficie de adhesión al ser comparados con los metálicos, ya que la cerámica puede extenderse hasta el borde incisal y envolver las zonas interproximales sin comprometer la estética. Asimismo, la prótesis suele mantenerse completamente supragingival, lo que disminuye la irritación periodontal. Un estudio periodontal de restauraciones con un promedio de 10 años en servicio demostró que la respuesta periodontal no difería significativamente de la de los dientes contralaterales sin restaurar. Pero, si los márgenes del retenedor estaban a menos de 0,5 mm de la cresta gingival, se observó una respuesta periodontal menos favorable. (48)

La impresión o el escaneo intraoral también se simplifican debido a la ubicación supragingival de los márgenes. Además, dado que los dientes pilares mantienen sus contactos proximales normales y no presentan sensibilidad, en gran parte de los casos no se necesita fabricar restauraciones provisionales, salvo en pacientes específicos. (48)

Comparado con la prótesis fija convencional y los implantes dentales, el tiempo de tratamiento se reduce considerablemente. Además, se evita la cirugía para la preparación del lecho y la colocación del implante, lo que puede disminuir el costo del tratamiento hasta en un 50%.(48)

Ventajas

Posibilidad de recementado

Eliminación mínima de la estructura dental

Posibilidad mínima de traumatismo pulpar

Normalmente no se requiere anestesia

Preparación supragingival

Fácil toma de impresión

Reducción del tiempo de tratamiento

Menor gasto para el paciente

Tabla 5. *Ventajas de las prótesis adhesivas fijas. (48)*

2.9.2 Limitaciones de los puentes adhesivos

La principal desventaja de los puentes tipo Maryland radica en su menor durabilidad en relación con los puentes tradicionales. Además, representan un desafío clínico debido a la necesidad de realizar modificaciones significativas en el esmalte, especialmente en proximal y lingual de los dientes pilares, para lograr un diseño retentivo adecuado. Si la restauración debe ser retirada, la resina compuesta puede ayudar a restaurar la forma del esmalte, pero es probable que se requiera un puente más convencional. (48)

Si la restauración llega a desprenderse, suele poder ser recementada utilizando sistemas de abrasión por partículas aerotransportadas y resina adhesiva, siempre que el despegamiento no haya causado daño a los dientes pilares. En los diseños con dos retenedores, si uno permanece adherido, puede soltarse cuidadosamente utilizando un Instrumento monobisel de un solo extremo y mazo blando. Al aplicar leve flexión a la estructura metálica, se genera una grieta en la resina compuesta, facilitando su remoción. (48)

En casos de diseños con elementos mecánicamente retentivos, como ranuras y surcos, puede ser necesario seccionar la estructura y retirar los segmentos por separado. También se pueden emplear escarificadores ultrasónicos con puntas especiales para eliminar puentes parciales despegados, aunque este procedimiento requiere un ajuste de alta potencia y puede tomar tiempo. Puesto que hay constantes despegamientos de las restauraciones que ya han sido recementadas, se recomienda modificar el diseño de la preparación o realizar una restauración nueva. (48)

Corregir un espacio edéntulo es un reto cuando este espacio es mayor o menor que el tamaño del diente natural. En el caso de diastemas, el tratamiento es complejo, pero el diseño en

voladizo es una opción viable en ciertos casos. Además, es esencial que los dientes pilares tengan una alineación adecuada, ya que el camino de inserción de la prótesis está condicionado por el riesgo de perforación del esmalte. (48)

Dado que el grosor del esmalte es limitado, el diseño y la preparación deben ejecutarse con precisión. En los dientes anteriores, el esmalte lingual suele medir menos de 0,9 mm de grosor. Por ello a nivel estético, el esmalte incisal se vuelve grisáceo debido al recubrimiento metálico de la superficie lingual o palatina de los pilares translúcidos.(90)

En presencia de contraindicaciones, se debe considerar una prótesis fija convencional o una restauración soportada por implantes. (48)

Desventajas

Coste de mantenimiento por recementado o sustitución

Modificaciones del esmalte: necesarias

Corrección del espacio: limitado a un diente en comparación con tres dientes con una prótesis fija parcial clásica

Buena alineación de las piezas dentales pilares: necesaria

Tabla 6. *Ventajas de las prótesis adhesivas fijas. (48)*

2.10 Aplicación de la tecnología digital en la prótesis fija adhesiva

2.10.1 Uso de CAD/CAM en la fabricación y diseño de prótesis fijas adhesivas.

Duret y sus colaboradores fueron pioneros en aplicar el sistema CAD/CAM en odontología a inicios de 1970 (91). La digitalización de la odontología ha revolucionado la fabricación de restauraciones dentales indirectas. A diferencia de los métodos tradicionales, que dependen de la destreza manual del técnico dental, el flujo de trabajo digital permite una mayor precisión, fiabilidad, predictibilidad y rentabilidad. (92)

El uso del sistema CAD/CAM ofrece múltiples beneficios: nuevos materiales con alta seguridad, estética y durabilidad; optimización de los procesos en laboratorio; fabricación rápida de restauraciones; y mejor control de calidad en términos de ajuste, resistencia mecánica y previsibilidad (93). Los sistemas de diseño y fabricación asistido por computadora (CAD-CAM) han dado lugar a tratamientos protésicos de alta calidad en menos pasos clínicos. (92)

El flujo de trabajo CAD/CAM está compuesto por tres etapas fundamentales: recopilación de datos, procesamiento y fabricación. La recopilación de datos puede realizarse de manera indirecta mediante escaneo extraoral de una impresión elastomérica o de forma directa con

un escáner intraoral, siendo este último más cómodo para el paciente. Ambos métodos han demostrado ser clínicamente viables. Luego, a través de un software CAD, se diseña la restauración, permitiendo ajustar parámetros como el espacio de cemento en distintas zonas de la preparación. (92)

La fabricación de restauraciones puede realizarse mediante impresión 3D (aditiva) o fresado sustractivo, este último siendo el método más común. Las fresadoras operan mediante un sistema de control numérico computarizado que guía la trayectoria de la herramienta para tallar un bloque prefabricado a partir de un archivo STL. Existen distintos tipos de fresadoras, clasificadas según su uso (en laboratorio o consultorio), el tipo de material que procesan (blando o duro), el número de ejes (3, 4 o 5), y el tipo de herramienta rotatoria (diamante o carburo de tungsteno). (92)

Las restauraciones completamente cerámicas son ampliamente utilizadas debido a sus propiedades ópticas favorables y su biocompatibilidad con los tejidos. No obstante, presentan fragilidad y fallos estructurales difíciles de reparar, además de la posibilidad de desgastar el diente opuesto si no se pulen correctamente. Estos inconvenientes han promovido la innovación en el diseño de materiales con mayor rendimiento mecánico. (94)

Los bloques de composite CAD/CAM ofrecen ventajas frente a los composites fotopolimerizables, como una mayor conversión de monómeros gracias a la polimerización en condiciones de alta temperatura y presión. Además, son más fáciles de reparar, generan menos desgaste en los equipos de fresado y tienen menor riesgo de astillado en comparación con los cerámicos. (94)

Para mejorar las propiedades mecánicas de los composites convencionales, se han desarrollado los composites reforzados con fibras cortas (SFRC). En el caso de los composites SFRC CAD/CAM, su alta resistencia se da por la transferencia de tensión desde la matriz polimérica a las fibras de vidrio y a la desviación de las grietas individualmente, lo que incrementa la energía necesaria para su propagación. (94)

Estudios han indicado que las prótesis parciales fijas con incrustaciones de disilicato de litio exhiben menor resistencia a la carga que aquellas elaboradas con composites SFRC CAD/CAM (94). Asimismo, investigaciones in vitro han evidenciado que las prótesis adhesivas de composite CAD/CAM son más resistentes, disipando mejor la energía de fractura y presentando mayor deformación elástica antes de fallar que sus equivalentes cerámicos. (95)

3. CAPÍTULO III. METODOLOGIA.

3.1 Tipo de investigación

La presente investigación se enmarca en el enfoque bibliográfico-documental, característico de las revisiones sistemáticas, en la que se recopilan, analizan y sintetizan datos secundarios provenientes de literatura científica especializada. Este tipo de investigación permite establecer una base teórica sólida a partir del análisis de estudios previamente publicados, lo cual resulta idóneo para evaluar la eficacia de intervenciones clínicas sin intervención directa sobre sujetos de estudio.(96)

3.2 Diseño

El diseño adoptado fue no experimental, dado que no se manipularon variables, sino que se llevó a cabo una recopilación y análisis de estudios previos (97). Se trató de un estudio con corte transversal, puesto que se centró en recopilar evidencia científica publicada dentro de un período de tiempo definido (98). Este diseño tiene un alcance descriptivo, ya que no se realizaron inferencias causales ni se intervino en los fenómenos estudiados. (99)

3.3 Protocolo y diseño

Esta revisión sistemática fue guiada por los principios del manual PRISMA 2020 (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses), garantizando transparencia, reproducibilidad y exhaustividad en cada etapa del proceso de búsqueda, selección, extracción y síntesis de datos. (100)

3.3.1 Pregunta de investigación

Se formulo la pregunta de investigación mediante el modelo PICO (Patient, Intervention, Comparison, Outcome), una herramienta ampliamente utilizada en investigaciones clínicas para estructurar preguntas de forma clara y específica, facilitando una búsqueda bibliográfica eficiente y precisa (101). El propósito principal de esta revisión fue evaluar la eficacia del puente adhesivo tipo Maryland como alternativa de tratamiento en prótesis fija. A continuación, se detalla la estructura PICO utilizad (*Tabla 7*).

Tabla 7. Estructura PICO

P (Paciente o problema):	Pacientes que requieren rehabilitación protésica mediante una prótesis fija.
I (Intervención):	Uso del puente adhesivo tipo Maryland como tratamiento restaurador
C (Comparación):	Diseño de un retenedor y de dos retenedores del puente Maryland.
O (Resultado):	Eficacia clínica: durabilidad, tasa de supervivencia, complicaciones, y satisfacción del paciente.

Elaborado por: Nohemí Marín

Conformándose la pregunta PICO: ¿Cuál es la eficacia del puente adhesivo tipo Maryland como alternativa de tratamiento en prótesis fija según el diseño que se emplee? Mediante esta pregunta se enfocó la búsqueda a estudios clínicos que analicen tasas de supervivencia, de éxito, de fracaso y complicaciones. Permitiendo establecer además los criterios de selección y la estrategia de búsqueda concordante con los objetivos de la revisión.

3.3.2 Fuentes de información y estrategia de búsqueda

Enfocados en la estructura PICO, se buscó asegurar que la búsqueda sea organizada y reproducible, además, se orientó la misma hacia estudios clínicos que evalúen el puente Maryland como tratamiento en prótesis fija. La búsqueda de desarrollo en tres bases científicas: PubMed, Science Direct y Research Gate.

La estrategia combinó el uso de términos controlados (DeCS/MeSH) y términos libres, con el objetivo de maximizar tanto la precisión como la sensibilidad de los resultados. Los términos MeSH empleados fueron: “Denture, Partial, Fixed, Resin-Bonded”, “Maryland Bridge” y “Resin-Bonded Fixed Dental Prosthesis”. A la vez, se utilizaron sinónimos y términos alternativos en texto libre como “Resin-bonded bridge”, “Ceramic bonded bridge”, “Adhesive bridge” y “Survival rate”, para poder obtener el mayor número de literatura relevante posible.

Los términos se combinaron con operadores booleanos como AND, OR Y NOT, según la lógica de cada motor de búsqueda, aplicando además los criterios de selección. A

continuación, se presentan algunos ejemplos de la sintaxis utilizada en cada base de datos (Tabla 8).

Tabla 8. Sintaxis de búsqueda

Base de datos	Palabras clave	DeCS/MeSH	Cadena de búsqueda
PubMed	Maryland bridge, Resin-bonded fixed partial denture, Resin- bonded fixed dental prosthesis	Denture, Partial, Fixed, Resin- Bonded	(((((Denture, Partial, Fixed, Resin- Bonded) OR (Resin-bonded fixed partial denture)) OR (Resin-bonded fixed dental prosthesis)) OR (Maryland bridge)) AND (efficacy)) NOT (implant) AND ((y_10[Filter]) AND (clinical trials [Filter]))
Research Gate	Maryland bridge, Resin-bonded fixed partial denture, Resin- bonded fixed dental prosthesis	Denture, Partial, Fixed, Resin- Bonded	(((((Denture, Partial, Fixed, Resin- Bonded) OR (Resin-bonded fixed partial denture)) OR (Resin-bonded fixed dental prosthesis)) OR (Maryland bridge)) AND (efficacy)) NOT (implant)
Science Direct	Maryland bridge, Resin-bonded fixed partial denture, Resin- bonded fixed dental prosthesis	Denture, Partial, Fixed, Resin- Bonded	(((((Denture, Partial, Fixed, Resin- Bonded) OR (Resin-bonded fixed partial denture)) OR (Resin-bonded fixed dental prosthesis)) OR (Maryland bridge)) AND (efficacy)) NOT (implant)

Elaborado por: Nohemí Marín

3.3.3 Establecimiento de criterios de selección

Para poder asegurar que los estudios seleccionados sean pertinentes y de alta calidad, se establecieron criterios de selección basados en las características metodológicas y de contenido de los estudios. Estos criterios de inclusión y de exclusión guiaron la búsqueda y filtrado de estudios para garantizar la relevancia y confiabilidad de la información recopilada (Tabla 9).

Tabla 9. Criterios de selección

Consideraciones	Criterio de inclusión
Enfoque	Cuantitativo
Tiempo de publicación	Últimos 10 años (2015-2025)
Idioma	Ingles
Disponibilidad	Textos gratuitos y completos
Tipo de estudio	Estudio clínico

Elaborado por: Nohemí Marín

Los criterios de exclusión implicaron el descarte de estudios que no cumplieran con estos requisitos, así como aquellos que presentaran un alto riesgo de sesgo o que no estuvieran directamente relacionados al tema de investigación.

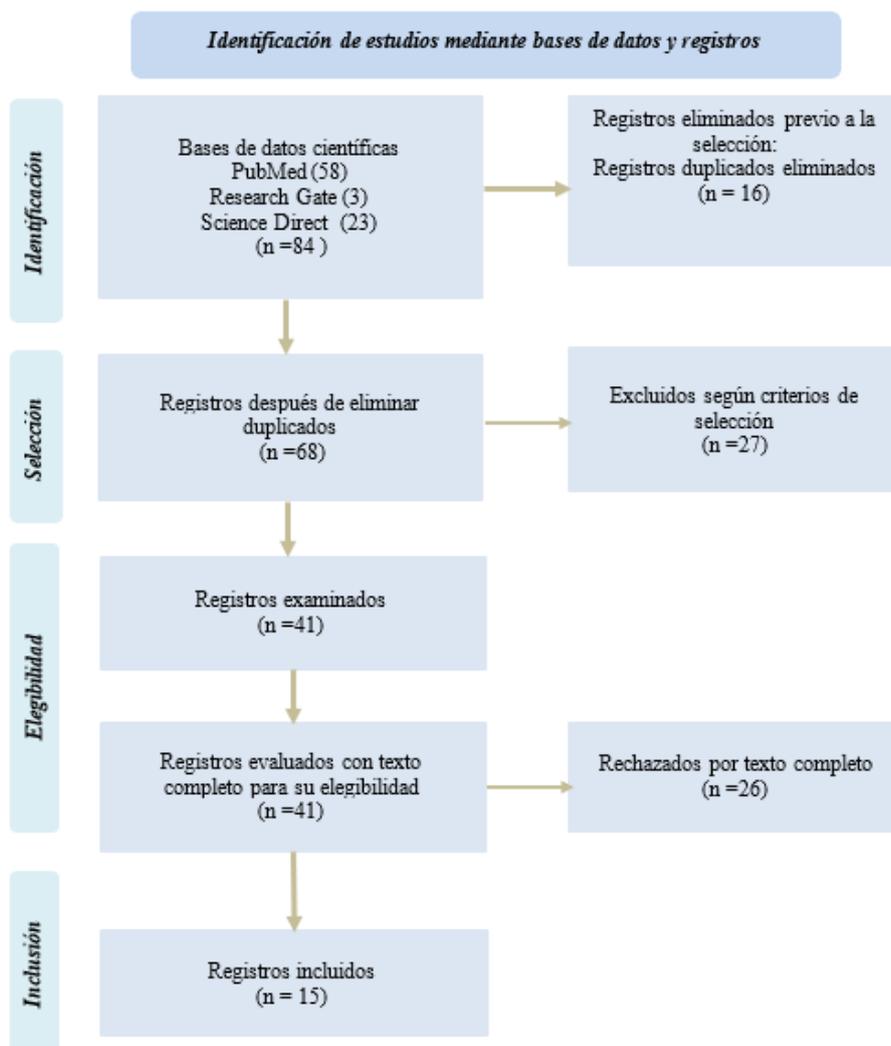
3.3.4 Proceso de selección de datos

La selección de estudios en esta revisión bibliográfica siguió los lineamientos del flujograma PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses), asegurando una metodología estructurada, transparente y replicable.

En la fase de identificación, se obtuvo 84 artículos de las tres bases de datos, siendo 58 de PubMed, 3 de Research Gate y 23 de Science Direct. Se eliminaron 16 duplicados, resultando 68. En la fase de selección, estos 68 artículos se evaluaron por título y resumen, de allí, 27 se excluyeron por no cumplir con los criterios de selección como tipo de estudio o relevancia temática. Dejando un total de 41 artículos para ser revisados detalladamente.

En la fase de elegibilidad, se revisaron los textos completos de los 41 artículos seleccionados. De estos, 26 fueron excluidos por diversas razones, como falta de datos clínicos relevantes, ausencia de diseño compatible con los objetivos de la revisión, o baja calidad metodológica. Finalmente, en la fase de inclusión, se seleccionaron 15 artículos que cumplieran con la totalidad de los criterios metodológicos y que aportaban evidencia significativa respecto a la eficacia, durabilidad, diseño y complicaciones del puente adhesivo tipo Maryland como alternativa en prótesis fija (*Figura 9*).

Figura 9. Flujograma PRISMA



Elaborado por: Nohemí Marín

Tras el proceso de selección de los estudios primarios, se procedió a la extracción de la información utilizando una matriz diseñada en Microsoft Excel. Esta matriz incluyó datos como el título del estudio, autor (es), el año de publicación, revista donde se publicó, entre otros datos que se consideraron relevantes. Este enfoque permitió sistematizar y organizar la información de manera eficiente (Tabla 10).

Tabla 10. Fuentes de información

Nº	Autor	Base de datos	Revista	Cuartil	SJR
1	Kern et al. (102)	Science Direct	Journal of Dentistry	Q1	1,31
2	Galliatsatos et al.(103)	PubMed	Quintessence international	Q2	0,49
3	Saker et al. (104)	Research Gate	International Journal of Prosthodontics	Q1	0,75
4	Klink et al. (105)	PubMed	International Journal of Prosthodontics	Q1	0,75
5	Kern et al. (106)	Science Direct	Journal of Dentistry	Q1	1,31
6	Sasse et al. (107)	PubMed	Journal of Dentistry	Q1	1,31
7	Kern et al (108)	Research Gate	Journal of esthetic and restorative dentistry	Q1	1,09
8	Sasse et al. (109)	Science Direct	Journal of Dentistry	Q1	1,31
9	Tanoue et al. (15)	PubMed	Clinical Oral Investigations	Q1	0,94
10	Zitzmann et al. (110)	PubMed	Journal of prosthodontic research	Q1	1,14
11	Kumbuloglu et al. (111)	PubMed	Journal of Dentistry	Q1	1,31
12	Sailer et al (112)	PubMed	International Journal of Prosthodontics	Q1	0,75
13	Edelhoff et al. (113)	PubMed	International Journal of Prosthodontics	Q1	0,75
14	Sasse & Kern. (114)	PubMed	International journal of computerized dentistry	Q1	0,68
15	Botelho et al. (115)	PubMed	International journal of computerized dentistry	Q1	0,68

Elaborado por: Nohemí Marín

Los artículos seleccionados fueron evaluados según el factor de impacto de las revistas en las que se publicaron, utilizando el sistema de cuartiles (Q) como indicador de calidad científica. Se observó que el 93.3% de los estudios correspondían a publicaciones en revistas clasificadas dentro del primer cuartil (Q1), lo que indica una alta relevancia y prestigio en su área temática. El 6.6% restante pertenecía a revistas del segundo cuartil (Q2), las cuales también presentan un nivel aceptable de impacto académico.

3.4 Evaluación de calidad

La herramienta ROBINS-I (Risk of Bias in Non-randomized Studies of Interventions) se utiliza para valorar el riesgo de sesgo de los estudios no aleatorizados de intervenciones, comúnmente presentes en investigaciones clínicas como las de prótesis dentales fijas adhesivas (102). Esta herramienta evalúa el sesgo en tres fases: pre-intervención, intervención y post-intervención, mediante siete dominios: sesgo por confusión, selección de participantes, clasificación de la intervención, desviaciones de la intervención, datos faltantes, medición de desenlaces y selección de desenlaces reportados (*Tabla 11*). (103)

Tabla 11. Dominios de sesgo de la herramienta ROBINS-I. (103)

<i>Tiempo</i>	<i>Sesgo relacionado al dominio</i>	<i>Explicación</i>
<i>Pre-intervención</i>	Confusión: sesgo vinculado a la presencia de algún factor con efecto en la ocurrencia de la intervención y también en el desenlace	La confusión ocurre cuando una o más variables influyen sobre la magnitud o la probabilidad de que suceda la intervención y también en la magnitud y/o probabilidad del desenlace. También ocurre cuando los individuos cambian de rama de intervención y algún factor pronóstico post-basal tiene alguna influencia.
	Selección de participantes	Se introduce cuando los participantes elegidos, el tiempo de seguimiento inicial o de análisis, y los eventos medidos están relacionados tanto con la intervención como con el resultado. También ocurre si se aplican métodos distintos para seleccionar grupos o si los participantes no tienen las mismas oportunidades de ser incluidos.
<i>Intervención</i>	Clasificación errónea de intervenciones: sesgos de intervención, recuerdo, medición y del observador	Sesgo introducido por la clasificación errónea diferencial o no diferencial del estado de la intervención. Este tipo de sesgo puede ocurrir si la intervención no es claramente definida o no se tiene claro cuándo está realmente ha ocurrido.
	Desviación de las intervenciones planeadas: sesgo de desempeño	Ocurre cuando los participantes no siguen la intervención tal como fue planeada. Esto puede deberse a la falta de adherencia o al uso de intervenciones adicionales no controladas, lo que puede afectar los resultados.
<i>Post-intervención</i>	Datos faltantes: sesgo de desgaste	Aparece cuando no se cuenta con todos los datos necesarios para cada individuo (p. ej., pérdida de seguimiento), lo cual puede estar relacionado con la intervención o con el desenlace, afectando así la validez de los resultados.
	Medición de los desenlaces: sesgo de detección	Puede introducirse si hay diferencias en cómo se miden o se detectan los desenlaces entre los grupos de intervención, o si el conocimiento del grupo asignado afecta la medición.
	Selección de los resultados reportados	Este sesgo aparece cuando se seleccionan los desenlaces que se quieren reportar con base en los resultados observados, omitiendo los que no favorecen una hipótesis, lo cual afecta la validez del análisis y la posibilidad de incluir el estudio en una revisión sistemática.

En el contexto de la investigación sobre prótesis dentales fijas adhesivas tipo Maryland, se utilizó esta herramienta para valorar el riesgo de sesgo en varios estudios con relación al tema, y a partir de ello se dio un juicio general a cada estudio (*Tabla 12*)

Tabla 12. Artículos evaluados mediante la herramienta ROBINS-I

<i>Autor (es)</i>	<i>Sesgo por confusión</i>	<i>Sesgo en selección de participantes</i>	<i>Sesgo en clasificación de intervención</i>	<i>Sesgo por desviaciones de intervención</i>	<i>Sesgo por datos faltantes</i>	<i>Sesgo en medición de desenlaces</i>	<i>Sesgo en selección de desenlaces reportados</i>	<i>Juicio General</i>
Kern et al. (102)	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Galliatatos et al. (103)	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Saker et al. (104)	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Klink et al. (105)	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Kern et al. (106)	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Sasse et al. (107)	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Kern et al. (108)	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Sasse et al. (109)	Bajo	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Tanoue et al. (15)	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado
Zitzmann et al. (110)	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Kumbuloglu et al. (111)	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado
Sailer et al. (112)	Moderado	Moderado	Moderado	Moderado	Moderado	Moderado	Moderado	Moderado
Edelhoff et al. (113)	Bajo	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Sasse & Kern. (114)	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado
Botelho et al. (115)	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Moderado

Todos los estudios mostraron un nivel general de sesgo moderado. Los dominios más comprometidos fueron el sesgo por confusión y el sesgo por desviaciones de la intervención, mientras que aspectos como la clasificación de la intervención, la medición de desenlaces y la selección de desenlaces reportados tendieron a mostrar bajo riesgo. La aplicación de ROBINS-I garantizó que los resultados de la investigación sean lo más fiables y representativos posibles.

4. CAPÍTULO IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Resultados

Tabla 13. Recuperación de datos de los estudios clínicos

<i>Identificar la relación entre el diseño del puente con la durabilidad de los puentes adhesivos tipo Maryland</i>				
Autor (es)	Casos restaurados	Diseño de la prótesis	Tasa de éxito	Tiempo de seguimiento
Kern et al. (104)	115	Diseño en voladizo	92%	92.2 meses
Galliatsatos et al.(105)	54	Diseño de dos retenedores	85.18%	96 meses
Saker et al. (106)	40	Diseño en voladizo	100% (n=20) 90% (n=20)	34 meses
Klink et al.(107)	24	Diseño en voladizo	82.4%	35 meses
Kern et al. (108)	22	Diseño en voladizo	95.4% (n=14) 81.8% (n=8)	188,7 meses (n=14) 216 meses (n=8)
Sasse et al. (109)	42	Diseño en voladizo	91.1%	61.8 meses
Kern et al (110)	3	Diseño en voladizo	100%	276 meses
Sasse et al. (111)	30	Diseño en voladizo	100%.	41,7 meses
Tanoue et al. (15)	311	Diseño en voladizo	41,2 %	345.6 meses
Kumbuloglu et al. (112)	134	Diseño de dos retenedores	98,27%	58 meses

La *Tabla 13* examina la relación entre el diseño del puente adhesivo tipo Maryland y su durabilidad clínica, a partir del número de restauraciones, el diseño protésico, la tasa de éxito y el tiempo de seguimiento. La mayoría de las investigaciones evaluaron puentes adhesivos con diseño en voladizo, los cuales muestran en general tasas de éxito elevadas, con valores que oscilan entre 82.4% y 100%, y con seguimientos clínicos que en algunos casos superan los 20 años. En tanto que, al diseño de dos retenedores, aunque se obtuvo una tasa de éxito alta (98.27%) con este diseño, su tiempo de seguimiento fue relativamente corto, 58 meses.

Tabla 14. Recuperación de datos de los estudios clínicos

Describir la relación entre el diseño del puente con la tasa de fracaso estimada considerando las complicaciones y el tiempo de exposición de los puentes adhesivos tipo Maryland						
Autor (es)	Casos restaurados	Diseño del puente	Tiempo de seguimiento (Años)	Complicaciones biológicas/mecánicas	Tiempo de exposición (Años)	Tasa de fracaso estimado (%/Año)
Botelho et al. (113)	211	Diseño en voladizo	9.4 años	46	$211 \times 9.4 = 1983.4$	$46/1983.4 = 2.32$
Kern. (108)	22	Diseño en voladizo	15.7 años	4	$22 \times 15.7 = 345.4$	$4/345.4 = 1.16$
Kern et al. (104)	108	Diseño en voladizo	7.7 años	13	$108 \times 7.7 = 831.6$	$13/831.6 = 1.56$
Sasse and Kern.(109)	42	Diseño en voladizo	5.2 años	3	$42 \times 5.2 = 218.4$	$3/218.4 = 1.37$
Galliatso et al.(105)	54	Diseño de dos retenedores	8 años	12	$54 \times 8 = 432$	$12/432 = 2.77$
Kumbuloglu et al. (112)	134	Diseño de dos retenedores	4.8 años	13	$134 \times 4.8 = 643.2$	$13/643.2 = 2.02$
Edelhoff et al.(114)	38	Diseño de dos retenedores	6.1 años	4	$38 \times 6.1 = 231.8$	$4/231.8 = 1.72$

La *tabla 14* analiza las tasas de fracaso estimadas por año de los puentes adhesivos tipo Maryland, considerando el diseño, el tiempo de seguimiento, las complicaciones y el tiempo de exposición acumulado. Los resultados reflejan cómo el tiempo total de exposición de los RBFPD obtenido multiplicando el total número de prótesis por el seguimiento promedio, la tasa de fracaso estimada (%/año) fue calculado dividiendo el número de complicaciones biológicas/mecánicas por el total de tiempo de exposición. Por tanto, esta tasa oscila entre 1,16% y 2,77%. Los puentes de diseño en voladizo tienden a mostrar tasas de fracaso más bajas (1.16% a 2.32%) en comparación con los de dos retenedores (1.72% a 2.77%).

Tabla 15. Recuperación de datos de los estudios clínicos

Determinar los factores que influyen en el éxito del puente adhesivo tipo Maryland.						
Autor (es)	Casos restaurados	Diseño de la prótesis	Preparación del diente	Material	Tiempo de seguimiento	Tasa de éxito
Kern et al. (104)	115	Diseño en voladizo	Restringido en el esmalte con: -Diseño de carilla lingual fina -Hombro de acabado incisal fino -Chamfer cervical fino caja proximal pequeña (2 mm × 2 mm × 0,5 mm) -Pinhole en el cingulo	Zirconia	92.2 meses	92% (n=115)
Galliatatos et al. (105)	54	Diseño de dos retenedores	Lado lingual a: -1 mm del margen gingival -1 a 1,5 mm de la línea de acabado del borde incisal Caja proximal poco profunda en cada diente pilar (2 mm × 2 mm × 0,5 mm)	Cerámica de alúmina infiltrada en vidrio	96 meses	85.18% (n=54)
Saker et al. (106)	40	Diseño en voladizo	-Lado palatino 1 mm por debajo del borde incisal	-Aleación no preciosa cobalto-	34 meses	100% (n=20)

			-Ranura poco profunda en el lado mesial (2mm × 1mm × 0,5mm) -Sin apoyo cingular	coronio (n=20) -Cerámica de alúmina infiltrada en vidrio (n=20)		90% (n=20)
Klink et al. (107)	24	Diseño en voladizo	Sin preparación	-Zirconia CAD/CAM Zirconia Ceramill (n=16) -Cerec3, e.max Zir CAD, Ivoclar (n=3) -Organical R&K Kanata, Kuraray (n=2) -Cercon HT, Degudent (n=2) -Zirkonzahn, ICE Zirkon (n=1)	35 meses	82.4% (n = 24)
Kern et al. (108)	22	Diseño en voladizo	Sin preparación	-InCeram alúmina (n=14) -InCeram zirconia (n=8)	188,7 meses (n=14) 216 meses (n=8)	95.4% (n=14) 81.8% (n=8)

Sasse et al. (109)	42	Diseño en voladizo	-Preparación de la carilla oral con una muesca -Caja proximal	Zirconio (sistema Cerec InLab 3D CAD/CAM)	61.8 meses	91.1%
Kern et al (110)	3	Diseño en voladizo	Preparación que incluyen: -Una carilla lingual mínima -Un surco en el cingulo -Una preparación de caja proximal poco profunda	Alúmina revestida con cerámica feldespática.	23 años	100%
Sasse et al. (111)	30	Diseño en voladizo	Sin preparación	Zirconio (IPS e.max ZirCAD revestido con IPS e.max Ceram)	41,7 meses	100%.
Tanoue et al. (15)	311	Diseño en voladizo	El diseño básico del retenedor para los: -Dientes anteriores incluía un ala de unión superficial sin un surco profundo -Dientes posteriores incluía un retenedor de ranura, placa y puntal. Ambas preparaciones tenían líneas de acabado supragingivales.	Aleación de: -Plata, paladio, cobre y oro -Cobalto y cromo -Oro tipo 4 -Oro multipropósito para colada	28,8 años	41,2 %

Kumbuloglu et al. (112)	134	Diseño de dos retenedores	Sin preparación	Todas las restauraciones se realizaron indirectamente sobre un modelo de yeso utilizando: -Fibra de vidrio E unidireccional -Composite de resina de laboratorio	58 meses	98,27%
--------------------------------	-----	---------------------------	-----------------	---	----------	--------

La *tabla 15* muestra los datos de diversas investigaciones que evalúan el éxito del puente tipo Maryland, considerando factores como la técnica de preparación dental, los materiales empleados. Los diseños que incluyen carillas linguales o preparaciones mínimamente invasivas tienen altas tasas de éxito, especialmente cuando se combinan con materiales modernos como zirconia o cerámicas avanzadas.

La zirconia y las cerámicas de alúmina infiltrada en vidrio tienen altas tasas de éxito que superar el 85%. Las aleaciones y composites también tienen buenos resultados, pero varían según las condiciones de los estudios.

Tabla 16. Recuperación de datos de los estudios clínicos

<i>Establecer las complicaciones asociadas al puente adhesivo tipo Maryland en pacientes con diferentes necesidades y condiciones bucodentales.</i>						
Autor (es)	Casos restaurados	Diseño de la prótesis	Seguimiento	Tasa de éxito o/y supervivencia	Fracaso	Complicaciones
Zitzmann et al. (115)	71	-Diseño en voladizo 49,3% -Diseño de dos retenedores 50,7%	56,1 meses	<i>Tasa de éxito:</i> 71,7% <i>Tasa de supervivencia</i> 86,7%	7 fracasos: 2: traumas con fractura de restauración 3:despegues irreversibles 2: fracturas en uno de los dos retenedores	-Diseño en voladizo en un 5,7% -Diseño de dos retenedores en un 22,2% 1: necrosis pulpar 5: recementaciones por pérdida de retención 1: lesión de caries 3:ceramic-chipping
Kumbuloglu et al. (112)	175	Diseño de dos retenedores	58 meses	<i>Tasa de supervivencia</i> 97,7%	13 fracasos	Observaron: 1: fractura catastrófica 8:desprendimientos parciales 4: delaminaciones de composite de carilla
Sailer et al (116)	35	Diseño de un retenedor	6 años	<i>Tasa de supervivencia</i> 100%	No se registro	No se produjeron fallos catastróficos No se registró desprendimiento Se encontró astillado de la

						cerámica en el 5,7% de los RBFDP.
Edelhof f et al. (114)	38	Diseño de dos retenedores	6 años y 10 meses	-Diseño con soporte metálico <i>Tasa de éxito:</i> 88,9% ± 10% -Diseño cerámico <i>Tasa de éxito:</i> 33% ± 16% Después de la conversión a RBFDP de una sola ala en ambos grupos <i>Tasa de supervivencia</i> 100%	No se registro	La principal complicación fue el desprendimiento de una de las dos alas. Se produjo una fractura de la estructura de zirconio.
Sasse & Kern. (117)	30	Diseño de un retenedor	64,2 meses	<i>Tasa de supervivencia</i> 100 %	No se registro	Se produjo una desunión en cada grupo

La *Tabla 16* presenta un resumen de las complicaciones reportadas en estudios sobre puentes adhesivos tipo Maryland, incluyendo las tasas de éxito y supervivencia. Se consideraron "exitosas" aquellas prótesis que permanecían in situ al momento del examen sin complicaciones biológicas ni técnicas, y "supervivientes" las que seguían en su lugar durante la revisión, independientemente de cualquier complicación. Las tasas de éxito variaron entre el 33% y el 88,9%, mientras que las de supervivencia oscilaron entre el 86,7% y el 100%. Las complicaciones más comunes incluyeron desprendimientos parciales de las alas, astillado de cerámica y, con menor frecuencia, problemas biológicos como necrosis pulpar o lesiones por caries

4.2. Discusión

El objetivo de esta investigación fue analizar la eficacia del puente adhesivo tipo Maryland como alternativa en prótesis fija, mediante una revisión bibliográfica sustentada en estudios clínicos. La evidencia recopilada permitió identificar factores como el diseño, materiales y condiciones clínicas que influyen en su éxito, destacando su eficacia cuando se seleccionan correctamente los casos y se siguen protocolos adecuados.

Tezulas (118) reportó que el diseño en voladizo mostró una tasa de éxito superior respecto a los diseños con dos retenedores en la región anterior. Esta afirmación se ve respaldada por múltiples estudios, como los de Kern et al. (110), Kern (104) Sasse et al. (111) y Saker et al. (106) que informaron tasas de éxito desde un 95,4% hasta el 100% en periodos prolongados de seguimiento que va desde los 34 a 276 meses. Pero, hay excepciones, como la de Tanoue et al. (15), ya que pese a un gran seguimiento de alrededor de 345 meses, se evidenció una tasa de éxito de apenas 41,2%. Lo cual podría relacionarse con el tipo de aleación empleada o las condiciones clínicas poco controladas.

En tanto que, los puentes con diseño de dos retenedores presentan tasas de éxito más variables, generalmente iguales o inferiores a las del diseño en voladizo, aunque con tiempos de seguimiento más cortos. Galliatsatos et al. (105) reportaron una tasa de éxito del 85,18% a los 96 meses, mientras que Kumbuloglu et al. (112) informaron una tasa del 98,27% en un periodo de apenas 58 meses, lo que sugiere que con técnicas y materiales adecuados este diseño también puede ser eficaz a corto y mediano plazo.

Tanto en la presente revisión como en el estudio de Alraheam et al. (119), se evidenció una tendencia hacia mayores tasas de éxito cuando se emplea un solo retenedor en lugar de dos. No obstante, Rosentritt et al. (57), señalan que los RBFPD con dos retenedores han sido más comúnmente utilizados, ya que, en condiciones experimentales, demostraron requerir una fuerza significativamente mayor para fracturarse en comparación con aquellos con un solo retenedor.

En este sentido, Botelho et al. (120) compararon dos grupos de RBFPD metálicos: uno con un solo retenedor y otro con dos. El primer grupo presentó una tasa de éxito del 100%, mientras que el segundo alcanzó solo un 75%, con un 80% de desprendimientos. De forma similar, Kern (108) comparó ambos diseños en RBFPD anteriores fabricados con cerámica de alúmina infiltrada, reportando una tasa de éxito del 97,5% para el diseño con un solo retenedor y del 88,3% para el de dos, siendo la principal causa de fracaso la fractura de la estructura en este último.

Botelho et al. (113) informaron una tasa de supervivencia del 90% al utilizar un solo retenedor, en contraste con Behr et al. (121), que con dos retenedores alcanzaron solo un 62%. Sasse y Kern (117), empleando un solo retenedor, lograron una tasa de supervivencia del 93,3%, mientras que Younes et al. (40), con dos retenedores, alcanzaron el 83%.

En un estudio de Galiatsatos et al. (105) evaluaron RBFPD de cerámica anterior (In-Ceram) con dos retenedores convencionales durante ocho años, con una tasa de éxito del 85,15%. De forma concordante, en la revisión de Alraheam et al. (119), la tasa de éxito fue del 95,01% para RBFPD con un retenedor y del 88,96% para aquellos con dos.

En lo que respecta a las tasas de fracaso anual, los puentes de un retenedor tienen cifras más bajas, que van desde el 1,16% al 2,32%. Siendo la menor tasa reportada por Kern (108), con el 1,16% de fracaso en 15,7 años de seguimiento. En tanto que los diseños de dos retenedores tienen tasas de fracaso más altas, llegando al 2,77% según Galiatsatos et al. (105), lo cual podría reflejar un comportamiento biomecánico menos favorable, debido a un mayor riesgo de descementación, fractura o fatiga adhesiva.

Los puentes adhesivos con un solo retenedor presentaron menores tasas de fracaso en la mayoría de los estudios (108), (104), (109). Esto podría explicarse por la capacidad de micromovimiento de los dientes, mediada por el ligamento periodontal. Si el puente está unido a un solo retenedor, estos movimientos no generan tensiones que comprometan la retención, aunque podrían modificar la superficie de contacto con el diente adyacente, fenómeno del cual no se encontraron referencias en la literatura. Por el contrario, al tener dos retenedores, el puente actúa como una férula entre los dientes pilares, y los micromovimientos funcionales del sistema estomatognático pueden inducir tensiones excesivas en uno de los retenedores, lo que puede derivar en su desprendimiento. (122)

Balasubramaniam (49), evidenció una tasa de supervivencia del 83,6% en un plazo de cinco años y del 64,9% en diez años. Siendo los factores como la preparación en esmalte, márgenes supragingivales y la ausencia de contacto oclusal lateral sobre el pónico, los que se asociaron con mejores resultados (49). Kern et al. (104), encontraron que preparaciones mínimamente invasivas, como el diseño de carilla lingual con surcos, cajas proximales y hombros incisal finos, se correlacionaron con una tasa de éxito del 92%.

Behr (121) concluyó que la técnica de preparación fue determinante para la supervivencia. La preparación adecuada de ranuras y orificios para pines alcanzó una tasa del 95% a los diez años; sin retención, el riesgo de fracaso se multiplicó por 3,7. Galiatsatos et al. (105), detallaron reducciones de 0,5 mm en lingual de los incisivos, 1 mm supragingivalmente y

entre 1 y 1,5 mm desde el borde incisal para RBFPD totalmente cerámicos. En el estudio de Kern (123), los conectores cerámicos midieron 2 mm bucolingualmente y 3 mm cervicoincisalmente, con una reducción lingual de entre 0,5 y 0,7 mm. Para prótesis metal-cerámica, Aggstaller et al. (124), notificaron reducciones oclusales que van de 0,3 a 0,5 mm y de 1 mm en la zona palatina del perno. Younes et al.(40) indicaron un grosor oclusal metálico de entre 0,5 y 0,6 mm.

Alraheam (119) al comparar diferentes tipos de materiales con los que se confeccionan los puentes tipo Maryland, pudo encontrar tasas de éxito a cinco años del 88,18% para estructuras metálicas y del 84,41% para no metálicas. La zirconia mostró un 92,07%, la alúmina In-Ceram un 94,26% y el FRC un 84,83% (119). En el estudio de Sasse y Kern (117) los RBFPD de zirconia con retenedor único mostraron una supervivencia del 93,3% en cinco años. Para FRC, la tasa de éxito osciló entre el 64,7% y el 100% en periodos de cuatro meses a 8,9 años (125). Van Heumen et al. (126), en cambio, reportaron solo un 45% de éxito promedio a cinco años, notablemente inferior al de Miettinen et al. (125)

En la revisión sistemática de Miettinen et al. (125), las tasas de éxito a tres años fueron del 82,8% para prótesis metálicas, 88,5% para FRC y 72,5% para cerámica sin metal. Thoma et al. (127), reportaron una tasa de supervivencia del 91,4% a cinco años para RBFPD, mientras que Pjetursson et al. (128), informaron una supervivencia del 93,8% para FPD convencionales soportadas por dientes y del 95,2% para aquellas sobre implantes, en el mismo periodo.

Galiatsatos et al. (105) indicaron que 48 de 49 pacientes tratados con RBFPD anteriores estaban satisfechos con el resultado estético. Solo un caso reportó una leve asimetría. En el mismo estudio, se presentaron seis desprendimientos, ocho fracturas totales y nueve parciales en ocho años. Por su parte, Kern y Sasse (84), no reportaron desprendimientos en dos RBFPD cerámicos sin metal tras diez años.

Miettinen et al. indicaron que el 92,6% de los fracasos en prótesis metal-cerámica se debieron a descementación, seguidos por fracturas de cerámica, de la estructura metálica y caries. La falta de estética fue mencionada en un solo caso, al igual que en Galiatsatos et al. (105) y Aggstaller et al. (124). En los RBFPD de FRC, las fallas incluyeron astillamiento del recubrimiento y fractura estructural. (125)

Según Alraheam et al. (119), las principales complicaciones técnicas reportadas fueron el desprendimiento del marco (82%) y la fractura del retenedor (15%). Las complicaciones biológicas como caries (1,7%) y enfermedades periodontales (0,6%) fueron menos

frecuentes. También se reportaron fracasos relacionados con estética, técnica de cementado incorrecta y patología pulpar. Para Thoma et al. (127), las complicaciones más comunes fueron el desprendimiento (15%) y el astillamiento de la cerámica de recubrimiento (4,1%).

5. CAPÍTULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones

- El puente adhesivo tipo Maryland, especialmente en su diseño en voladizo, es una alternativa eficaz en prótesis fija, sobre todo en casos que requieran reemplazar un diente anterior. Esta restauración muestra altas tasas de éxito, supervivencia y baja incidencia de fracasos, siempre que se respeten criterios fundamentales como el diseño protésico, la adecuada selección del material y la correcta aplicación de técnicas adhesivas.
- El diseño de un retenedor presenta una mayor durabilidad clínica en comparación con el diseño de dos retenedores. En casos con seguimientos prolongados, el diseño de un retenedor mostró altas tasas de éxito. En tanto que, aunque, en algunos estudios se mostró alta efectividad del diseño de dos retenedores, estos tuvieron seguimientos cortos, lo cual limita poder generalizar su durabilidad a largo plazo.
- El éxito del puente tipo Maryland va a depender de varios factores clave como el diseño del retenedor, la técnica de preparación y los materiales con los que se confeccionen. Siendo así, que las preparaciones mínimamente invasivas del esmalte que abarcan carillas linguales, surcos, hombros incisales finos y cajas proximales elevan las tasas de éxito. Mientras que la falta de preparación podría multiplicar el riesgo de fracaso hasta tres veces. Además, seleccionar materiales como las cerámicas modernas tales como la zirconia o la alúmina infiltrada con vidrio se relacionan con resultados clínicos superiores, sobre todo en diseños de un retenedor.
- Las complicaciones que fueron encontradas principalmente incluyen desprendimientos parciales, astillados cerámicos, fracturas estructurales, y en menor grado, complicaciones biológicas como lesiones de caries o necrosis pulpar. El diseño de dos retenedores mostró mayor incidencia de complicaciones mecánicas, destacando el despegue de uno de los retenedores. El diseño de un retenedor exhibió menos fallos y cuando se daban no llegaban a comprometer la estructura general, ni requerían intervenciones exhaustivas.
- El análisis de los datos clínicos respalda de manera consistente que el puente adhesivo tipo Maryland con un solo retenedor en voladizo ofrece mejor rendimiento clínico, menor tasa de complicaciones y mayor durabilidad, siempre que se respeten los principios de mínima invasión, selección apropiada de materiales adhesivos y

correcta técnica operatoria. Si bien los puentes con dos retenedores aún tienen indicaciones clínicas específicas, su mayor tasa de fracaso y complicaciones requiere una cuidadosa selección del caso. En consecuencia, el diseño en voladizo debería considerarse la opción preferente en pacientes con condiciones favorables, especialmente para reemplazos unitarios en el sector anterior.

5.2. Recomendaciones

- Es recomendable emplear el puente tipo Maryland de un solo retenedor en la región anterior, sobre todo en pacientes con condiciones clínicas aceptables.
- Realizar preparaciones conservadoras, con márgenes que sean supra gingivales y retención sobre esmalte, para optimizar la adhesión y prolongar la longevidad de la restauración.
- Se aconseja seleccionar materiales con respaldo clínico sólido, como estructuras metálicas y cerámicas (zirconia o alúmina infiltrada), debido a sus altas tasas de éxito documentadas a mediano y largo plazo.
- Se sugiere evitar contactos oclusales directos sobre el pónico, en especial durante movimientos excéntricos, para reducir el riesgo de fallos estructurales o adhesivos.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. Gutmann J. The Origin of the Maryland Bridge. *J Hist Dent* [Internet]. 2019 [citado 24 de octubre de 2024];67(2):110. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32189627/>
2. RE-Mee DOH, Lee KW. Dislodgement resistance of modified resin-bonded fixed partial dentures utilizing tooth undercuts: an in vitro study. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2009 [citado 24 de octubre de 2024];1(2):85-90. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21165260/>
3. Lally, Dr Una. Resin-bonded fixed partial dentures past and present--an overview - PubMed. *J Ir Dent Assoc* [Internet]. 2016 [citado 25 de octubre de 2024];58(6):294-300. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23420968/>
4. Doh RM, Lee KW. Dislodgement resistance of modified resin-bonded fixed partial dentures utilizing tooth undercuts: an in vitro study. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2009 [citado 24 de octubre de 2024];1(2):85-90. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21165260/>
5. Barber MW, Preston AJ. An update on resin-bonded bridges. *Eur J Prosthodont Restor Dent* [Internet]. 2008 [citado 27 de octubre de 2024];16(1):2-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18468318/>
6. Dunne S, Millar B. The relationship between Universal Dental Anchorage System (UDA) pins and the dental pulp chamber, in vitro. *Prim Dent Care J Fac Gen Dent Pract UK*. [Internet]. 1998 [citado 24 de octubre de 2024];5(1):29-31. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9526265/>
7. Simon JF, Gartrell RG, Grogono A. Improved retention of acid-etched fixed partial dentures: a longitudinal study. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1992 [citado 24 de octubre de 2024];68(4):611-5. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1403937/>
8. Tanoue N, Matsumura H, Yamamori T, Ohkawa S. Longevity of resin-bonded fixed partial dentures made of metal alloys: A review of the literature. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2021 [citado 24 de octubre de 2024];65(3):267-72. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33612664/>
9. Wei YR, Wang XD, Zhang Q, Li XX, Blatz MB, Jian YT, et al. Clinical performance of anterior resin-bonded fixed dental prostheses with different framework designs: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* [Internet]. 2016 [citado 26 de octubre de 2024];47:1-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26875611/>
10. Mas Linda Mohd Osman, Tong Wah Lim, Hung-Chih Chang, Amir Radzi Ab Ghani, James Kit Hon Tsoi, Siti Mariam Ab Ghani. JFB. Structural Integrity of Anterior Ceramic Resin-Bonded Fixed Partial Denture: A Finite Element Analysis Study. *J Funct Biomater* [Internet]. 2022 [citado 25 de octubre de 2024]; Disponible en: <https://www.mdpi.com/2079-4983/14/2/108>
11. Kern M. Single-retainer resin-bonded fixed dental prostheses as an alternative to orthodontic space closure (and to single-tooth implants). *Quintessence Int Berl Ger* 1985 [Internet]. 2018 [citado 24 de octubre de 2024];49(10):789-98. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30349904/>
12. Rosenstiel, S.F., Land, M.F. and Fujimoto, J. Contemporary fixed prosthodontics. [Internet]. 3rd Edition, Mosby Inc., St Louis, 183-184; 2001 [citado 29 de enero de 2025].

Disponible en:
<https://www.scirp.org/reference/referencespapers?referenceid=1086212>

13. Santos MC, Azevedo L, Fonseca P, Viana PC, Araújo F, Villarinho E, et al. The Success Rate of the Adhesive Partial Fixed Prosthesis after Five Years: A Systematic Review. *Prosthesis* [Internet]. 2023 [citado 9 de noviembre de 2024];5(1):282-94. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/369040254_The_Success_Rate_of_the_Adhesive_Partial_Fixed_Prosthesis_after_Five_Years_A_Systematic_Review
14. Lin CL, Hsu KW, Wu CH. Multi-factorial retainer design analysis of posterior resin-bonded fixed partial dentures: a finite element study. *J Dent* [Internet]. 2005 [citado 24 de noviembre de 2024];33(9):711-20. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16199279/>
15. Tanoue N. Longevity of resin-bonded fixed partial dental prostheses made with metal alloys. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2016 [citado 24 de noviembre de 2024];20(6):1329-36. Disponible en: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4914526/>
16. Acharya PH, Patel VV, Duseja SS, Chauhan VR. Comparative evaluation of peri-implant stress distribution in implant protected occlusion and cusally loaded occlusion on a 3 unit implant supported fixed partial denture: A 3D finite element analysis study. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2021 [citado 24 de noviembre de 2024];13(2):79-88. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34025956/>
17. Mandri MN, Aguirre Grabre de Prieto A, Zamudio ME. Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora. *Odontoestomatología* [Internet]. 2015 [citado 24 de octubre de 2024];17(26):50-6. Disponible en: http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-93392015000200006
18. Klippel GGP, Melo-Silva CL de, Melo-Silva TCF de, Elias CN, Biasi RS de, Santos C dos. Shear Bond Strength of Lithium Disilicate to Resin Cement After Treatment with Hydrofluoric Acid and a Self-etching Ceramic Primer. *Mater Res* [Internet]. 2021 [citado 10 de noviembre de 2024];24:e20210079. Disponible en: <https://www.scielo.br/j/mr/a/7rMsK5s4c4Y4V6ktCyCvK4x/>
19. Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Oper Dent* [Internet]. 2015 [citado 24 de noviembre de 2024];40(4):372-8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25535784/>
20. Tanoue N. Longevity of resin-bonded fixed partial dental prostheses made with metal alloys. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2016 [citado 18 de noviembre de 2024];20:1329-36. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26438343/>
21. Naguib A, Fahmy N, Hamdy A, Wahsh M. Fracture Resistance of Different Designs of a Resin-Bonded Fixed Dental Prosthesis: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2021 [citado 24 de noviembre de 2024];34(3):348-56. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32588995/>
22. Abu-Hussein Muhamad, , Abdulgani Azzaldeen, Watted Nezar. Single Visit Replacement of Central Maxillary Using Fiber-Reinforced Composite Resin. *IOSR-JDMS* [Internet]. 2017 [citado 25 de noviembre de 2024];16(3). Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/315785405_Single_Visit_Replacement_of_Central_Maxillary_Using_Fiber-Reinforced_Composite_Resin

23. Global Burden of Disease Study 2019 (GBD 2019) Reference Life Table | GHDx [Internet]. [citado 16 de noviembre de 2024]. Disponible en: <https://ghdx.healthdata.org/record/ihme-data/global-burden-disease-study-2019-gbd-2019-reference-life-table>
24. Boemicke W, Kappel S, Stober T, Rammelsberg P. Clinical comparison of metal ceramic resin-bonded fixed dental prostheses with a conventional and a mixed retainer design. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014 [citado 24 de noviembre de 2024];112(3):472-80. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24912399/>
25. Narwani S, Yadav NS, Hazari P, Saxena V, Alzahrani AH, Alamoudi A, et al. Comparison of Tensile Bond Strength of Fixed-Fixed Versus Cantilever Single- and Double-Abutted Resin-Bonded Bridges Dental Prosthesis. *Materials* [Internet]. 2022 [citado 16 de noviembre de 2024];15(16):5744. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36013880/>
26. Okuni S, Maekawa K, Mino T, Kurosaki Y, Kuboki T. A retrospective comparison of the survival of vital teeth adjacent to single, bounded edentulous spaces rehabilitated using implant-supported, resin-bonded, and conventional fixed dental prostheses. *J Dent*. 1 [Internet]. 2022 [citado 2 de noviembre de 2024];116:103911. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030057122100333X>
27. Uzgur Z, Uzgur R, Çolak H, Ercan E, Dallı M. Analysis of Endodontic Complications Following Fixed Prosthodontic Rehabilitation. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2016 [citado 24 de noviembre de 2024];29(6):565-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27824975/>
28. Lynch CD, Hale R, Chestnutt IG, Wilson NHF. Reasons for placement and replacement of crowns in general dental practice. *Br Dent J* [Internet]. 2018 [citado 24 de noviembre de 2024];225(3):229-34. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30095124/>
29. Cheung GSP, Lai SCN, Ng RPY. Fate of vital pulps beneath a metal-ceramic crown or a bridge retainer. *Int Endod J* [Internet]. 2015 [citado 2 de diciembre de 2024];38(8):521-30. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16011770/>
30. Datta A, Sandhu HS. Success of fixed partial denture prostheses observed in a military dental centre: A cross-sectional study. *Med J Armed Forces India* [Internet]. 2022 [citado 2 de diciembre de 2024];78:S206-12. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0377123720301635>
31. Sharma N, Mandhotra P, Kumari S, Thakur T, Negi P. To Investigate the Incidence of Pulpal Necrosis in Vital Teeth Restored with Metal-Ceramic Crowns (CMCS) or Bridge Retainer. *Ann Int Med Dent Res* [Internet]. [citado 2 de diciembre de 2024]. Disponible en: https://aimdrjournal.com/wp-content/uploads/2021/06/DE13_OA_Harkanwal-edit.pdf
32. Al-Dabbagh RA. Quality of Fixed Dental Prostheses and Associated Biological Complications in a Saudi Population. *J Contemp Dent Pract* [Internet]. 2020 [citado 16 de julio de 2024];21(10). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33686034/>
33. Alenezi A, Alkhudhayri O, Altowaijri F, Aloufi L, Alharbi F, Alrasheed M, et al. Secondary caries in fixed dental prostheses: Long-term clinical evaluation. *Clin Exp Dent Res* [Internet]. 2022 [citado 2 de diciembre de 2024];9(1):249-57. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36433888/>

34. Won K, Berlin-Broner Y. Factors Associated with the Need for a Primary Endodontic Treatment after Single-Unit Crown Cementation: A Retrospective Case-Control Study. *J Endod* [Internet]. 2022 [citado 2 de diciembre de 2024];48(6):730-5. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35181455/>
35. Servín-Barrios Gloria Licia, Jacquett-Toledo Ninfa Lucia. Estudio correlacional de complicaciones técnicas, biológicas, estéticas y nivel de satisfacción en tratamientos realizados en la Cátedra de Prótesis de Coronas y Puentes II de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Asunción. *Mem Inst Investig Cienc Salud* [Internet]. 2022 [citado 18 de julio de 2024];20(3). Disponible en: http://scielo.iics.una.py/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1812-95282022000300117#B25
36. Ávila, J. Estado de prótesis fija en los pacientes atendidos en la facultad de odontología de la universidad de cuenca en el periodo 2012 – 2015. [Internet].2016. [citado 18 de julio de 2024]. Disponible en: <https://dspace.ucuenca.edu.ec/items/f0bdf6ea-0b37-4feb-9cc4-efe3291b1646>
37. Walmsley AD, Walsh TF, Lumley P, Burke FJT, Shortall AC, Hayes-Hall R, et al. *Restorative Dentistry* [Internet]. Elsevier Health Sciences; 2007. 236 p. [citado 18 de julio de 2024]. Disponible en: https://books.google.com.ec/books/about/Restorative_Dentistry.html?id=ydpfDwAAQBAJ&redir_esc=y
38. Manivasakan, S., Livingstone, D., Albert, J.R., & Ravichandran, V. Cantilever Resin-bonded Bridge Design: A Review. *Sci Dent J* [Internet].2020 [citado 29 de enero de 2025]; 10 (1): 28-30. Disponible en: <https://jsd.sbvjournals.com/abstractArticleContentBrowse/JSD/20318/JPJ/fullText>
39. Zalkind M, Ever-Hadani P, Hochman N. Resin-bonded fixed partial denture retention: a retrospective 13-year follow-up. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2003 [citado 2 de diciembre 2024];30(10):971-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12974855/>
40. Younes F, Raes F, Berghe LV, De Bruyn H. A retrospective cohort study of metal-cast resin-bonded fixed dental prostheses after at least 16 years. *Eur J Oral Implantol* [Internet]. 2013 [citado 2 de diciembre de 2024];6(1):61-70. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23513203/>
41. Kunwarjeet Singh, Nidhi Gupta, Nandini Unnikrishnan, Vikram Kapoor, Dhruv Arora, Poonam K. Khinnavar. A Conservative Treatment Approach to Replacing a Missing Anterior Tooth. *Case Reports in Dentistry* [Internet]. 2014 [citado 25 de junio de 2024]; Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/266151158_A_Conservative_Treatment_Approach_to_Replacing_a_Missing_Anterior_Tooth
42. Sánchez, F. Manual básico del tratamiento protésico para odontólogos. [Internet] Madrid: Elsevier; 2016 [citado 16 de julio de 2024]. Disponible en: https://books.google.com.ec/books/about/Manual_b%C3%A1sico_del_tratamiento_prot%C3%A9sico.html?id=S9DxDAAQBAJ&redir_esc=y
43. Nocchi. *Odontología Restauradora* [Internet]. Ed. Médica Panamericana; 2008. 568 p. [citado 18 de julio de 2024]. Disponible en: https://books.google.com.ec/books?id=lwcEudulMIQC&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs_vpt_read#v=onepage&q&f=false

44. Vaishali S, Duraisamy R. Esthetics using monolithic zirconia and hand-layered zirconia fixed partial denture. *Bioinformation* [Internet]. 2022 [citado 25 de junio de 2024];18(7):651-656. Disponible en: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10259231/>
45. Keith J. Ferro, Carl F. Driscoll, Martin A. Freilich, Albert D. Guckes, Kent L. Knoernschild. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017 [citado 2 de diciembre de 2024];117(5):C1-e105. Disponible en: https://www.academyofprosthodontics.org/lib_ap_articles_download/GPT9.pdf
46. Santos MC, Azevedo L, Fonseca P, Viana PC, Araújo F, Villarinho E, et al. The Success Rate of the Adhesive Partial Fixed Prosthesis after Five Years: A Systematic Review. *Prosthesis* [Internet]. 2023 [citado 2 de diciembre de 2024];5(1):282-94. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/369040254_The_Success_Rate_of_the_Adhesive_Partial_Fixed_Prosthesis_after_Five_Years_A_Systematic_Review
47. Barwacz CA, Hernandez M, Husemann RH. Minimally Invasive Preparation and Design of a Cantilevered, All-Ceramic, Resin-Bonded, Fixed Partial Denture in the Esthetic Zone: A Case Report and Descriptive Review. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 2014 [citado 2 de diciembre de 2024];26(5):314-23. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/259351044_Minimally_Invasive_Preparation_and_Design_of_a_Cantilevered_All-Ceramic_Resin-Bonded_Fixed_Partial_Denture_in_the_Esthetic_Zone_A_Case_Report_and_Descriptive_Review
48. Rosenstiel SF, Land MF, Walter R. *Contemporary Fixed Prosthodontics* [Internet]. Elsevier Health Sciences; 2022. 946 p. [citado 2 de diciembre de 2024]. Disponible en: <https://shayannemoodar.com/wp-content/uploads/2022/12/Contemporary-Fixed-Prosthodontics-6e-2023.pdf>
49. Balasubramaniam GR. Predictability of resin bonded bridges – a systematic review. *Br Dent J* [Internet]. 2017 [citado 18 de diciembre de 2024];222(11):849-58. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28703151/>
50. Peldaño I. Rehabilitación oral metal free: prótesis parcial fija adhesiva cerámica - *Gaceta Dental* [Internet]. 2009 [citado 2 de febrero de 2025]. Disponible en: <https://gacetadental.com/2009/05/rehabilitacin-oral-metal-free-prtesis-parcial-fija-adhesiva-cermica-8200/>
51. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res* [Internet]. 2018 [citado 20 de diciembre de 2024];97(2):132-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28876966/>
52. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res* [Internet]. 2014 [citado 18 de diciembre de 2024];93(4):329-34. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24563487/>
53. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent* [Internet]. 2015 [citado 6 de diciembre de 2024];17(1):7-26. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25646166/>
54. Blatz MB, Alvarez M, Sawyer K, Brindis M. How to Bond Zirconia: The APC Concept. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995 [Internet]. 2016 [citado 22 de diciembre de 2024];37(9):611-7; quiz 618. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27700128/>

55. Tanoue N. Longevity of resin-bonded fixed partial dental prostheses made with metal alloys. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2016 [citado 14 de enero de 2025];20:1329-36. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26438343/>
56. Wang H, Cai J, Liang J, Wang Y, Liu Y. Biomechanical analysis of stress distribution and failure risk in mandibular incisors restored with resin-bonded fixed partial dentures using CAD/CAM materials and restoration designs. *Front Bioeng Biotechnol* [Internet]. 2024 [citado 14 de enero de 2025];12:1501815. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39640064/>
57. Rosentritt M, Ries S, Kolbeck C, Westphal M, Richter EJ, Handel G. Fracture characteristics of anterior resin-bonded zirconia-fixed partial dentures. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2009 [citado 14 de enero de 2025];13(4):453-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19221810/>
58. Zhang X, Li T, Wang X, Yang L, Wu J. Glass-ceramic resin-bonded fixed partial dentures for replacing a single premolar tooth: A prospective investigation with a 4-year follow-up. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2020 [citado 14 de enero de 2025];124(1):53-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31735350/>
59. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2002 [citado 14 de enero de 2025];15(3):223-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12066484/>
60. Matos JDMD, dos-Santos ACM, Nakano LJJ, de-Vasconcelos JEL, Andrade VC, Nishioka RS, et al. Metal Alloys in Dentistry: An Outdated Material or Required for Oral Rehabilitation? *Int J Odontostomatol* [Internet]. 2021 [citado 14 de enero de 2025];15(3):702-11. Disponible en: https://www.ijodontostomatology.com/wp-content/uploads/2021/09/2021_v15n3_026.pdf
61. Kuijs R, Van Dalen A, Roeters J, Wismeijer D. The Resin-Bonded Fixed Partial Denture as the First Treatment Consideration to Replace a Missing Tooth. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2016 [citado 16 de enero de 2025];29(4):337-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27479338/>
62. Kern M, Knode H, Strub JR. The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int Berl Ger* 1985 [Internet]. 1991 [citado 14 de enero de 2025];22(4):257-62. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1891598/>
63. Habibzadeh S, Khamisi F, Mosaddad SA, Fernandes GV de O, Heboyan A. Full-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: A systematic review. *J Appl Biomater Funct Mater* [Internet]. 2024 [citado 28 de enero de 2025];22:22808000241250118. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38706266/>
64. Habibzadeh S, Khamisi F, Mosaddad SA, Fernandes GV de O, Heboyan A. Full-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: A systematic review. *J Appl Biomater Funct Mater* [Internet]. 2024 [citado 29 de enero de 2025];22:22808000241250118. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38706266/>
65. Gracis, S. Thompson, V. Ferencz, J. Silva, N. Bonfante, E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Intl J Prosthodontics* [Internet]. 2015 [citado 2 de febrero de 2025]; 28 (3): 227-235. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/276208722_A_New_Classification_System_f_or_All-Ceramic_and_Ceramic-like_Restorative_Materials

66. Helvey, G. Classification of Dental Ceramics. Studies in Continuing Education [Internet] 2013. [citado 3 de febrero de 2025]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/292150812_Classification_of_Dental_Ceramics
67. Zhang X, Li T, Wang X, Yang L, Wu J. Glass-ceramic resin-bonded fixed partial dentures for replacing a single premolar tooth: A prospective investigation with a 4-year follow-up. J Prosthet Dent [Internet]. 2020 [citado 3 de febrero de 2025];124(1):53-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31735350/>
68. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. J Dent Res [Internet]. 2018 [citado 6 de febrero de 2025];97(2):132-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28876966/>
69. Velasquez, H. Estructuras de poliéter éter cetona (peek) en rehabilitación sobre implantes. una revisión. [Internet]. 2019 [citado 3 de febrero de 2025]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/337101984_ESTRUCTURAS_DE_POLIETER_ETE_R_CETONA_PEEK_EN_REHABILITACION_SOBRE_IMPLANTES_UNA_REVISION_jpg
70. Flury S. Principios de la adhesión y de la técnica adhesiva. Quintessence [Internet]. 2012 [citado 3 de febrero de 2025];25(10):604-9. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-quintessence-9-articulo-principios-adhesion-tecnica-adhesiva-S021409851200219X>
71. Principles of Adhesive Bonding - Joining of Polymer-Metal Hybrid Structures - Wiley Online Library [Internet]. [citado 3 de febrero de 2025]. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9781119429807.ch1>
72. Dourado, A. Reis, A. Sistemas-adhesivos [Internet]. 2006;1(2). [citado 3 de febrero de 2025]. Disponible en: <https://www.rodyb.com/wp-content/uploads/2013/02/sistemas-adhesivos.pdf>
73. Lawson NC, Litaker MS, Ferracane JL, Gordan VV, Atlas AM, Rios T, et al. Choice of cement for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. J Am Dent Assoc 1939 [Internet]. 2019 [citado 18 de febrero de 2025];150(6):522-30. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31030937/>
74. Ghodsi S, Arzani S, Shekarian M, Aghamohseni M. Cement selection criteria for full coverage restorations: A comprehensive review of literature. J Clin Exp Dent [Internet]. 2021 [citado 18 de febrero de 2025];13(11):1154-61. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34824703/>
75. Carlsson GE. Success and Failure of Different Types of Crowns and Fixed Dental Prostheses. J Pak Prosthodont Assoc [Internet]. 2014 [citado 20 de febrero de 2025];2(1):24-32. Disponible en: <https://jppa.pk/index.php/jppa/article/view/30>
76. Ribeiro JCV, Coelho PG, Janal MN, Silva NRFA, Monteiro AJ, Fernandes CAO. The influence of temporary cements on dental adhesive systems for luting cementation. J Dent [Internet]. 2011 [citado 28 de febrero de 2025];39(3):255-62. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21241765/>
77. Blatz MB, Phark JH, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, et al. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. Clin Oral Investig [Internet]. 2010 [citado 18 de febrero de 2025];14(2):187-92. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19415350/>

78. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res* [Internet]. 2014 [citado 20 de febrero de 2025];93(4):329-34. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24563487/>
79. Blatz MB, Oppes S, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of cementation technique on fracture strength and leakage of alumina all-ceramic crowns after cyclic loading. *Quintessence Int Berl Ger 1985* [Internet]. 2008 [citado 12 de marzo de 2025];39(1):23-32. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18551213/>
80. Enfoque terapéutico polifacético para reconstrucciones en el sector anterior utilizando nuevos sistemas cerámicos, implantarios y adhesivos | *The European Journal of Esthetic Dentistry* [Internet]. [citado 12 de marzo de 2025]. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-the-european-journal-esthetic-dentistry-312-resumen-enfoque-terapeutico-polifacetico-reconstrucciones-el-X201314881103288X>
81. Wong TL, Botelho MG. The fatigue bond strength of fixed-fixed versus cantilever resin-bonded partial fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014 [citado 12 de marzo de 2025];111(2):136-41. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24189114/>
82. Botelho MG, Chan AWK, Leung NCH, Lam WYH. Long-term evaluation of cantilevered versus fixed-fixed resin-bonded fixed partial dentures for missing maxillary incisors. *J Dent* [Internet]. 2016 [citado 12 de marzo de 2025];45:59-66. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26756882/>
83. Botelho MG, Ma X, Cheung GJK, Law RKS, Tai MTC, Lam WYH. Long-term clinical evaluation of 211 two-unit cantilevered resin-bonded fixed partial dentures. *J Dent* [Internet]. 2014 [citado 14 de marzo de 2025];42(7):778-84. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24685984/>
84. Kern M, Sasse M. Ten-year survival of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses. *J Adhes Dent* [Internet]. 2011 [citado 12 de marzo de 2025];13(5):407-10. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21935512/>
85. Chen J, Cai H, Ren X, Suo L, Pei X, Wan Q. A Systematic Review of the Survival and Complication Rates of All-Ceramic Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont* [Internet]. 2018 [citado 16 de marzo de 2025];27(6):535-43. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28985448/>
86. Crispin BJ. Success of etched-metal bonded retainers with nonrigid connections: a clinical study. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1989 [citado 25 de marzo de 2025];62(3):269-72. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2681695/>
87. Acharya PH, Patel VV, Duseja SS, Chauhan VR. Comparative evaluation of peri-implant stress distribution in implant protected occlusion and cusally loaded occlusion on a 3 unit implant supported fixed partial denture: A 3D finite element analysis study. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2021 [citado 12 de marzo de 2025];13(2):79-88. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34025956/>
88. Shaikh SA, Rai P, Aldhuwayhi S, Mallineni SK, Lekha K, Joseph AM, et al. Comparative Evaluation of Stress Acting on Abutment, Bone, and Connector of Different Designs of Acid-Etched Resin-Bonded Fixed Partial Dentures: Finite Element Analysis. *Front Bioeng Biotechnol* [Internet]. 2022 [citado 25 de marzo de 2025];10. Disponible en: <https://www.frontiersin.org/journals/bioengineering-and-biotechnology/articles/10.3389/fbioe.2022.798988/full>

89. Sampaio-Fernandes JCA, Silva CL, Pinho A, Fernandes PF. A new system of adhesive fixed partial denture. [Internet]. [citado 12 de marzo de 2025]. Disponible en: <https://docs.bvsalud.org/biblioref/2022/10/874529/rou-39-5-317.pdf>
90. Hagiwara Y, Matsumura H, Tanaka S, Woelfel JB. Single tooth replacement using a modified metal-ceramic resin-bonded fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2004 [citado 25 de febrero de 2025];91(5):414-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15153846/>
91. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* [Internet]. 1991 [citado 25 de febrero de 2025];1(2):150-4. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1777659/>
92. Pilecco RO, Machry RV, Baldi A, Tribst JPM, Sarkis-Onofre R, Valandro LF, et al. Influence of CAD-CAM milling strategies on the outcome of indirect restorations: A scoping review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2024 [citado 25 de febrero de 2025];131(5):811.e1-811.e10. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38480018/>
93. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* [Internet]. 2011 [citado 25 de febrero de 2025];56(s1):97-106. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21564120/>
94. Lassila L, Mangoush E, Vallittu PK, Garoushi S. Fracture behavior of discontinuous fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial denture before and after fatigue aging. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2023 [citado 25 de febrero de 2025];67(2):271-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35896342/>
95. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015 [citado 25 de febrero de 2025];114(4):587-93. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26141648/>
96. Santos, L. Documentary historical analysis and bibliographic research: study subjects and methodology. *Pro Posicoes* [Internet]. 2022 [citado 8 de noviembre de 2024]; 33 (4). Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/361341310_Documentary_historical_analysis_and_bibliographic_research_study_subjects_and_methodology
97. Reidl Martínez LM. El diseño de investigación en educación: conceptos actuales. *Investig En Educ Médica* [Internet]. 2012 [citado 12 de febrero de 2025];1(1):35-9. Disponible en: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2007-50572012000100008
98. Manterola C, Hernández-Leal MJ, Otzen T, Espinosa ME, Grande L, Manterola C, et al. Estudios de Corte Transversal. Un Diseño de Investigación a Considerar en Ciencias Morfológicas. *Int J Morphol* [Internet]. 2023 [citado 25 de marzo de 2025];41(1):146-55. Disponible en: https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-95022023000100146
99. Otero, A. ENFOQUES DE INVESTIGACIÓN. *ResearchGate* [Internet]. 2018 [citado 17 de noviembre de 2024]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/326905435_ENFOQUES_DE_INVESTIGACION
100. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, Shamseer L, Tetzlaff JM, Akl EA, Brennan SE, Chou R, Glanville J, Grimshaw JM, Hróbjartsson A, Lahu MM, Li T, Loder EW, Mayo-Wilson E, McDonald S, McGuinness LA, Stewart LA, Thomas J, Tricco AC, Welch VA, Whiting P, Moher D. The PRISMA 2020 statement: an updated

- guideline for reporting systematic reviews. *Rev Esp Cardiol* [Internet]. 2021 [citado 12 de febrero de 2025];74(9):790-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34446261/>
101. Elsevier. Formulando preguntas para la práctica clínica [Internet]. 2021 [citado 17 de noviembre de 2024]. Disponible en: <https://www.elsevier.com/es-es/connect/tipos-de-pregunta-para-la-practica-clinica-pico>
 102. Castrejón-Delgado L. Evaluación de riesgo de sesgo de los estudios de intervención incluidos en una revisión sistemática. *Rob2 y ROBINS-I. Casos Revis Salud* [Internet]. 2024 [citado 15 de febrero de 2025];6(1):120-33. Disponible en: <https://cysr.zaragoza.unam.mx/wp-content/uploads/2024/07/08-Evaluacion-de-riesgo-de-sesgo-de-los-estudios-de-intervencion-incluidos-en-una-revision-sistemica-RoB2-y-ROBINS-I.pdf>
 103. Ciapponi A. Herramientas ROBINS para evaluar el riesgo de sesgo de estudios no aleatorizados. *Evid Actual En Práctica Ambulatoria* [Internet]. 2022 [citado 15 de febrero de 2025];25(3):e007024-e007024. Disponible en: <https://evidencia.org.ar/index.php/Evidencia/article/view/7024>
 104. Kern M, Passia N, Sasse M, Yazigi C. Ten-year outcome of zirconia ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses and the influence of the reasons for missing incisors. *J Dent* [Internet]. 2017 [citado 15 de febrero de 2025];65:51-5. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28688950/>
 105. Galiatsatos AA, Bergou D. Clinical evaluation of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses. *Quintessence Int Berl Ger 1985* [Internet]. 2014 [citado 15 de febrero de 2025];45(1):9-14. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24392490/>
 106. Saker S, El-Fallal A, Abo-Madina M, Ghazy M, Ozcan M. Clinical survival of anterior metal-ceramic and all-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses over a period of 60 months. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2014 [citado 15 de febrero de 2025];27(5):422-4. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25191882/>
 107. Klink A, Hüttig F. Zirconia-Based Anterior Resin-Bonded Single-Retainer Cantilever Fixed Dental Prostheses: A 15- to 61-Month Follow-Up. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2016 [citado 4 de febrero de 2025];29(3):284-6. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27148991/>
 108. Kern M. Fifteen-year survival of anterior all-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses. *J Dent* [Internet]. 2017 [citado 4 de febrero de 2025];56:133-5. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27832968/>
 109. Sasse M, Kern M. Survival of anterior cantilevered all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic. *J Dent* [Internet]. 2014 [citado 4 de febrero de 2025];42(6):660-3. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24613605/>
 110. Kern M, Gläser R. Single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: Long-term outcomes in the esthetic zone. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 2023 [citado 18 de febrero de 2025];35(1):64-73. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36579757/>
 111. Sasse M, Eschbach S, Kern M. Randomized clinical trial on single retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: Influence of the bonding system after up to 55

- months. *J Dent* [Internet]. 2012 [citado 4 de febrero de 2025];40(9):783-6. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22659339/>
112. Kumbuloglu O, Özcan M. Clinical survival of indirect, anterior 3-unit surface-retained fibre-reinforced composite fixed dental prosthesis: Up to 7.5-years follow-up. *J Dent* [Internet]. 2015 [citado 18 de febrero de 2025];43(6):656-63. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25913141/>
113. Botelho MG, Ma X, Cheung GJK, Law RKS, Tai MTC, Lam WYH. Long-term clinical evaluation of 211 two-unit cantilevered resin-bonded fixed partial dentures. *J Dent* [Internet]. 2014 [citado 24 de febrero de 2025];42(7):778-84. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24685984/>
114. Edelhoff D, Liebermann A, Schubert O, GÜth JF. Prospective Clinical Split-Mouth Study of Two-Wing-Retained Resin-Bonded Anterior Fixed Dental Prostheses with Metallic and Ceramic Frameworks: 5-year Results. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2023 [citado 4 de febrero de 2025];36(3):253-61. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36288491/>
115. Zitzmann NU, Büren AV, Glenz F, Rohr N, Joda T, Zaugg LK. Clinical outcome of metal- and all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2021 [citado 24 de febrero de 2025];65(2):243-8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33028798/>
116. Sailer I, Bonani T, Brodbeck U, Hämmerle CHF. Retrospective clinical study of single-retainer cantilever anterior and posterior glass-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses at a mean follow-up of 6 years. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2013 [citado 24 de febrero de 2025];26(5):443-50. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23998142/>
117. Sasse M, Kern M. CAD/CAM single retainer zirconia-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: clinical outcome after 5 years. *Int J Comput Dent* [Internet]. 2013 [citado 24 de febrero de 2025];16(2):109-18. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23930573/>
118. Tezulas E, Yildiz C, Evren B, Ozkan Y. Clinical procedures, designs, and survival rates of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses in the anterior region: A systematic review. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 2018 [citado 4 de febrero de 2025];30(4):307-18. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30113136/>
119. Alraheam IA, Ngoc CN, Wiesen CA, Donovan TE. Five-year success rate of resin-bonded fixed partial dentures: A systematic review. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 2019 [citado 4 de febrero de 2025];31(1):40-50. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30302909/>
120. Botelho MG, Lam WYH. A fixed movable resin-bonded fixed dental prosthesis – A 16 years clinical report. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2016 [citado 14 de febrero de 2025];60(1):63-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26589844/>
121. Behr M, Leibrock A, Stich W, Rammelsberg P, Rosentritt M, Handel G. Adhesive-fixed partial dentures in anterior and posterior areas. Results of an on-going prospective study begun in 1985. *Clin Oral Investig* [Internet]. 1998 [citado 4 de febrero de 2025];2(1):31-5. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9667152/>

122. Proffit, W. Fields, H. Sarver, D. Ortodontia contemporânea [Internet]. 6a ed. España: Elsevier; 2019 [citado 5 de mayo de 2025]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/285913504_Ortodontia_contemporanea
123. Kern M. Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. Quintessence Int Berl Ger 1985 [Internet]. 2005 [citado 4 de marzo de 2025];36(2):141-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15732550/>
124. Aggstaller H, Beuer F, Edelhoff D, Rammelsberg P, Gernet W. Long-term clinical performance of resin-bonded fixed partial dentures with retentive preparation geometry in anterior and posterior areas. J Adhes Dent [Internet]. 2008 [citado 25 de marzo de 2025];10(4):301-6. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18792701/>
125. Miettinen M, Millar BJ. A review of the success and failure characteristics of resin-bonded bridges. Br Dent J [Internet]. 2013 [citado 25 de abril de 2025];215(2):E3-E3. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23887555/>
126. van Heumen CCM, van Dijken JWV, Tanner J, Pikaar R, Lassila LVJ, Creugers NHJ, et al. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the anterior area. Dent Mater [Internet]. 2009 [citado 25 de abril de 2025];25(6):820-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20638712/>
127. Thoma DS, Sailer I, Ioannidis A, Zwahlen M, Makarov N, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded fixed dental prostheses after a mean observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res [Internet]. 2017 [citado 25 de abril de 2025];28(11):1421-32. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28191679/>
128. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Clin Oral Implants Res [Internet]. 2007 [citado 25 de abril de 2025];18 Suppl 3:97-113. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17594374/>

7. ANEXOS

Anexo 1. Matriz de Excel

Título	Autores	Resumen	DOI	Link	Año	REVISTA	QUARTIL	FACTOR DE IMPACTO	ISSN	TIPO DE DOCUMENTO	PALABRAS CLAVE
10-year outcome of zirconia ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses and the influence of the reasons for missing teeth	Mathias Kem, Nicole Fassio, Christin Sasse, Christin Sasse, Christin Sasse, Christin Sasse	Objectives: This clinical study evaluated the long-term outcome and survival rate of all-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) made of zirconia ceramic with a single-retainer design to replace missing teeth. In addition, whether the reason for missing teeth has an influence on the longevity of RBFDPs was analyzed. Materials and methods: One hundred and eight zirconia ceramic cantilever RBFDPs were provided for 87 patients. Seventy-five RBFDPs replaced maxillary incisors and 33 mandibular incisors. The restorations were subsequently categorized into 3 groups according to the reasons for missing teeth (congenitally missing, trauma and other reasons). The patients were followed up annually, and the restorations were assessed for function and aesthetics. The mean observation time of the RBFDPs was 52.252 months. Results: Six debondings and 1 loss of restoration were recorded. The lost restoration was removed at the patient's request after a small chip occurred on the mesial edge of the pontic. Three of the six observed debondings were caused by traumatic incidents. All debonded RBFDPs were rebonded successfully with no further complications. Zirconia ceramic RBFDPs yielded a 10-year survival rate of 99.2% and a success rate of 92.0%. Conclusions: Zirconia ceramic cantilever RBFDPs provided excellent clinical longevity. The reasons for missing teeth did not influence the clinical outcome of RBFDPs. Objectives: All-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) were introduced as a conservative treatment many years ago. The purpose of this study was to evaluate for 8 years the clinical survival of RBFDPs made with a conventional two-retainer design. Method and materials: A total of 54 anterior RBFDPs were made from the glass-infiltrated alumina ceramic In-Ceram. The restorations were placed in 49 patients, aged 19 to 80 years, by a single operator using the same clinical procedure. The restorations were examined for debonding, fracture, caries, and patient acceptance. All restorations were examined clinically at 1, 4, 8, and 8 years after placement. Results: At 8 years, the success rate was 95.19%. Patient acceptance was very encouraging and dental caries were not detected with any abutment. Two restorations debonded during the evaluation period and fracture of porcelain occurred in six restorations (two total fractures and four partial fractures). Conclusions: Zirconia ceramic cantilever RBFDPs provided excellent clinical longevity. The reasons for missing teeth did not influence the clinical outcome of RBFDPs.	10.1016/j.jdent.2017.07.003	https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0305182X17301616	2017	Journal of Dentistry	Q1	1.31	3005712	Estudio clínico	Keywords: All-ceramic; Anterior teeth; Cantilever fixed dental prosthesis; Congenitally missing teeth; Debonding; Resin-bonded fixed dental prosthesis; Survival rate.
2 Clinical evaluation of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses	Aristidis A. Galatasarou, Dimitra Bergou	Objectives: This study evaluated the clinical outcome of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) with a cantilevered single-retainer design made from zirconia ceramic. Methods: Forty-two anterior RBFDPs with a cantilevered single-retainer design were made from yttrium oxide-stabilized zirconium oxide ceramic. RBFDPs were inserted using Panavia 21 TC as luting agent after air-abrasion of the ceramic bonding surface. Results: During a mean observation time of 61.8 months two debondings occurred. Both RBFDPs were rebonded using Panavia 21 TC and are still in function. A caries lesion was detected at one abutment tooth during recall and was treated with a composite filling. Therefore, the overall 5-year failure-free rate according to Kaplan-Meier was 91.1%. If only debonding was defined as failure the survival rate increased to 95.2%. Since all RBFDPs are still in function the overall survival rate was 100% after six years. Conclusions: Cantilevered zirconia ceramic RBFDPs showed promising results within the observation period. Clinical significance: Single-retainer resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic show very good mid-term clinical survival rates. They should therefore be considered as a viable treatment alternative for the replacement of single anterior teeth. Objectives: To present an update on the concept of cantilevered single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) first presented 25 years ago in the Journal of Esthetic Dentistry.	10.2390/4.4.2017038	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24332450/	2014	Quintessence International	Q2	0.43	338572	Estudio clínico	All-ceramic; Resin-bonded fixed dental prosthesis (RBFDP); Clinical evaluation; Anterior teeth
3 Clinical survival of anterior metal-ceramic and all-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses over a period of 80 months	Samah Sakr, Abeer El-Fallal, Manal Abo-Madina, Mohamed Ghaz, Mutlu Ozcan	Purpose: A total of 24 zirconia-based single tooth-retained restorations inserted in 18 patients were followed up for 15 to 61 months (mean: 35 months). Materials and methods: Recall consisted of dental and hygiene status as well as quality assessment and check for occlusal relationship. One patient was lost to follow-up. In the included patients, 15 central incisors, 3 canines, and 6 lateral incisors replaced. One preparation included a shallow groove on the obliquum and a small proximal box. The restorations replaced 15 maxillary and 6 mandibular incisors were followed over a mean observation time of 38.7 months. Results: Two fractures were observed with AC. No debondings were observed with MC (n = 0) but were observed with AC (n = 3). The difference in survival rates of MC and AC was not significant (MC: 100%; AC: 90%; P = .16) (Kaplan-Meier method, confidence interval = 95%). Conclusions: Cantilever AC-RBFDPs could be a promising alternative to MC RBFDPs for replacement of missing anterior incisors provided that the mechanical and occlusal protection are optimal.	10.11607/07.03.3778	https://www.researchgate.net/publication/31020532657_Clinical_Survival_of_Anterior_Metal-Ceramic_and_All-Ceramic_Cantilevered_Fixed_Dental_Prostheses	2014	International Journal of Prosthodontics	Q1	0.75	1842428	Estudio clínico	Metal-ceramic; Anterior teeth; Cantilever; Resin-bonded fixed dental prosthesis; Clinical survival
4 Zirconia-Based Anterior Resin-Bonded Single-Retainer Cantilever Fixed Dental Prostheses: A 15- to 61-Month Follow-Up	Andrea Klink, Fabian Hürling	Purpose: The aim of this follow-up study was to report the long-term outcome of all-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs). Materials and methods: In 16 patients (mean age of 33.3±17.5 years) 22 RBFDPs made from a glass-infiltrated alumina ceramic (In-Ceram) were inserted with a phosphate monomer containing luting agent after air-abrasion of the retainer wings. The abutment preparation included a shallow groove on the obliquum and a small proximal box. The restorations replaced 15 maxillary and 6 mandibular incisors were followed over a mean observation time of 188.7 months. Results: Two RBFDPs were debonded. Two RBFDPs were lost and were lost 48 and 214 months after insertion, respectively. The 10- and 15-year survival rates were both 95.4% and dropped to 81.8% after 18 years. Conclusion: Anterior all-ceramic cantilever RBFDPs exhibited an excellent clinical longevity.	10.11607/07.03.4220	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2743999/	2016	International Journal of Prosthodontics	Q1	0.75	1842428	Estudio clínico	Zirconia-based; Anterior teeth; Cantilever; Single-retainer; Clinical follow-up
5 Fifteen-year survival of anterior all-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic	Mathias Kem	Objectives: This study evaluated the clinical outcome of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) with a cantilevered single-retainer design made from zirconia ceramic. Methods: Forty-two anterior RBFDPs with a cantilevered single-retainer design were made from yttrium oxide-stabilized zirconium oxide ceramic. RBFDPs were inserted using Panavia 21 TC as luting agent after air-abrasion of the ceramic bonding surface. Results: During a mean observation time of 61.8 months two debondings occurred. Both RBFDPs were rebonded using Panavia 21 TC and are still in function. A caries lesion was detected at one abutment tooth during recall and was treated with a composite filling. Therefore, the overall 5-year failure-free rate according to Kaplan-Meier was 91.1%. If only debonding was defined as failure the survival rate increased to 95.2%. Since all RBFDPs are still in function the overall survival rate was 100% after six years. Conclusions: Cantilevered zirconia ceramic RBFDPs showed promising results within the observation period. Clinical significance: Single-retainer resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic show very good mid-term clinical survival rates. They should therefore be considered as a viable treatment alternative for the replacement of single anterior teeth. Objectives: To present an update on the concept of cantilevered single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) first presented 25 years ago in the Journal of Esthetic Dentistry.	10.1016/j.jdent.2016.02.003	https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0305182X1630224X	2016	Journal of Dentistry	Q1	1.31	3005712	Estudio clínico	All-ceramic; Cantilever fixed dental prosthesis; Resin-bonded fixed dental prosthesis; Ceramic fracture; Resin-bonded fixed dental prosthesis; Survival rate.
6 Survival of anterior cantilevered all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic	Martin Sasse, Mathias Kem, Rainer Eschbach, Matthias Kem	Objectives: This study evaluated the clinical outcome of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) with a cantilevered single-retainer design. Methods: Thirty anterior zirconia ceramic RBFDPs were inserted using either a phosphate monomer containing resin (Panavia 21 TC, N16) or an adhesive bonding system with a phosphate acid anhydride primer (Multi-Bond Plus, Multi-Bond Plus primer, N14). Results: During a mean observation time of 41.7 months one debonding occurred in each group. Both RBFDPs could be rebonded successfully resulting in a three-year survival rate of 100%. Conclusion: Independent of the bonding system cantilevered zirconia ceramic RBFDPs showed promising results during the first three years. Clinical significance: Bonding nonretentive oxides ceramic such as alumina and zirconia ceramic with phosphate monomer containing luting resins after alumina particle air-abrasion is durable over decades. This proves that bonding to zirconia ceramic is not of any problem when adequate methods are used. Single-retainer zirconia ceramic RBFDPs maintain soft tissues in the edentulous area of single missing incisors and other dentemal implants are essential for this indication. Objectives: This study evaluated the clinical outcome of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) with a cantilevered single-retainer design.	10.1016/j.jdent.2014.02.021	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24613000/	2014	Journal of Dentistry	Q1	1.31	3005712	Estudio clínico	All-ceramic; Fixed dental prosthesis; RBFDP; Surface retainer; Surface retainer; Surface retainer.
7 Single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: Long-term outcomes in the esthetic zone	Mathias Kem, Rainer Eschbach, Matthias Kem	Overview: The initially presented case of the concept was followed clinically over 26 years and is presented along with two additional clinical long-term cases using varying methods to obtain an esthetic and hygienic ovate pontic design. Veneered alumina and zirconia ceramic (2 mm) zirconia polyglucinate ceramic (ZY-TZP) was used and bonded with a phosphate monomer containing luting resin after 50-µm alumina particle air-abrasion at 0.25 MPa pressure. The restorations replacing incisors did not debond and soft tissues in the pontic area were maintained over 26 years. Conclusions: Cantilevered single-retainer all-ceramic RBFDPs today made from veneered ZY-TZP zirconia ceramic can be considered a standard of care for the replacement of single incisors and provide an excellent esthetic outcome with a long-term preservation of soft tissues in the pontic area. Clinical significance: Bonding nonretentive oxides ceramic such as alumina and zirconia ceramic with phosphate monomer containing luting resins after alumina particle air-abrasion is durable over decades. This proves that bonding to zirconia ceramic is not of any problem when adequate methods are used. Single-retainer zirconia ceramic RBFDPs maintain soft tissues in the edentulous area of single missing incisors and other dentemal implants are essential for this indication. Objectives: This study evaluated the clinical outcome of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) with a cantilevered single-retainer design.	10.1111/j.1365-3113.2011.04611.x	https://www.researchgate.net/publication/31020532657_Clinical_Survival_of_Anterior_Metal-Ceramic_and_All-Ceramic_Cantilevered_Fixed_Dental_Prostheses_Loosening_of_Soft_Tissues_in_the_Esthetic_Zone	2012	Journal of Esthetic and Restorative Dentistry	Q1	1.09	1494195	Estudio clínico	durable zirconia ceramic bonding; long-term clinical outcome; ovate pontic design; restorative replacement; single-retainer RBFDPs; soft tissue preservation.
8 Randomized clinical trial on single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: Influence of the bonding system after up to 55 months	Martin Sasse, Uwe Eschbach, Matthias Kem	Objectives: This study evaluated the clinical outcome of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) with a cantilevered single-retainer design. Methods: Thirty anterior zirconia ceramic RBFDPs were inserted using either a phosphate monomer containing resin (Panavia 21 TC, N16) or an adhesive bonding system with a phosphate acid anhydride primer (Multi-Bond Plus, Multi-Bond Plus primer, N14). Results: During a mean observation time of 41.7 months one debonding occurred in each group. Both RBFDPs could be rebonded successfully resulting in a three-year survival rate of 100%. Conclusion: Independent of the bonding system cantilevered zirconia ceramic RBFDPs showed promising results during the first three years. Clinical significance: Bonding nonretentive oxides ceramic such as alumina and zirconia ceramic with phosphate monomer containing luting resins after alumina particle air-abrasion is durable over decades. This proves that bonding to zirconia ceramic is not of any problem when adequate methods are used. Single-retainer zirconia ceramic RBFDPs maintain soft tissues in the edentulous area of single missing incisors and other dentemal implants are essential for this indication. Objectives: This study evaluated the clinical outcome of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) with a cantilevered single-retainer design.	10.1016/j.jdent.2012.02.009	https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0305182X12001616	2012	Journal of Dentistry	Q1	1.31	3005712	Estudio clínico	Resin bond; Randomized clinical trial; All-ceramic; Fixed dental prosthesis; Single-retainer; Bonding system
9 Longevity of resin-bonded fixed dental prostheses made with metal alloys	Nasmi Tanoue	Objectives: The purpose of this study was to evaluate the clinical performance of resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) made with metal alloys. Materials and methods: The retention of 39 RBFDPs from 226 patients fabricated from 1983 to 2013 using an adhesive resin was clinically evaluated. Partial or complete debonding of the RBFDP or fracture was considered a treatment failure. All data were obtained from clinical examinations, and missing data were censored at the date of the last available information. The effect of the following factors on survival rate were investigated: patient gender, location (maxilla/mandible and anterior/posterior), number of missing teeth, number of abutment teeth, framework structure, type of metal alloy, patient age at the point of cementation, cement type, and distinction of the treating dentist. Data were analyzed with the Kaplan-Meier survival tests, log-rank tests, and Cox regression analyses (α = 0.05). Results: The Kaplan-Meier survival rate was 41.2% ± 6.5% (standard error) at 28.8 years (last outcome event). Significant differences were found for patient age and treating dentist (p = 0.05). The risk of failure in younger patients was 1.7 times greater than that in older patients and that of inexperienced dentists was 2.0 times greater than that of dentist experienced and specialized in adhesive dentistry. Conclusions: When fabricating RBFDPs for younger patients, mechanical overload for bonding may be necessary in Purpose: The aim of this retrospective cohort study was to investigate the long-term outcome of metal- and all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDP) up to 17 years, and to evaluate potential factors influencing the risk for complications. Methods: Patients who were treated with RBFDP to replace teeth in the anterior or first premolar region in a university setting were identified from electronic records. Data collection comprised dental and periodontal parameters, periapical radiographs, and assessment of the RBFDP. Patient-reported satisfaction was evaluated on visual analog scales (VAS), and 5-year cumulative survival and success rates were calculated. Cox regression models were used to compare metal- versus all-ceramic RBFDPs. Results: Seventy-one patients with RBFDP replacing 85 anterior teeth and 6 premolars were included with a mean observation period of 96.1 (±4.7) months. RBFDP cumulative survival rate was 86.7% and cumulative success rate 71.7% after 5 years, with no significant difference between metal- and all-ceramic RBFDPs. The risk for RBFDP failure was significantly higher with more than one pontic (OR 6.1, p<0.033), or negative pulp vitality testing of abutments (OR 7.3, p<0.042), while complications tended to be increased with two-wings compared to one-wing RBFDP (OR 5.4, p<0.054).	10.1007/s00784-015-0193-3	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26436343/	2016	Clinical Oral Investigations	Q1	0.94	14326381	Estudio clínico	Debonding; Resin adhesive; Resin-bonded fixed dental prosthesis; Survival.
10 Clinical outcome of metal-ceramic and all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses	Nicola U. Zitzmann, Anja von Büren, Fabian Hürling, Nadja Pöchl, Tim Jöck, Lutz K. Zaugg	Objectives: This study evaluated the clinical outcome of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) with a cantilevered single-retainer design. Methods: Thirty anterior zirconia ceramic RBFDPs were inserted using either a phosphate monomer containing resin (Panavia 21 TC, N16) or an adhesive bonding system with a phosphate acid anhydride primer (Multi-Bond Plus, Multi-Bond Plus primer, N14). Results: During a mean observation time of 41.7 months one debonding occurred in each group. Both RBFDPs could be rebonded successfully resulting in a three-year survival rate of 100%. Conclusion: Independent of the bonding system cantilevered zirconia ceramic RBFDPs showed promising results during the first three years. Clinical significance: Bonding nonretentive oxides ceramic such as alumina and zirconia ceramic with phosphate monomer containing luting resins after alumina particle air-abrasion is durable over decades. This proves that bonding to zirconia ceramic is not of any problem when adequate methods are used. Single-retainer zirconia ceramic RBFDPs maintain soft tissues in the edentulous area of single missing incisors and other dentemal implants are essential for this indication. Objectives: This study evaluated the clinical outcome of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) with a cantilevered single-retainer design.	10.21869/afp.15.00014	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25827387/	2021	Journal of prosthodontic research	Q1	1.14	1891958	Estudio clínico	All-ceramic; Metal-ceramic; Resin-bonded fixed dental prosthesis (RBFDP); Success; Survival.

Clinical survival of indirect, anterior, dual surface-retained fibre-reinforced composite fixed dental prostheses up to 7.5 years follow-up	Ovul Kumbuloglu I, Madu Qasab	<p>Objectives: This prospective clinical study evaluated the performance of indirect, anterior, surface-retained, fibre-reinforced-composite restorations (SFRFCR).</p> <p>Methods: Between June-2001 and January-2011, a total of 134 patients (83 females, 51 males, 16-88 years old) received 178 SFRFCRs (local ethical registration no.: 14194). All restorations were made indirectly on a plaster model using unidirectional E-glass fibres (everStick C&E, Stick Tech) in combination with a laboratory resin composite (Dialogue, Schütz Dental) and cemented according to the instructions of 4 resin cements (Relay[®] ARC, 3M/ESPE, n=61; Brite DC, VOCO, n=46; Variolink II (Bocor Vivadent, n=32) and MultiLink (Kuraray Vivadent, n=37). After baseline recordings, patients were followed at 6 months and thereafter annually up to 7.5 years. The evaluation protocol involved technical (chipping, debonding or fracture of tooth/restoration) and biological failures (caries).</p> <p>Results: Mean observation period was 58 months. Altogether, 13 failures were observed (survival rate: 97.7%) [Kaplan-Meier]. One catastrophic fracture [cement: Relay[®] ARC], eight partial debonding [cement: Brite DC (2), MultiLink (1), Relay[®] ARC (1), Variolink II (1)] and four delaminations of veneering composite [cement: Brite DC (2), Relay[®] ARC (1), MultiLink (1)] were observed. Except one replacement, all defective restorations were repaired or re cemented. Annual failure rate of SFRFCR was 1.72%. The survival rates with the four resin cements did not show significant differences (Relay[®] ARC: 98.2%; Brite DC: 95.5%; Variolink 2: 100%; MultiLink: 100%) (p=0.184). Secondary caries did not occur in any of the teeth.</p> <p>Purpose: To retrospectively evaluate the 5-year survival rates and technical/biologic complication rates of single-retainer glass-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs).</p>	10.1016/j.jdent.2015.04.006	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25313419/	2015	Journal of Dentistry	Q1	131	3005712	Estudio clínico	Clinical study, Fibre-reinforced composites, Resin cements, Survival
Retrospective clinical study of single-retainer cantilever anterior and posterior glass-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses at a mean follow-up of 6 years	Irena Sailer, Tom Bonani, Urs Brodbeck, Christoph Hans Franz, Hannelore	<p>Materials and methods: Forty patients with 49 anterior/posterior glass-ceramic RBFDPs were included. The RBFDPs replaced 11 maxillary/mandibular central incisors, 18 lateral incisors, 18 premolars, and 2 molars. Patients willing to participate were clinically and radiologically examined. The technical outcome was assessed with modified United States Public Health Service criteria. Fracture and/or chipping of the restoration, occlusal wear, marginal adaptation, marginal discoloration, shape, surface texture, and esthetic integration were recorded. Tooth vitality and postoperative sensitivity were tested. The following biologic parameters were assessed at test and control teeth: probing/pocket depth, gingival recession, attachment loss, bleeding on probing, furcation involvement, and periodontal mobility. Statistical analysis was performed with exact 95% confidence intervals to relative frequencies and the paired t-test.</p> <p>Results: Twenty-eight patients with 35 RBFDPs participated. The mean follow-up of the RBFDPs was 6 years. Twelve patients with 14 RBFDPs were not willing to participate or not available. No catastrophic failures occurred. The 6-year survival rate of the examined RBFDPs was 100%. No debonding was recorded. Chipping of the ceramic was found in 7.5% of the RBFDPs. Biologic outcomes were similar at test and control teeth.</p>	10.11807/jip.2369	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23981422/	2013	International Journal of Prosthodontics	Q1	0.75	19424426	Estudio clínico	Two-wing-retained Resin-bonded Anterior fixed dentures, Metallic and ceramic frameworks
Prospective Clinical Split-Mouth Study of Two-Wing-Retained Resin-Bonded Anterior Fixed Dental Prostheses with Metallic and Ceramic Frameworks: 5-year Results	Daniel Edelhoff, Anja Liebermann, Oliver Schubert, Jan-Frederik Gödt	<p>Materials and methods: RBFDPs were fabricated from 3Y-TZP zirconia layered by hand [Lava Flame veneered with Lava Ceram (3M/ESPE) on metal (Bismann Stick, Densaurum; layered with Finesse, Vivadent)]. The primary endpoints were debonding and fracture. The secondary endpoints (marginal integrity, marginal discoloration, abrasion of antagonist dentition, patient satisfaction, gingival index, and side effects) were evaluated at baseline and after 5 years. Survival and success rates were calculated using the Kaplan-Meier method. Log-rank test was used to compare the survival and success rates of the different materials.</p> <p>Results: The mean observation time was 6 years and 10 months. The estimated cumulative success rate after 5 years was 88.5% ± 10% for metal-supported and 33% ± 9% for all-ceramic two-wing RBFDPs. After conversion into one-wing RBFDPs, the survival rate was 100% in both groups. Debonding of one of the two wings was the major complication. One zirconia framework fracture occurred. Metal-based two-wing RBFDPs showed a significantly higher success rate, but lower esthetic evaluation.</p>	10.11607/jip.7755	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36260459/	2023	International Journal of Prosthodontics	Q1	0.75	19424426	Estudio clínico	Clinical outcome Metal-ceramic Resin-bonded fixed dental prostheses
CAD/CAM single retainer zirconia-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: clinical outcome after 5 years	M Sasse, M Kern	<p>Purpose: This study evaluated the clinical outcome of CAD/CAM zirconia-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) with a cantilevered single-retainer design.</p> <p>Materials and methods: Thirty anterior zirconia-ceramic RBFDPs fabricated with the Cerec CAD/CAM system were inserted using either a phosphate monomer containing resin (Panavia 21 TC, Ivoclar) or an adhesive bonding system with a photophosphoric etch primer (MultiLink-Autocom with MultiZirconia primer, 3M). 14)</p> <p>Results: During a mean observation time of 64.2 months, one debonding occurred in each group. Both RBFDPs could be rebonded successfully resulting in a five-year survival rate of 100%.</p> <p>Conclusion: Independent of the bonding system, cantilevered zirconia-ceramic RBFDPs showed promising results during the first five years. (ClinicalTrials.gov Identifier: NCT01411932)</p> <p>Clinical significance: Single-retainer zirconia ceramic RBFDPs present an alternative treatment option offering good esthetics, a minimally invasive preparation, a high biocompatibility and can even be used to treat juvenile patients who do not get come into consideration for implant placement. No significant influence of the bonding system used has been detected so far.</p>	PMID: 23930573	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23930573/	2013	International journal of computerized dentistry	Q1	0.88	14634201	Estudio clínico	CAD/CAM Single-retainer All-ceramic Resin-bonded fixed dental prostheses Clinical outcome
Long-term clinical evaluation of 21 two-unit cantilevered resin-bonded fixed partial dentures.	Bolebo MG, MIZ, Cheung G-K, Lau P-K, Tai W-T, Lam V-H	<p>Objectives: This retrospective study aims to evaluate the long-term clinical performance of two-unit cantilevered resin-bonded fixed partial dentures (RBFDPs) relative to their retention, success and survival rate. Materials and Methods: Prostheses that were placed at least four years previously were clinically reviewed to evaluate retention, success and survival rate. Additional information was also collected, including patient's gender, age and satisfaction on their prosthesis, operator's experience, prosthesis service life, root canal therapy performed, abutment mobility, bone support, the presence of slush-tooth contacts on the abutment or pontic in intercuspal position, and the presence of proximal axial contacts adjacent to the prosthesis. The date of any debonding with subsequent treatment was also recorded. Results: A total of 21 two-unit RBFDPs were placed in 183 patients, with a mean service life of 113.2 ± 33.5 months. Twenty-eight prostheses debonded, resulting in a retention rate of 88.7 percent, and another five teeth were extracted with the prostheses, resulting in a success rate of 84.4 percent. 30.0 percent prostheses functioning (survival rate) by means of rebonding at the time of review. The loss of the retained tooth had a significant effect on the retention of RBFDPs with posterior RBFDPs lower than anterior (p = 0.020). The 5-, 10-, and 15-year cumulative probability of surviving was 0.96, 0.88 and 0.83, respectively. Conclusions: 21 two-unit RBFDPs were observed to have a success, retention and survival rate of 84.4 percent, 88.7 percent and 80.0 percent, respectively, with a mean service life of 8.4 years. Clinical Significance: Based on the clinical results, two-unit RBFDP are shown to be a promising and durable prosthesis over the long-term. The posterior prostheses, particularly in the lower arch appeared to have a higher failure rate, and improved design features should be considered.</p>	10.1096/j.jdent.2014.02.004	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24161753/	2014	Journal of Dentistry	Q1	131	3005712	Estudio clínico	Resin-bonded fixed partial denture Resin-bonded bridges Cantilever prosthesis Retention Success Survival

Anexo 2. Matriz de la herramienta ROBINS-I

Sesgo por confusión	Sesgo en selección de participantes	Sesgo en clasificación de intervención	Sesgo por desviaciones de intervención	Sesgo por datos faltantes	Sesgo en medición de desenlace	Sesgo en selección de desenlaces reportados	Juicio General
Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado

R O B I N S - I	Bajo	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado
	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado
	Moderado							
	Bajo	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado
	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Moderado

Anexo 3. Matriz de la herramienta ROBINS-I con justificación por sesgo

Título	Autores	Sesgo por confusión	Sesgo en selección de participantes	Sesgo en clasificación de intervención	Sesgo por desviaciones de intervención	Sesgo por datos faltantes	Sesgo en medición de desenlaces reportados	Sesgo en selección de desenlaces reportados	Juicio General
Ten-year outcome of zirconia ceramic castilever resin-bonded fixed dental prostheses and the influence of the reasons for missing incisors	Matthias Kern, Nicole Pustis, Martin Sasse, Christine Yasuji	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Clinical evaluation of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses	Aristidis A Galatzatos, Dimitris Bergou	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Clinical survival of anterior metal-ceramic and all-ceramic castilever resin-bonded fixed dental prostheses over a period of 60 months	Samah Sakr, Abeer El-Filli, Mouna Abou-Mydes, Mohamed Ghazy, Mervu Ozcan	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Zirconia-Based Anterior Resin-Bonded Single-Retainer Castilever Fixed Dental Prostheses: A 15-to-64-Month Follow-Up	Andreas Klink, Fabian Häting	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Fifteen-year survival of anterior all-ceramic castilever resin-bonded fixed dental prostheses	Matthias Kern	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Survival of anterior castilevered all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic	Martin Sasse, Matthias Kern	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: Long-term outcomes in the esthetic zone	Matthias Kern, Rainier Gilsner	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Randomized clinical trial on single retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: influence of the bonding system after up to 55 months	Martin Sasse, Stephan Eschbach, Matthias Kern	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado
Longevity of resin-bonded fixed partial dental prostheses made with metal alloys	Noomi Tanoue	Moderado	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado
Clinical survival of indirect, anterior 3-unit surface-retained fibre-reinforced composite fixed dental prostheses: Up to 15-year follow-up	Oral Kumbuloglu, Mutlu Özcan	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado
Long-term clinical evaluation of 211 two-unit castilever resin-bonded fixed partial dentures	Botelho MG, Ms X, Cheung GJK, Lam RKS, Tsui MTC, Lam WYH	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Moderado

Clinical survival of indirect, anterior 3-unit surface-retained fibre-reinforced composite fixed dental prosthesis: Up to 7.5-years follow-up	Oval Kumbulegla I, Mulu Özcan	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado
Long-term clinical evaluation of 211 two-unit castlivered resin-bonded fixed partial dentures.	Botelho MG, Mx X, Cheung GK, Low RKS, Tai MTC, Lam WYH	Moderado	Moderado	Bajo	Bajo	Bajo	Moderado	Bajo	Moderado
Retrospective clinical study of single-retainer cantilever anterior and posterior glass-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses at a mean follow-up of 6 years	Irena Sailer, Tom Bonani, Urs Brodbeck, Christoph Hans Franz Himmler	Moderado							
CAD/CAM single retainer zirconia-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: clinical outcome after 5 years	M Sasse, M Korn	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado

El artículo menciona que los pacientes fueron seleccionados en base a ciertos criterios, pero no se describe completamente si hubo sesgo en la inclusión o exclusión de participantes, ni si esta selección estuvo relacionada.

El estudio es retrospectivo y no proporciona detalles específicos sobre cómo se controlaron los factores de confusión, como la salud bucal previa de los pacientes o el manejo de otras variables que podrían afectar los resultados.

Al ser un estudio retrospectivo, existe el riesgo de que factores de confusión no hayan sido controlados adecuadamente.

El estudio es retrospectivo, lo que limita la capacidad de controlar completamente los factores de confusión. Aunque se describe un seguimiento de 5 años, no se proporciona información detallada sobre cómo se controlaron variables como la salud general, el comportamiento del paciente, etc.

El artículo parece informar de manera completa sobre la supervivencia clínica de las prótesis. No se mencionan si se omitieron otros resultados o si se seleccionaron solo los más favorables. Sin embargo, podría haber alguna tendencia a reportar solo resultados positivos.

El estudio no indica si hubo selección de resultados favorables o si se omitieron datos. La falta de información sobre la selección de los resultados puede sugerir que los resultados fueron presentados de manera imparcial, pero esto no se especifica.

El estudio parece informar de todos los resultados relevantes, pero como se trata de un estudio retrospectivo, podría haber una tendencia a reportar solo aquellos resultados que son positivos para la intervención, mientras que otros resultados menos favorables podrían haber sido omitidos.

No hay indicios de que los resultados se hayan seleccionado de manera sesgada, pero el informe no detalla cómo se eligieron o analizaron los resultados. La falta de información completa podría generar un sesgo potencial si se omiten resultados negativos.

A pesar de que la clasificación de las intervenciones y la medición de los resultados fueron consistentes, la falta de aleatorización y los datos faltantes introducen un riesgo moderado de sesgo.

Tiene algunas áreas de incertidumbre, como el manejo de la confusión y los datos faltantes.

El estudio tiene varios puntos positivos, el diseño retrospectivo introduce algunas incertidumbres que podrían afectar la precisión de los resultados.

El estudio tiene un riesgo moderado debido a la falta de aleatorización, la posible confusión no controlada, y los datos faltantes.