



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

“Aleaciones metálicas en prótesis parcial removible”

Trabajo de titulación para optar el título de Odontólogo

Autor:

Luis Fernando Tiñe Ayala

Tutor:

Dr. Cristian Roberto Sigcho Romero

Riobamba, Ecuador. 2024

DERECHOS DE AUTORÍA

Yo, Luis Fernando Tiñe Ayala, con cédula de ciudadanía 100385677-8, autor del trabajo de investigación titulado: "Aleaciones metálicas en prótesis parcial removible", certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mi 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, 28 de mayo del 2024.



Luis Fernando Tiñe Ayala

C.I: 0503805533

DICTAMEN FAVORABLE DEL TUTOR Y MIEMBROS DE TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado del trabajo de investigación “Aleaciones metálicas en prótesis parcial removible” por **Luis Fernando Tiñe Ayala**, con cédula de identidad número **0503805533**, emitimos el DICTAMEN FAVORABLE, conducente a la APROBACIÓN de la titulación. Certificamos haber revisado y evaluado el trabajo de investigación y cumplida la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 28 de mayo del 2024.

Dr. Christian Andrés Cabezas Abad
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

Dr. Manuel Alejandro León Velastegui
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

Dr. Cristian Roberto Sigcho Romero
TUTOR

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación: "**Aleaciones metálicas en prótesis parcial removible**", presentado por **Luis Fernando Tiñe Ayala**, con cédula de identidad número **0503805533**, bajo la tutoría del Dr. Cristian Roberto Sigcho Romero; 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 28 de mayo del 2024.

Dr. Christian Andrés Cabezas Abad
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

Dr. Manuel Alejandro León Velastegui
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

Dr. Raciél Jorge Sánchez Sánchez
PRESENTE DEL TRIBUNAL



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
COMISIÓN DE INVESTIGACIÓN Y DESARROLLO CID
Ext. 1133

Riobamba 07 de mayo del 2024
Oficio N°060-2023-2S-TURNITIN-CID-2024

Dr. Carlos Alberto Albán Hurtado
DIRECTOR CARRERA DE ODONTOLOGÍA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
UNACH
Presente.-

Estimado Profesor:

Luego de expresarle un cordial saludo, en atención al pedido realizado por el **Dr. Cristian Roberto Sigcho Romero**, docente tutor de la carrera que dignamente usted dirige, para que en correspondencia con lo indicado por el señor Decano mediante Oficio N° 0542-FCS-ACADÉMICO-UNACH-2024, realice validación del porcentaje de similitud de coincidencias presentes en el trabajo de investigación con fines de titulación que se detalla a continuación; tengo a bien remitir el resultado obtenido a través del empleo del programa TURNITIN, lo cual comunico para la continuidad al trámite correspondiente.

No	Documento número	Título del trabajo	Nombres y apellidos del estudiante	% TURNITIN verificado	Validación	
					Si	No
1	0542-D-FCS-25-04-2024	Aleaciones metálicas en prótesis parcial removible	Luis Fernando Tiñe Ayala	8	x	

Atentamente,



Firmado electrónicamente por:
FRANCISCO JAVIER
USTÁRIZ FAJARDO

PhD. Francisco Javier Ustáriz Fajardo
Delegado Programa TURNITIN- FCS / UNACH
C/c Dr. Vinicio Moreno – Decano FCS

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de investigación a mi madre, Victoria Ayala por mostrarme el camino correcto y a pesar de mis múltiples errores jamás haber perdido la confianza y la fe en mí, por el trabajo y esfuerzo que mostró cada día para que no me falte ningún material universitario y ayudarme a cumplir una meta más en mi vida. A mi padre, Luis Wilson Tiñe por siempre permanecer a mi lado y apoyar a mi madre en la crianza de mis hermanos menores, a mi hermano Carlos Tiñe porque a pesar de ser tres años menor que yo, es el hermano mayor que siempre quise, a mis hermanos por darme un motivo más para levantarme cada día a forjar un camino que ellos puedan seguir y sobre todo a Dios que estuvo en cada etapa de mi carrera universitaria, en especial en aquellos momentos de dificultad brindándome la fuerza necesaria para seguir adelante.

AGRADECIMIENTO

Quiero agradecer en primer lugar a Dios, por darme la fortaleza y sabiduría necesaria para realizar el presente trabajo de investigación.

A la universidad nacional de Chimborazo, y a cada uno de los docentes por impartir los conocimientos necesarios para poder obtener una profesión tan hermosa como es odontología, al doctor Cristian Sigcho, por su apoyo en la realización de este trabajo a mis padres por su amor incondicional y haberme dado el apoyo necesario para completar mis estudios, a mi novia Nancy Quingatuña por estar a mi lado en este proceso, les agradezco de todo corazón.

ÍNDICE GENERAL

CAPÍTULO I.....	14
1. INTRODUCCIÓN.....	14
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	16
1.2 JUSTIFICACIÓN.....	18
1.3 OBJETIVOS.....	19
1.3.1 Objetivo General.....	19
1.3.2 Objetivos Específicos.....	19
CAPÍTULO II.....	20
2. MARCO TEÓRICO.....	20
2.1 Metales.....	20
2.1.1 Propiedades físicas de los metales.....	20
2.1.2 Metales utilizados para conformación de aleaciones.....	21
2.1.3 Aleaciones metálicas.....	23
2.1.4 Clasificación de las aleaciones en odontología.....	24
2.1.5 Requisitos para elegir las aleaciones dentales.....	26
2.2 Prótesis parcial removible.....	26
2.2.1 Elementos de la prótesis removible.....	26
2.2.2 Principios biomecánicos de la prótesis removible.....	27
2.2.3 Indicaciones.....	28
2.2.4 Contraindicaciones.....	28
2.3 CAD-CAM en prótesis parcial removible.....	28
2.3.1 PEEK como estructura de prótesis parcial removible.....	29
2.3.2 Otros componentes para las estructuras de prótesis parcial removible.....	30
CAPÍTULO III.....	33
3. METODOLOGÍA.....	33
3.1. Tipo de investigación.....	33
3.2. Diseño de la investigación.....	33
3.2.1 Descriptiva.....	33
3.2.2 Bibliográfica.....	33
3.3. Población.....	33
3.4 Muestra.....	34
3.5 Criterios de Inclusión y Exclusión.....	34

3.5.1. Criterios de inclusión:	34
3.5.2 Criterios de exclusión:	34
CAPÍTULO IV	39
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	39
4.1. Resultados de la valoración de artículos.....	39
4.1.1. Número de publicaciones por año	39
4.1.2. Número de publicaciones por ACC (Average Count Citation) y año de publicación.....	40
4.1.3. Número de artículos por factor de impacto (SJR) y promedio de ACC (Average Count Citation).....	41
4.1.4. Porcentaje de artículos por cuartil	42
4.1.5. Porcentaje de artículos por Base de datos.....	43
4.1.7. Frecuencia de artículos por año y base de datos.....	45
4.1.8. Artículos científicos según la base de datos	46
CAPÍTULO IV	48
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	48
4.1 Aleaciones más utilizadas en Prótesis Parcial Removible.....	48
4.1.1 Aleaciones de Metal Base.....	48
4.1.2 Aleaciones Cobalto Cromo (Co-Cr)	49
4.1.4 Historia de las aleaciones Co-Cr.....	50
4.1.5 Propiedades de las aleaciones Co-Cr.....	52
4.1.6 Propiedades mecánicas de las aleaciones Co-Cr	54
4.2 Prótesis parcial removible metálica en la era digital	56
4.2.1 Procedimiento para la realización una prótesis parcial removible metálica digital....	57
4.2.2 Ventajas de la prótesis parcial removible metálica digital	64
4.2.3 Desventajas de la prótesis parcial removible metálica digital	65
4.3 Discusión	66
CAPITULO V.....	68
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	68
5.1 Conclusiones.....	68
5.2 Recomendaciones	69
6. BIBLIOGRAFÍA	70

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Términos de búsqueda y extracción de utilización en las bases de datos.....	37
Tabla 2. Metodología con escala y algoritmo de búsqueda.....	38
Tabla 3. Composición elemental de aleaciones comerciales representativas utilizadas para la fabricación de prótesis parcial removible.....	52

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Número de publicaciones por año	39
Gráfico 2. Número de publicaciones por ACC (Average Count Citation) y año de publicación.....	40
Gráfico 3. Número de artículos por factor de impacto (SJR) y promedio de ACC (Average Count Citation)	41
Gráfico 4. Porcentaje de artículos por cuartil	42
Gráfico 5. Porcentaje de artículos por Base de datos	43
Gráfico 6. Número de artículos por área y cuartil.	44
Gráfico 7. Frecuencia de artículos por año y base de datos	45
Gráfico 8. Artículos científicos según la base de datos	46
Gráfico 9. Lugar de procedencia de los artículos científicos	47
Gráfico 10. Modelos virtuales escaneados por un escáner 3D extraoral.....	58
Gráfico 11. Determinación virtual del camino de inserción de un PRD utilizando el software de puntos CAD 3Shape.....	59
Gráfico 12. Bloqueo virtual de socavaduras no deseadas utilizando el software de puntos CAD 3Shape	59
Gráfico 13. Construcción virtual de la malla en la zona edéntula utilizando el software de puntos CAD 3Shape	60
Gráfico 14. Construcción virtual de los principales conectores y apoyos utilizando el software de puntos CAD 3Shape.....	60
Gráfico 15. Construcción virtual de los brazos del gancho utilizando el software de puntos CAD 3Shape	61
Gráfico 16. Ajuste virtual del espesor de la estructura mediante el software de puntos CAD 3Shape.	61
Gráfico 17. Dibujo virtual de la línea de meta mediante el software de puntos CAD 3Shape.	61
Gráfico 18. Diseño virtual finalizado utilizando el software de puntos CAD 3Shape	62
Gráfico 19. Gráfico de los soportes necesarios para una sinterización láser exitosa de la prótesis.....	62
Gráfico 20. Prótesis dental parcial removible sinterizada con láser en la boca de un paciente.....	63

RESUMEN

El objetivo de esta investigación fue analizar los tipos de aleaciones metálicas utilizadas en las prótesis parciales removibles, además de conocer sus propiedades y su uso en la era digital. Se recolectaron 90 artículos, de los cuales se seleccionaron aquellos con un conteo promedio de citas, además del factor de impacto Scimago Journal Ranking, donde finalmente se obtuvo un número de 70 artículos científicos para la revisión sistemática. Después de revisar la literatura, se encontró que las aleaciones de metales base cobalto-cromo (Co-Cr) son las aleaciones más utilizadas para fabricar la estructura metálica de las prótesis dentales parciales removibles. El creciente interés mundial por el uso de aleaciones de Co-Cr está relacionado con su bajo costo y adecuadas propiedades físico-mecánicas como la resistencia a la corrosión, la capacidad de absorber tensiones, la resistencia a la tracción y su adecuada biocompatibilidad con los tejidos. Recientemente, las técnicas digitales han revolucionado la producción de prótesis parciales removibles. A pesar del elevado precio, el uso de estas tecnologías beneficiaría más la fabricación de estructuras metálicas, sustituyendo pasos de laboratorio y reduciendo así el tiempo de preparación. Se concluye que las aleaciones de metales base (Co-Cr) son las más utilizadas para fabricar estructuras de PPR debido a sus propiedades como resistencia a la tracción y absorción de tensiones. El uso de tecnologías de última generación como CAD-CAM mejora la precisión en la fabricación de prótesis parciales removibles con aleaciones metálicas.

Descriptores: aleaciones metálicas, prótesis parcial removible, metales nobles en odontología, aleaciones metálicas, prótesis parcial.

ABSTRACT

The objective of this research was to analyze the types of metal alloys used in removable partial prostheses, in addition to recognizing their properties and their use in the digital era. 90 articles were collected, of which those with an average citation count were selected, in addition to the Scimago Journal Ranking impact factor, where finally a number of 70 scientific articles were obtained for the systematic review. After reviewing the literature, it was found that cobalt-chromium base metal alloys (Co-Cr) are the most used alloys for making the metal structure of removable partial dentures. The growing global interest in using Co-Cr alloys is related to their low cost and adequate physical-mechanical properties such as corrosion resistance, the ability to absorb stress, tensile strength and their adequate biocompatibility with tissues. Recently, digital techniques have revolutionized the production of removable partial dentures. Despite the high price, the use of these technologies would benefit the manufacturing of metal structures more, replacing laboratory steps and thus reducing preparation time. It is concluded that base metal alloys (Co-Cr) are the most used to make PPR structures due to their properties such as tensile strength and stress absorption. The use of cutting-edge technologies such as CAD-CAM improves the precision of the manufacturing of removable partial dentures with metal alloys.

Descriptors: metal alloys, removable partial dentures, noble metals in dentistry, metal alloys, partial dentures.



Firmado electrónicamente por:
ALISON TAMARA
VARELA PUENTE

Reviewed by: Alison Tamara Varela Puente

ID: 0606093904

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

Alrededor del mundo, algunas personas se enfrentan a la pérdida de dientes en un momento determinado de la vida. Aunque las estrategias de prevención bucal han logrado resultados significativos en el mantenimiento de los dientes, las caries y la periodontitis siguen siendo comunes y pueden provocar la pérdida de dientes.(1). En cuanto al tratamiento de pacientes que sufren pérdida de dientes severa, las prótesis parciales removibles son el tratamiento estándar en la mayoría de los países(1). Sin embargo, este tipo de tratamiento se acompaña de un mayor riesgo de caries, deterioro estético y carga desfavorable sobre los tejidos que soportan la dentadura y los dientes pilares(2,3).

La estructura metálica de una prótesis parcial removible consta de elementos rígidos y flexibles que, actuando en conjunto, deben proporcionar una adecuada retención y estabilidad a la prótesis y dientes de soporte durante el uso por parte del paciente(4). La estabilización de la prótesis está directamente relacionada con los componentes rígidos, que también son responsables de obtener un equilibrio biomecánico, ya que evitan la incidencia de fuerzas laterales sobre los dientes de apoyo(4). Así, el diseño de la estructura metálica y su composición son aspectos fundamentales relacionados con las propiedades mecánicas de las aleaciones y, en consecuencia, con su desempeño clínico(3,5).

Actualmente, las aleaciones de cobalto-cromo se utilizan en la mayoría de las prótesis dentales parciales removibles debido a su bajo costo en comparación con las aleaciones de metales preciosos (6), su alta resistencia a la corrosión y sus propiedades mecánicas superiores en comparación con las aleaciones de metales preciosos con oro(7).

Las aleaciones de metales básicos, incluidas las aleaciones de níquel-cromo (Ni-Cr) y cobalto-cromo (Cr-Co), se han utilizado para prótesis dentales como alternativa a los metales preciosos debido al fuerte aumento del precio del oro en la década de 1970(8). Aunque las aleaciones de Ni-Cr tienen excelentes propiedades mecánicas, la preocupación por su

biocompatibilidad ha convertido a las aleaciones de Co-Cr en el material de estructura más popular para prótesis parciales removibles. Las aleaciones de Co-Cr ofrecen alta resistencia y excelente resistencia al desgaste ya la corrosión; sin embargo, su microestructura puede verse alterada durante el proceso de fabricación, afectando las propiedades mecánicas de la prótesis definitiva(9,10).

Muchos materiales de restauración se han utilizado en odontología y han evolucionado con el tiempo. Los metales se han utilizado en odontología restauradora y protésica, pero no cumplen con las propiedades requeridas para su uso por sí solos, entonces se combinan para formar aleaciones metálicas. Las aleaciones mejoran las propiedades de los metales al combinarse y ofrecen una opción económica con excelentes propiedades para su uso, junto con una nueva apariencia para los metales preciosos. Por ello, es necesario realizar este proyecto de investigación con el fin de recopilar la información necesaria para hacer un uso completo de estas aleaciones y conocer sus categorías e indicaciones(10,11).

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la práctica clínica, las prótesis dentales removibles se han utilizado para la rehabilitación oral, y son fundamentales para que los pacientes mejoren y mantengan su calidad de vida. Sin embargo, estas prótesis necesarias para la vida diaria a menudo se vuelven inutilizables debido a la deformación o fractura, y los pacientes quedan en desventaja. Se informó que las razones de estas complicaciones incluyen el uso inadecuado por parte de los usuarios, accidentes como caídas o golpes, y resistencia insuficiente, por lo que se considera al momento de sugerir como tratamiento una prótesis parcial removible al paciente que sea compuesta por aleaciones de metal (10).

Un estudio realizado por Wei-Fang et al (9). En la Universidad Médica de Taipei en la ciudad de Taiwán en China, acerca del efecto del tratamiento térmico sobre la microestructura y las propiedades mecánicas de las prótesis parciales removibles de cromo-cobalto (Cr-Co) fabricadas mediante fusión selectiva por láser (12). Informa que el grupo de fusión selectiva por láser seguido de tratamiento térmico exhibió las mayores fuerzas de elongación y retención en comparación con los grupos de fundición, por lo que aumentaron las propiedades mecánicas de las aleaciones de Co-Cr. El tratamiento térmico de postprocesamiento mejoró aún más la ductilidad a la tracción. Por lo que en este estudio se sugiere que la fusión selectiva por láser seguido de tratamiento térmico es una estrategia eficiente para fabricar las estructuras de las prótesis parciales removibles.

Un estudio realizado por Larissa (13) en Brasil, acerca de las propiedades mecánicas y superficiales de la aleación de cobalto-cromo impresa en diferentes ángulos para la fabricación de estructuras metálicas para Prótesis Parcial Removible (14), donde se informa que para la fabricación de una estructura metálica de Prótesis Parcial Removible por fabricación aditiva (MA), se sinteriza capa a capa la aleación de cromo-cobalto (CoCr) hasta el producto final. Las diferentes angulaciones de los componentes presentes en las infraestructuras podrían, en teoría, provocar cambios en sus propiedades mecánicas y superficiales. Los resultados de esta investigación señalaron que el ángulo de construcción

influyó en las propiedades de la superficie de la aleación de Co-Cr producida por fabricación aditiva pero no influyeron en la rugosidad del material.

En Guatemala, un estudio realizado por Melendez(15), acerca del estado del esqueleto metálico de las prótesis parciales removibles de cobalto-cromo revaluadas en la Facultad de odontología de la Universidad de San Carlos(16). En esta investigación se recolectó la información de 252 fichas de revaluación de prótesis parciales removibles, de ellas se obtuvo una muestra representativa de 70(16). Se ingresaron los datos a una tabla de recolección y se analizó la información obteniendo los siguientes resultados: De los pacientes revaluados el 77.14% pertenece al sexo femenino. El 75.71% de las prótesis restauran el maxilar inferior (16). Los conectores mayores más frecuentes fueron la placa lingual con un 48.57% seguido de la barra lingual con un 24.28%. Los brazos son los componentes del esqueleto metálico que presentan con mayor frecuencia desadaptación (16). El 48.57% de los esqueletos metálicos de las prótesis parciales removibles de cromo-cobalto que fueron revaluadas durante los años 2012 a 2015 reportaron un estado bueno según la clasificación utilizada en la ficha de revaluación de prótesis parcial removible de cobalto- cromo (16).

1.2 JUSTIFICACIÓN

Las aleaciones de metales base se han utilizado durante más de 60 años para colar estructuras de prótesis parciales removibles. Entre otros elementos, estas aleaciones contienen principalmente níquel, cromo y cobalto, y se pueden dividir en aleaciones que contienen níquel y aleaciones sin níquel. Debido al peligro potencial de biocompatibilidad creado por estos y otros elementos que se encuentran en las aleaciones, este grupo de materiales ha sido objeto de un escrutinio cada vez mayor en la literatura.

Las aleaciones metálicas en prótesis parcial removible son muy utilizadas en la práctica odontológica, en especial en rehabilitación oral, por tal motivo fue necesaria la realización del tema planteado, para identificar, analizar, y relacionar los diferentes tipos de aleaciones metálicas que se utilizan en PPR, cada una ofreciendo diferencias entre el costo-beneficio con el fin de mejorar sus características(11).

La falta de conocimiento de las diferentes aleaciones metálicas utilizadas en PPR, puede ser la causal de fracasos en la implementación de un tratamiento protésico, pudiendo producir alteraciones en la mucosa dental y en piezas dentales. Debido a que por el desconocimiento de las aleaciones disponibles se puede perder de vista otros métodos que podrían mejorar el tratamiento(17).

La presente investigación se enfocó en la recolección de información verídica y relevante, en relación con el tema planteado, la cual se recopiló de diversos artículos y estudios sobre el tema, buscando generar conciencia al momento de seleccionar los materiales para una PPR en especial con las aleaciones metálicas, además de servir de guía al momento de identificar un problema de edentulismo parcial y a su vez la elección de la aleación a utilizar(13,18).

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General

Analizar los tipos de aleaciones metálicas utilizadas en prótesis parcial removible

1.3.2 Objetivos Específicos

- Identificar las principales aleaciones utilizadas en prótesis parcial removible.
- Analizar las propiedades mecánicas de las aleaciones metálicas utilizadas en prótesis parcial removible.
- Revisar la utilización de las aleaciones metálicas en la era de la odontología digital para el tratamiento con prótesis parcial removible.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Metales

Los metales provienen de ciertos tipos de minerales, los cuales se encuentran en la naturaleza, son considerados elementos químicos, que como su principal característica es la dureza que presentan con excepción del mercurio que se lo encuentra en estado líquido(19), los elementos metálicos se pueden combinar entre si con otros compuestos para formar otros elementos(19). A la unión de un elemento metálico con otro o a su vez con ciertos elementos no metálicos se denominan aleaciones(12,14,19).

2.1.1 Propiedades físicas de los metales

Color: los colores más comunes son gris azul y plomo, sin embargo, existe también color plata, el oro es amarillo y el cobre rojizo(19).

- Densidad: son los elementos más pesados, el de mayor densidad es el osmio, etc(19).
- Punto de fusión: los elementos metálicos tienen un punto de fusión constante, mientras que las aleaciones tienen un intervalo de fusión ya que su pureza no es total, son mezclas de varios metales con distinto punto de fusión(19).
- Maleabilidad: capacidad de deformación ante fuerzas de presión(20).

2.1.2 Metales utilizados para conformación de aleaciones

2.1.2.1 Metales nobles

La tabla periódica presenta 8 metales preciosos de los cuales la plata (Ag) no se utiliza en la boca debido a su reactividad y por tanto no se considera un metal precioso(19). Los metales preciosos se han utilizado para incrustaciones, puentes dentales, etc., debido a su resistencia y durabilidad frente a la corrosión, los más utilizados son el 3, el oro, el paladio y el platino(19).

Oro: Es el más dúctil y maleable de todos los metales. La principal contribución del oro a la aleación es aumentar su resistencia al deslustre y la corrosión(19). Junto con el cobre permite el tratamiento térmico de endurecimiento y ablandamiento(19,20).

Platino: Se encuentra en la tierra, en los cimientos de los llamados países antiguos. Es un metal blanco con excelentes propiedades de ductilidad y maleabilidad (21): láminas delgadas y formas de hilo. Posee además alta resistencia a la pigmentación y corrosión(19–21).

Paladio: muy semejante a la plata, posee color blanco y tiene la característica especial de absorber(19), tiene alta resistencia a la coloración y a la corrosión y reduce el valor de densidad de la aleación(19,20).

Iridio: Es el elemento más resistente a la corrosión y a los ácidos, incluso al agua regia. En algunas aleaciones aumenta la dureza y dureza(19). Se emplea en pequeñas cantidades en las aleaciones dentales a modo de refinador(19,20).

Osmio: Este es el elemento más raro y difícil del grupo. No se puede mecanizar por falta de ductilidad(19), de tal forma que las aleaciones deben ser coladas o sinterizadas, para luego, por el proceso de desgaste, darles la forma requerida(19,20).

Rutenio: Tiene alta resistencia a la corrosión. Endurecedor para aleaciones de platino y paladio(19).

2.1.2.2 Metales base

Cobalto: Un elemento de color blanco plateado con propiedades metálicas, utilizado principalmente en la producción de aleaciones. Baja resistencia y baja ductilidad a temperatura ambiente(19).

Níquel: elemento metálico magnético, de aspecto blanco plateado, utilizado principalmente en aleaciones(19). Es un metal duro, maleable y dúctil, con un fuerte brillo, alta resistencia a la corrosión, muy fácil de pulir y se considera un material fotosensible(19).

Cromo: Un elemento metálico gris que aporta un fuerte brillo. Se utiliza principalmente en la producción de aleaciones de hierro, níquel y cobalto. La adición de cromo mejora la dureza y la resistencia a la corrosión(19).

Plata: metal blanco, puro, tenaz, muy dúctil y maleable, es el mejor conductor del calor y la electricidad, modifica el color de la aleación(19). La plata tiene poco efecto sobre la resistencia de las aleaciones dentales, pero cuando se combina con paladio, aumenta un poco la ductilidad(19).

Cobre: Un metal rojo, dúctil, maleable y fuerte. Es el metal que mejor conduce el calor y la electricidad después de la plata(19).

Zinc: Se añade zinc a las aleaciones de fundición para eliminar los óxidos. Su única propiedad beneficiosa es su capacidad para reducir la oxidación durante el proceso de fundición(19).

Titanio: Tiene excelentes propiedades físicas como resistencia a la corrosión y biocompatibilidad, por lo que se utiliza en una amplia gama de campos(19), llenando todos los requerimientos de un material dental y puede ser usado en la fabricación de coronas, prótesis parciales fijas y prótesis parciales removibles(19).

2.1.3 Aleaciones metálicas

Las aleaciones preciosas tienen una larga historia de aplicaciones en odontología, en particular porque se pueden aprovechar sus propiedades para aplicaciones orales. Los metales representan uno de los principales grupos de materiales con aplicación para el tratamiento en el entorno oral junto con la cerámica y los polímeros. La mayoría de los metales están en forma de aleaciones y deben cumplir requisitos de biocompatibilidad además de propiedades físicas y mecánicas para su uso clínico(14,22).

Aunque los metales se utilizan en una variedad de aplicaciones dentales, el uso más común es para la restauración indirecta de dientes como incrustaciones, coronas o puentes. Las incrustaciones y onlays restauran la estructura interna de un diente de los efectos de la caries dental (cavidad) o fractura. Casi todas las restauraciones metálicas se fabrican completamente fuera de la boca sobre réplicas de los dientes. Otras aplicaciones de los metales preciosos en odontología han incluido su uso en aditamentos dentales, endodoncia, ortodoncia y prótesis removibles. Las aleaciones se han optimizado para estas aplicaciones a fin de mejorar propiedades específicas, como la colabilidad para un ajuste preciso de la restauración, la capacidad de pulido para limitar la adherencia de la placa dental y la resistencia a la flexión para restauraciones de mayor duración(14,22).

2.1.4 Clasificación de las aleaciones en odontología

Los metales generalmente se clasifican en ferrosos, como hierros y aceros, o categorías no ferrosas. Los metales no ferrosos incluyen metales básicos, metales nobles y metales ligeros. Los metales básicos se oxidan o corroen con facilidad e incluyen elementos como el zinc, el níquel, el cobalto o el plomo. Los metales nobles incluyen oro, platino, paladio e iridio, entre otros, y se caracterizan por su resistencia a la corrosión y al deslustre(19). Debido a su costo, los metales nobles a menudo se denominan "metales preciosos". Sin embargo, la plata también se considera un metal precioso debido a su costo, sin embargo, se caracteriza por una escasa resistencia a la corrosión y al deslustre y no está clasificada como una aleación noble(19,22).

Los metales ligeros, como el titanio, han gozado de un amplio uso en odontología, ya que se caracterizan por una baja densidad y una excelente biocompatibilidad. Casi todas las aplicaciones de metales para el entorno oral se encuentran en forma de mezclas metálicas o aleaciones que dan como resultado propiedades mejoradas sobre los materiales elementales. Por ejemplo, se observó un aumento de cuatro veces en la dureza y la resistencia a la tracción del oro mediante la introducción de un 10 % de cobre. El oro puro es demasiado blando, maleable y dúctil para la mayoría de las aplicaciones dentales(19). Tradicionalmente, la mayoría de las aleaciones dentales para colados contienen al menos un 70% o más de oro, platino y paladio(22,23).

Las aleaciones de oro dominaron el mercado dental hasta finales de la década de 1960 tras la desregulación de los precios del oro. A partir de ese momento, Se desarrollaron aleaciones con componentes alternativos que incluyen paladio, plata, cobre o platino para reducir el costo. Sin embargo, las propiedades mecánicas y físicas mejoradas, especialmente en lo que respecta a la corrosión y la biocompatibilidad, también han impulsado el desarrollo de nuevas aleaciones(22,24).

La Asociación Dental Americana ha definido una clasificación de las aleaciones dentales basada en el contenido de los constituyentes nobles. Esta clasificación fue actualizada en 2003 por el Consejo de Asuntos Científicos para incluir el titanio, un metal. Esta adición se justificó por el amplio uso del titanio en odontología, y comparte muchas propiedades y aplicaciones similares con las aleaciones nobles. Las aleaciones muy nobles han sido durante mucho tiempo el estándar más alto para las aplicaciones dentales(22,25).

Para usar la designación, estas aleaciones preciosas deben contener un contenido de oro de al menos el 40 % con un contenido global noble de al menos el 60 % para incluir platino, paladio, rodio, iridio, osmio o rutenio. Desde la introducción de la técnica de revestimiento a la cera perdida por Taggert en 1907(19), la mayor parte del uso de aleaciones preciosas en odontología ha sido en forma de colados. Las aleaciones de fundición se clasificaron además por sus propiedades mecánicas en tipo I, II, III y IV(22,26).

2.1.4.1 Aleaciones tipo I y II

Las aleaciones de tipo I y II se utilizan para coronas e incrustaciones que presenten bajo estrés y mínima fuerza oclusal, ofrecen una resistencia limitada a las fuerzas intraorales que conducen a la deformación o pérdida causada por los mecanismos de desgaste con el tiempo. Sin embargo, estas aleaciones son lo suficientemente dúctiles para permitir que los márgenes de la restauración se pulan contra la estructura del diente, reduciendo el tamaño del espacio marginal para un mejor ajuste(22,26).

2.1.4.2 Las aleaciones de tipo III y IV

Estas aleaciones pueden ser utilizadas para el tratamiento de restauración de varios dientes como puentes o prótesis parcial removibles, estas presentan gran resistencia al alto estrés ya que pueden trabajar bajo una gran fuerza ya que poseen alta rigidez, generalmente se endurecen mediante la adición de refinadores de grano con tratamientos térmicos. Las

aleaciones de tipo III se pueden bruñir mediante ablandamiento por calor después de un remojo a 700 °C durante 10 a 15 minutos, seguido de un enfriamiento rápido (22,26).

2.1.5 Requisitos para elegir las aleaciones dentales

La selección de una aleación preciosa para aplicaciones dentales depende de varios factores. Sin embargo, el uso previsto dentro del entorno en vivo define los requisitos específicos necesarios de la aleación, tales como resistencia a la fatiga mecánica y térmica, resistencia a la corrosión(19), resistencia al desgaste, resistencia a la fractura y biocompatibilidad favorable. Por lo tanto, la selección de la aleación influye en los resultados clínicos que conducen a la salud gingival, la susceptibilidad a la caries recurrente (22,26).

2.2 Prótesis parcial removible

Está indicada para reemplazar uno o más piezas dentales, de una arcada dentaria, por lo cual esta puede ser retirada e insertada por el propio paciente. La PPR está compuesta por una estructura metálica la cual esta soportada por dientes artificiales, con la finalidad de reemplazar piezas dentales perdidas, y así restablecer las funciones de estas, como: masticación, fonética y prevención de inclinación de las piezas dentales vecinas a la zona edéntula(27).

2.2.1 Elementos de la prótesis removible

Los elementos que componen una PPR son: apoyos, retenedores, conector mayor, conectores menores y la extensión de la base(27,28).

Apoyos: son prolongaciones rígidas procedentes de la estructura metálica, con la finalidad de transmitir las fuerzas verticales de la masticación a lo largo del eje axial del apoyo dental donde se encuentra (27,28).

Retenedores: existen dos tipos de retenedores, directos e indirectos (27,28).

- Retenedores indirectos: son aquellos alejados de la prótesis generalmente ubicados como apoyos oclusales (27,28).
- Retenedores directos: encargados de la retención de la prótesis en sentido oclusal (27,28).

Conector mayor: es aquel elemento de la prótesis que se encarga de unir todos los elementos de una prótesis removible (27,28).

Conector menor: se encarga de distribuir las fuerzas que se producen en otros componentes, de esta manera se evitan su concentración en un solo punto (27,28).

2.2.2 Principios biomecánicos de la prótesis removible

Retención: son las fuerzas que se ejercen sobre la prótesis en sentido cervical a oclusal.

Estabilidad: fuerza que ejercida sobre la prótesis en sentido cervical.

Soporte: fuerza ejercida sobre la prótesis en sentido horizontal(29).

2.2.3 Indicaciones

Cuando existe espacios edéntulos anteriores mayores a 4 incisivos.

- Cuando existe varios espacios edéntulos o espacios edéntulos sin pilares distales.
- En pacientes a los que se le realizo una reciente extracción dental.
- En pacientes con higiene bucal aceptable y por factores económicos (27,28).

2.2.4 Contraindicaciones

- Pacientes con boca séptica
- Pacientes no colaboradores y con poca higiene oral
- Presencia de neoplasias malignas
- Inflamación en tejidos blandos
- Economía del paciente
- Alergia a los materiales que componen la prótesis (27,28).

2.3 CAD-CAM en prótesis parcial removible

Se espera que la demanda de tratamientos protésicos aumente en los países desarrollados debido al rápido envejecimiento de la sociedad, a mayores costos y la necesidad de procedimientos quirúrgicos para implantes dentales, las prótesis parciales removibles continúan siendo ampliamente proporcionadas como una opción de tratamiento para reemplazar los dientes perdidos(30).

Para las prótesis parciales removibles convencionales, la aleación de cobalto-cromo (Co-Cr) se ha utilizado tradicionalmente como material de estructura estándar debido a sus deseables propiedades mecánicas y estabilidad biológica. Sin embargo, uno de los problemas de esta aleación es el complicado proceso de fabricación de la estructura asociado a la alta temperatura de fundición(31). Durante la última década, la odontología digital basada en el diseño y la fabricación asistidos por computadora (CAD/CAM)(31) se ha vuelto cada vez más popular, y el flujo de trabajo para la fabricación de coronas y dentaduras postizas parciales fijas ha cambiado dramáticamente(15).

Recientemente, también se han introducido en varios estudios métodos de fabricación de prótesis removibles basados en CAD/CAM(30). Estos estudios informaron sobre el éxito en la aplicación de diversas técnicas digitales para la toma de impresiones, el registro de la mandíbula, la colocación de dientes artificiales y el diseño de la base de la dentadura postiza, y la fabricación de la base de la dentadura postiza y del diente artificial(30). Sin embargo, los flujos de trabajo analógicos convencionales todavía se utilizan con estas técnicas digitales y el flujo de trabajo digital no ha reemplazado completamente al flujo de trabajo analógico(32).

2.3.1 PEEK como estructura de prótesis parcial removable

Las tecnologías de diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora (CAD-CAM)(31) aplicadas a las dentaduras postizas parciales removibles brindan varias ventajas, incluido el diseño y la fabricación digitales de los componentes de la prótesis, así como el uso de materiales de estructura mecanizables recientemente desarrollados, incluida la polieteretercetona. PEEK es un polímero mecanizable de alto rendimiento y una alternativa prometedora a las estructuras de Co-Cr convencionales debido a su biocompatibilidad y propiedades físicas, mecánicas y químicas favorables. Las técnicas digitales se utilizan comúnmente en conjunto con procedimiento convencionales para realizar prótesis parcial removibles. Se ha intentado reemplazar completamente el flujo de

trabajo analógico por el digital, pero dicha técnica todavía depende de moldes físicos para el ensamblaje final de los componentes(15,32).

Un procedimiento de fabricación sin yeso, como el que se utiliza para las prótesis dentales completas digitales, puede mejorar los beneficios de los flujos de trabajo digitales aplicados a las PPR. La ausencia de yesos físicos debería mejorar la estandarización de los procedimientos y la protección ambiental al reducir el número de procedimientos clínicos y de laboratorio y evitar la manipulación y eliminación de los materiales correspondientes. Además, el tiempo de procesamiento se reduce porque no hay impresiones físicas ni modelos que procesar o transferir entre la clínica y el laboratorio dental(33).

2.3.2 Otros componentes para las estructuras de prótesis parcial removible

Recientemente, varios sistemas de software CAD comerciales, incluidos 3Shape Dental System y Exocad, están disponibles para el diseño 3D de estructuras de prótesis parcial removible (30). Una vez diseñado digitalmente, existen diferentes vías para la fabricación de la estructura. El flujo de trabajo digital típico incluye la obtención de un modelo digital de los tejidos duros y blandos de la boca. Esto se puede lograr directamente desde un escaneo digital intraoral o desde un escaneo digital en laboratorio de un modelo en positivo obtenido en yeso. En segundo lugar, se define la ruta de inserción y los cortes se codifican por colores según la profundidad. Posteriormente, los bloqueos virtuales se calculan automáticamente y se muestran en el modelo virtual. Se diseñan la rejilla de retención y el conector principal, seguidos de los apoyos y los cierres(34).

Una vez completado el diseño, el software exportará digitalmente la estructura diseñada en forma de archivo de estereolitografía (SLA). El archivo SLA se puede utilizar para la fabricación aditiva o sustractiva de la estructura de la prótesis. Dependiendo del proceso de fabricación, se puede realizar una prótesis definitiva directamente a partir del diseño digital o a partir de un producto intermedio en forma de patrón de eliminación de resina que

posteriormente se revestirá y moldeará. Estos nuevos flujos de trabajo digitales pueden ser beneficiosos en comparación con el proceso tradicional de encerado y revestimiento, donde la distorsión del patrón de cera y la distorsión del modelo refractario pueden conducir a modelos que no se ajustan bien(4).

Aunque la odontología ha tenido una asociación desde hace mucho tiempo con la fabricación sustractiva, como el fresado, la impresión 3D ha abierto nuevas posibilidades de fabricación que son imposibles con la fabricación sustractiva(35). Las técnicas de impresión 3D de fabricación aditiva incluyen SLA, proyección de luz digital (DLP), impresión por chorro, modelado por deposición fundida (FDM), y fusión selectiva por láser (SLM)(35). La tecnología SLA utiliza un láser ultravioleta (UV) para polimerizar materiales fotopolímeros en espesores de capa delgada que van desde 10 mm a 100 mm, dependiendo de la precisión requerida(35). Esta técnica se utiliza para crear una variedad de objetos, incluidos modelos dentales, modelos de cera de resina, estructuras de prótesis parciales de resina removibles, restauraciones temporales, bases de prótesis removibles, dientes de prótesis dentales y guías quirúrgicas(35,36).

La proyección de luz digital DLP tiene una precisión y un alcance similares de usos, pero es una tecnología mucho más rápida y puede polimerizar una capa completa en 1 pulso(35). Para garantizar una polimerización y biocompatibilidad completas, se utiliza una polimerización posterior a la impresión utilizando una fuente de luz UV de diodo emisor de luz tanto para DLP como para SLA(35). La impresión por chorro utiliza una serie de cabezales de impresión por chorro de resina que rocían chorros microscópicos de material de resina sobre una superficie. Construya una plataforma para crear cada capa incremental. Cada capa inyectada se polimeriza utilizando una fuente de luz ultravioleta(35).

Finalmente, SLM es una tecnología que utiliza un potente láser para fundir polvo metálico y fusionar las partículas de polvo en una capa sólida(35). Esta técnica se puede utilizar para imprimir titanio y aleaciones de cobalto-cromo (CoCr) para estructuras de prótesis parcial removible. Los laboratorios pueden utilizar estas técnicas aditivas para fabricar las diferentes prótesis(35). Recientemente, se ha demostrado que SLM produce estructuras clínicamente

aceptables. Además, se considera que estas estructuras de aleación de Co-Cr de SLM tienen mejores propiedades microestructurales y mecánicas que las estructuras de prótesis parcial removibles fundidas o fresadas. Estos flujos de trabajo de diseño y fabricación digitales en el laboratorio se pueden combinar con escaneos digitales definitivos en el lado clínico para un flujo de trabajo totalmente digital(7,36).

CAPÍTULO III

3. METODOLOGÍA

3.1. Tipo de investigación

El presente estudio se realizó de manera cualitativa, ya que se recopiló información importante sobre las aleaciones metálicas de las prótesis parciales removibles con el fin de comprender el comportamiento de las variables de estudio y sus diversas propiedades.

3.2. Diseño de la investigación

3.2.1 Descriptiva

El presente estudio es de tipo descriptivo, debido a que se analizaron las diferencias estructurales de las aleaciones metálicas utilizadas en prótesis parcial removible.

3.2.2 Bibliográfica

El estudio es bibliográfico porque se debe verificar información de diversas fuentes de investigación como libros, revistas, periódicos y publicaciones científicas para corroborar las variables de estudio y corroborar los resultados reportados en el estudio.

3.3. Población

Este estudio incluye investigaciones, publicaciones y otros estudios desarrollados en contextos nacionales e internacionales relacionados con las aleaciones metálicas utilizadas en prótesis parciales removibles. Para estos estudios se utilizan varios motores de búsqueda,

incluidos PudMed, Elsevier, LILACS, Google Scholar, Springer Link y repositorios institucionales.

3.4 Muestra

Según los criterios de inclusión, el número aproximado de estudios elegibles para el análisis mediante muestreo intencional no probabilístico es 90.

3.5 Criterios de Inclusión y Exclusión

3.5.1. Criterios de inclusión:

- Publicaciones con descriptores y palabras clave similares sobre este tema.
- Investigaciones a nivel de todo el mundo con mayor énfasis en nuestra Zona geográfica.
- Artículos científicos publicados en los últimos 10 años
- Investigaciones de revistas científicas
- Publicaciones provenientes de repositorios institucionales
- Estudios publicados en revistas utilizando el factor de impacto SJR
- Investigaciones con promedio de conteo de citas mayor a 1,5.

3.5.2 Criterios de exclusión:

- Investigaciones realizadas en animales
- Publicaciones que no sean acerca de las aleaciones metálicas en prótesis parcial removible.

3.6 Técnicas e instrumentos

Análisis documental: A través de esta guía de análisis de documentos, podrá obtener información relevante sobre aleaciones metálicas para prótesis parciales removibles.

Análisis de contenido: Esta tecnología permite analizar y resaltar información precisa sobre las aleaciones metálicas de las prótesis parciales removibles.

3.7 Análisis Estadístico

Este estudio se basó en una revisión bibliográfica de artículos científicos de salud y odontología publicados en revistas indexadas y recuperados de bases de datos como PubMed, Elsevier, Google Scholar, LILACS y Springer Link, así como información publicada durante los últimos 10 años (2012-2024), el mismo se organiza centrándose en la variable independiente (aleaciones de metal) y la variable dependiente (prótesis parcial removible).

3.8. Estrategia de Búsqueda

En este estudio, realizamos una revisión sistemática de la literatura utilizando métodos analíticos y observacionales. Esto se realizó con base en una investigación bibliográfica, recopilando información de diversas bases de datos científicas. Los artículos científicos se seleccionaron según los criterios de exclusión e inclusión de cumplir con un recuento promedio de citas de 1,5 o más (ACC). También se seleccionaron artículos de revistas científicas clasificadas según el factor de impacto de Scimago Journal Ranking (SJR)

3.9. Tipo de estudio

Estudio descriptivo: Este estudio analizó, determinó e identificó diferentes aleaciones metálicas en prótesis parciales removibles utilizando una herramienta de clasificación para recopilar y organizar información obtenida de la literatura científica. Por este motivo, los resultados pretenden definir variables.

Estudio transversal: Se investigó, revisó y verificó información sobre aleaciones metálicas para prótesis dentales parciales removibles mediante la recopilación de artículos científicos a intervalos de 10 años.

Estudio retrospectivo: Toda la información destacada sobre las aleaciones metálicas para prótesis parciales removibles se investigó mediante artículos científicos.

3.9.1. Métodos, procedimientos y población

Los artículos fueron seleccionados considerando los criterios de exclusión e inclusión y el recuento promedio de citas (ACC). Esto asegura el grado de relevancia académica del artículo. Para evaluar el factor de impacto de una revista se utiliza el Scimago Journal Rank (SJR) basado en la revista donde se publicó el artículo, esta se coloca en cuatro cuartiles, donde Q1 indica el valor más alto para la revista y Q4 indica el valor de posición más bajo. La excelencia y el impacto del artículo es parte fundamental a la hora de realizar una revisión de la literatura y su posterior análisis.

La encuesta preliminar arrojó un número de 4356 artículos, que, después de aplicar los criterios de inclusión y exclusión, resultó en una reducción de 937 artículos a 420 mediante el análisis de los resúmenes y la relevancia de los artículos con las palabras clave: aleación de metal, prótesis parciales removibles, metales preciosos en odontología. Con base en los criterios se seleccionaron 90 artículos, luego la selección se realizó con base en el recuento de citas, utilizando el ACC superior a 1,5, además del factor de impacto SJR, donde se obtuvieron 70 artículos.

3.9.2. Instrumentos

- Matriz para revisión bibliográfica
- Lista de cotejo

3.9.3. Selección de palabras clave o descriptores

Descriptores de búsqueda: se destacaron los términos: aleaciones metálicas, prótesis parcial removible, metales nobles en odontología, metal alloys, partial denture.

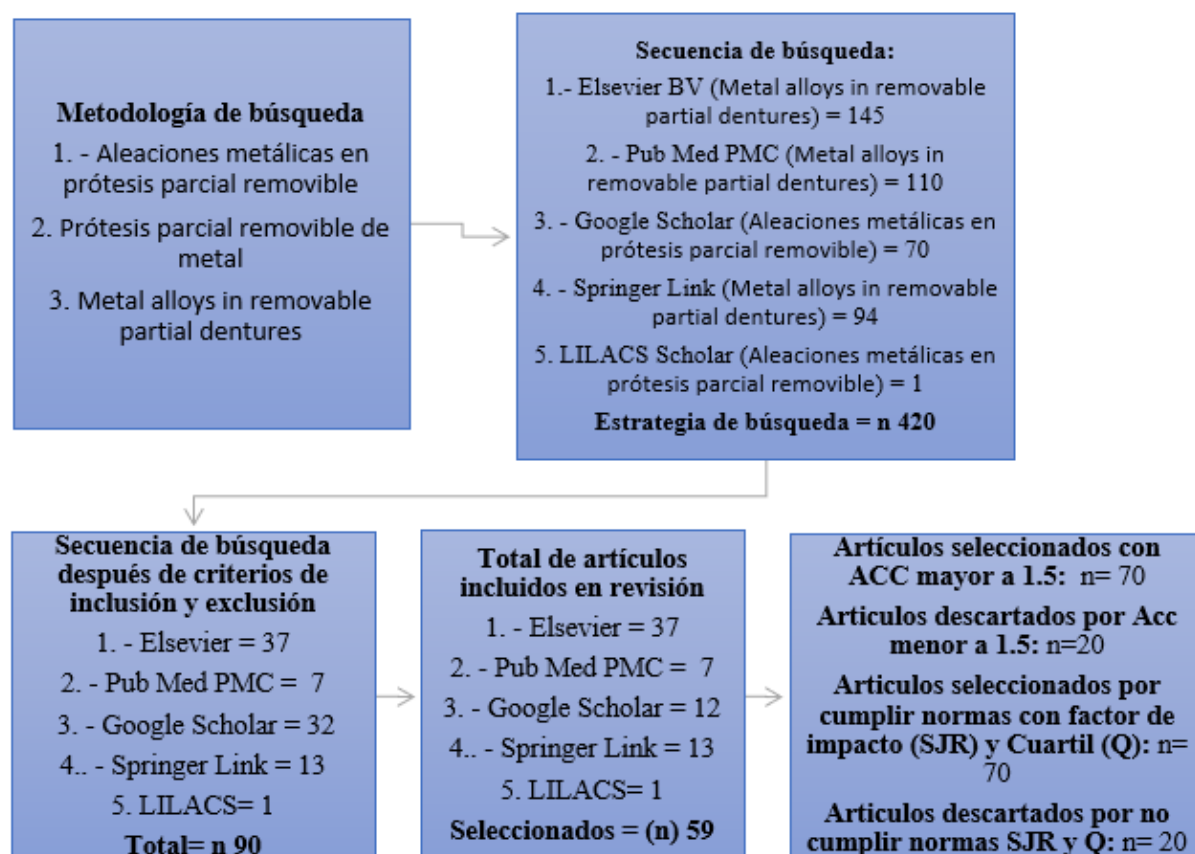
Al revisar la información se utilizan operadores lógicos: AND, IN, junto con palabras clave, que mediante su combinación se logró ampliar la búsqueda y así seleccionar artículos útiles para la investigación.

Tabla 1. Términos de búsqueda y extracción de utilización en las bases de datos.

FUENTE	ECUACIÓN DE BÚSQUEDA
Google Scholar	Aleaciones metálicas en prótesis parcial removible Prótesis parcial removible de metal
	Metal alloys in removable partial dentures
PubMed	Metal alloys in removable partial dentures
Springer link	Metal alloys in removable partial dentures
Elsevier	Metal alloys in removable partial dentures
LILACS	Aleaciones metálicas en prótesis parcial removible

Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

Tabla 2. Metodología con escala y algoritmo de búsqueda



Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

El número total de artículos de investigación se basa en criterios de selección que son intencionales, no probabilísticos y se enfocan en métodos inductivos y deductivos mediante el análisis, interpretación y comprensión de artículos científicos extraídos de base de datos para el período 2012 – 2024 según la variable independiente (aleaciones de metal) y variable dependiente (prótesis removable). Los procesos de recolección de datos e información utilizados para lograr los objetivos se implementaron para elaborar y utilizar fichas de evaluación de información y matrices de caracterización.

CAPÍTULO IV

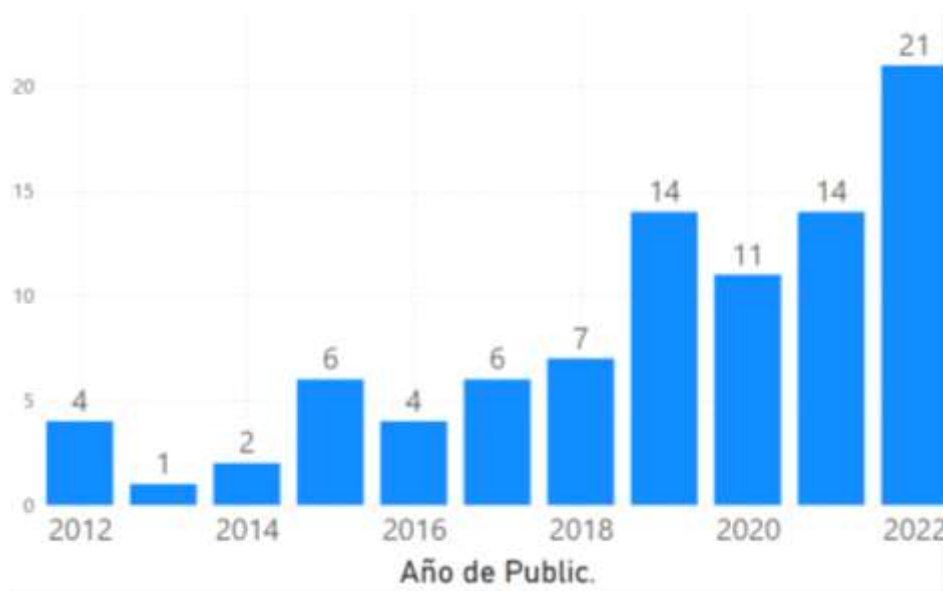
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Resultados de la valoración de artículos

4.1.1. Número de publicaciones por año

Vemos que el mayor número de publicaciones se realizó en el año 2022 con 21 artículos, seguido del 2019 y 2021 con 14 artículos respectivamente, seguido del 2020 con 11 artículos científicos.

Gráfico 1. Número de publicaciones por año



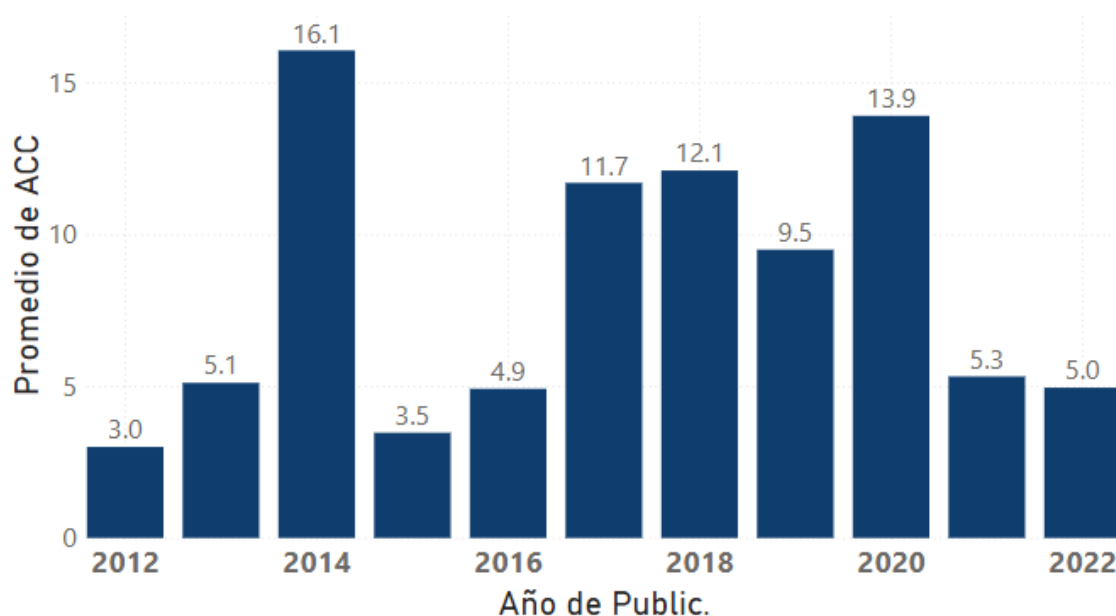
Fuente: Revisión general de artículos procesado en Power BI

Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

4.1.2. Número de publicaciones por ACC (Average Count Citation) y año de publicación

La frecuencia de artículos científicos se observó con base en el número promedio de citas (ACC) y año de publicación, ubicándose el año 2014 como el de mayor índice ACC con 16,1. 2012 tuvo un número ACC inferior a 3,00. La frecuencia de publicación muestra que estas publicaciones son tomadas como referencia por otros autores, por lo que el tema de las aleaciones metálicas en prótesis parciales removibles ha cobrado gran importancia en los últimos años.

Gráfico 2. Número de publicaciones por ACC (Average Count Citation) y año de publicación



Fuente: Revisión general de artículos procesado en Power BI

Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

4.1.3. Número de artículos por factor de impacto (SJR) y promedio de ACC (Average Count Citation)

En este estudio, en términos de número de artículos por factor de impacto SJR y promedio ACC, encontramos que la mayoría de los artículos se publican en revistas con factores de impacto relacionados con el campo de investigación al que pertenece 2020. El índice de impacto de publicación de la revista fue 11 con un promedio ACC de 13,9, seguido de un factor de impacto de 14 y un promedio ACC de 9,5 en 2019. Esto dio como resultado que 2012 tuviera los factores de impacto más bajos de 4 y 9,5, y un ACC promedio de 3,0.

Gráfico 3. Número de artículos por factor de impacto (SJR) y promedio de ACC (Average Count Citation)



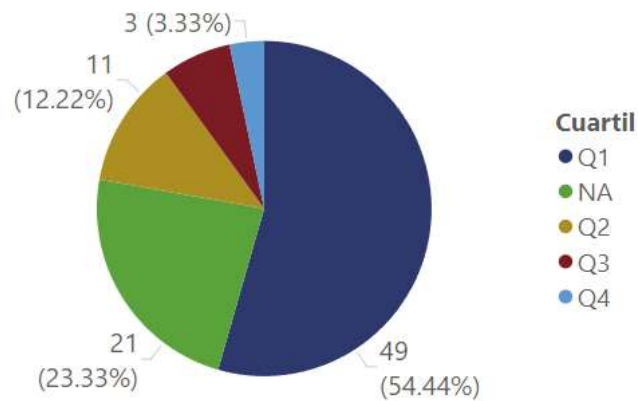
Fuente: Revisión general de artículos procesado en Power BI

Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

4.1.4. Porcentaje de artículos por cuartil

La mayor proporción de artículos (54,44%) corresponde a revistas científicas con primer cuartil, seguida del 23,33% a artículos sin cuartiles. Los artículos publicados en revistas con el segundo cuartil corresponden al 12,22%, y el porcentaje más bajo corresponde a los artículos correspondientes al cuarto trimestre.

Gráfico 4. Porcentaje de artículos por cuartil



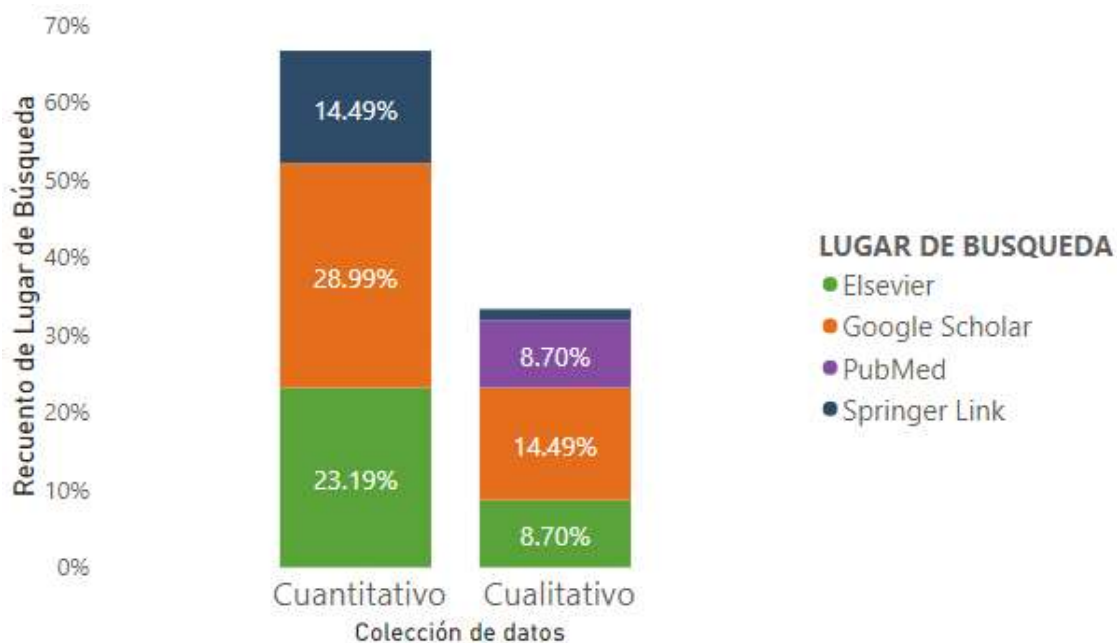
Fuente: Revisión general de artículos procesado en Power BI

Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

4.1.5. Porcentaje de artículos por Base de datos

La base de datos con mayor número de orígenes de artículos corresponde a Google Scholar tanto para publicaciones cuantitativas como cualitativas, con una proporción del 28,99% y 14,49%, respectivamente, y la base de datos Elsevier es la segunda más utilizada para artículos. Pubmed fue la única base de datos con 8,70% de artículos cualitativos y 23,19% de artículos cuantitativos.

Gráfico 5. Porcentaje de artículos por Base de datos



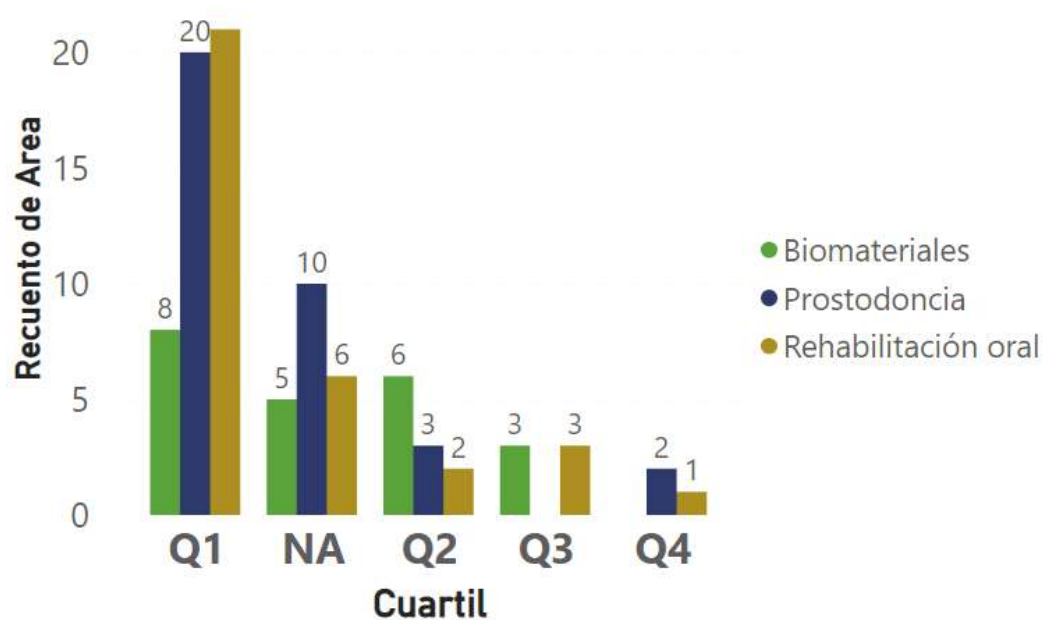
Fuente: Revisión general de artículos procesado en Power BI

Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

4.1.6. Número de artículos por área y cuartil.

Se observa que los artículos relacionados al área de Rehabilitación Oral están presentes en todas las revistas con cuartil 1 hasta aquellas sin cuartil, siendo los artículos con Q1 los que cuentan con un mayor número de artículos (20), el campo de la Prosdoncia contiene publicaciones con cuartil y sin este, siendo las revistas sin cuartil las que poseen un total de 10 artículos. En el aspecto de Biomateriales se ubica con menor número de publicaciones con tan solo 3 publicaciones en el cuartil Q3.

Gráfico 6. Número de artículos por área y cuartil.



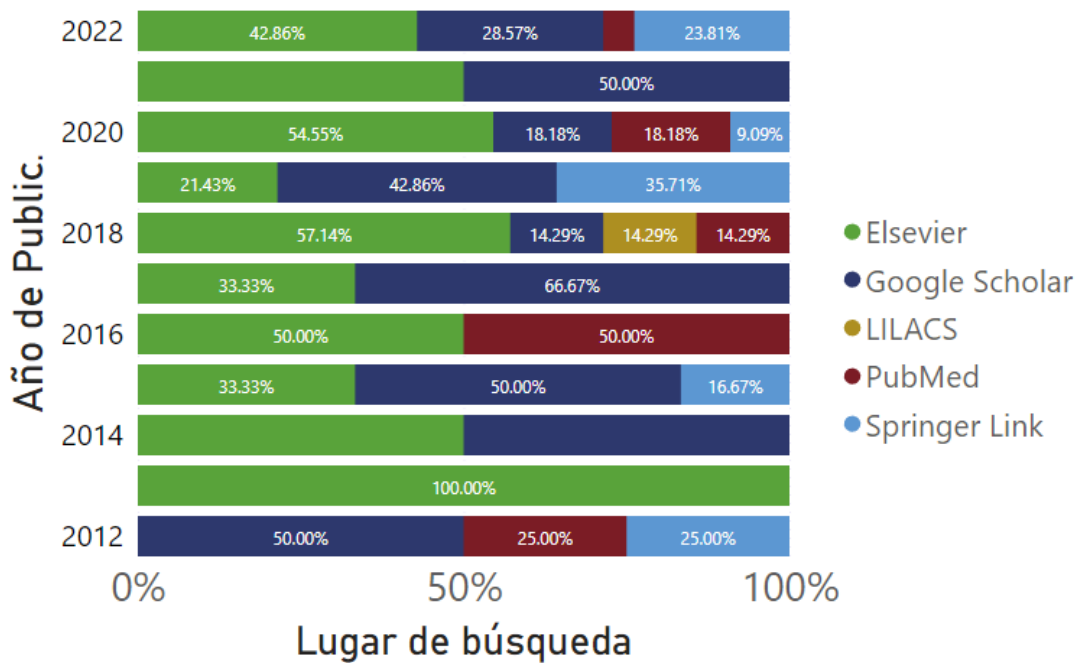
Fuente: Revisión general de artículos procesado en Power BI

Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

4.1.7. Frecuencia de artículos por año y base de datos

Vemos que los artículos provenientes de Elsevier corresponden a todos los años desde 2013 hasta 2022, destacando que este es el único sitio de estudio en 2013, Google Scholar al igual que Elsevier está presente en todos los años mencionados, excepto en 2013 y fue el de investigación más utilizado. sitio en 2017 con un 66,67%, mientras que Pubmed estuvo presente en 2012, 2016, 2018 y 2020. Artículos de la base de datos LILACS solo se encontraron datos en 2018 con un 14,29%.

Gráfico 7. Frecuencia de artículos por año y base de datos



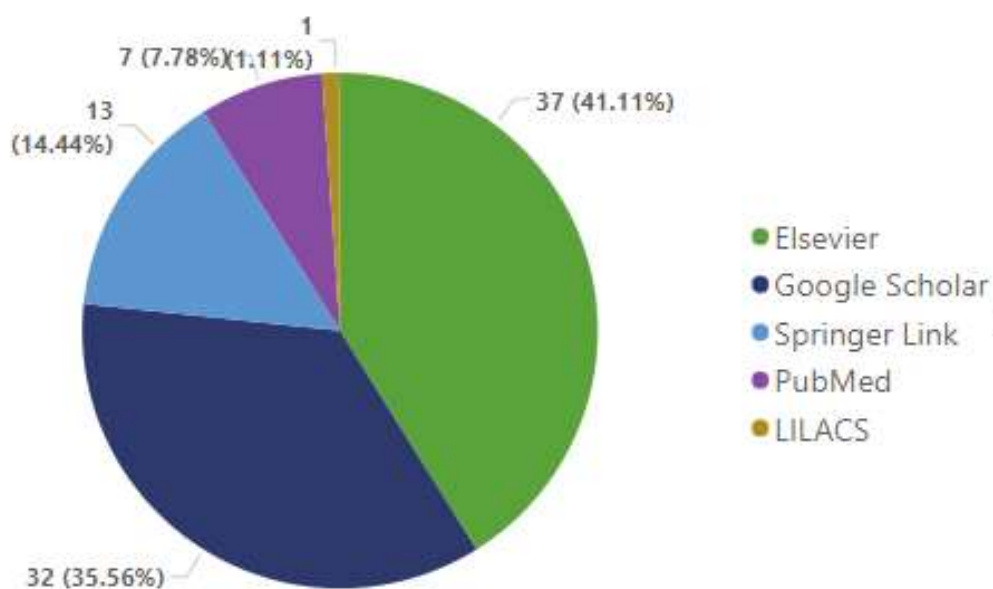
Fuente: Revisión general de artículos procesado en Power BI

Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

4.1.8. Artículos científicos según la base de datos

La base de datos más utilizada en este estudio es Elsevier con 37 artículos que representan el 41,11%, seguida de Google Scholar con 32 publicaciones que corresponden al 35,56%, en la base de datos Springer Link, recogió 13 artículos, que representan el 14,44%, la base de datos Pubmed recogió 7 artículos, correspondiente al 7,78%, y LILACS con 1 artículo, que representa el 1,11%, siendo esta la base de datos menos utilizada en este estudio.

Gráfico 8. Artículos científicos según la base de datos



Fuente: Revisión general de artículos procesado en Power BI

Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

4.1.9. Lugar de procedencia de los artículos científicos

Los artículos utilizados para este estudio fueron tomados de diferentes partes del mundo, como se muestra en el cuadro, destacando que la mayoría de ellos provinieron de Estados Unidos, Brasil, India y Reino Unido, son los principales países con publicaciones relacionadas con este tema. tema y en algunos países más pequeños como Brasil, Argentina, Arabia Saudita, Dinamarca y Colombia, entre otros.

Gráfico 9. Lugar de procedencia de los artículos científicos



Fuente: Revisión general de artículos procesado en Power BI

Elaborado por: Luis Fernando Tiñe Ayala

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Aleaciones más utilizadas en Prótesis Parcial Removible

4.1.1 Aleaciones de Metal Base

Este tipo de aleación hecha de metales comunes se ha vuelto popular en odontología debido al fuerte aumento del precio del oro(19). Estas aleaciones también se conocen como aleaciones sustitutivas. Las aleaciones de metales comunes incluyen metales no preciosos, excepto los más comunes: el berilio (1-3%) es un metal noble pero no noble, lo que ayuda a fundir la aleación con mayor precisión(19).

En la actualidad existen tres subclases en esta categoría: níquel-cromo, cromo-cobalto y titanio, a estas aleaciones se les adicionan otros elementos para mejorar sus propiedades físicas y químicas, como boro, carbon cobre, cerio, galio, silicio, estaño, manganeso, titanio, zirconio, hierro, niobio(19,37).

Las aleaciones más comúnmente usadas para la confección de prótesis parcial removible son: Ni-Cr-Be (níquel-cromo-berilio) y Co-Cr (cobalto-cromo), debido a su alta solidez, resistencia a la corrosión y su desempeño económico. Las aleaciones de níquel-cromo son seguras para utilizar en la práctica clínica por su gran resistencia a la corrosión(19).

Los dentistas pueden elegir entre muchas marcas y los fabricantes o distribuidores suelen proporcionar una lista de las propiedades físicas de cada aleación. Las aleaciones de metales básicos tienen una conductividad térmica menor que las aleaciones premium, aunque no existe una diferencia significativa en la incidencia de frío y calor en los pacientes.(19,37).

Estas aleaciones no suelen contener metales preciosos y son susceptibles de oxidación a altas temperaturas; pueden unirse al carbono presente en algunos recubrimientos, lo que puede cambiar las propiedades físicas de la aleación o liberar gases cuando se agrega cerámica(19).

Por estas razones, a menudo se recomienda colar las aleaciones de metales base en revestimientos exentos de carbono, ligados a base de fosfato. La adición de berilio a algunas aleaciones de Ni-Cr incrementa la fluidez y controla la oxidación superficial por lo que mejora la unión a la porcelana(19). En ciertas publicaciones se citan pruebas que demuestran la separación de la porcelana del metal base sin que quede porcelana unida. Esta unión deficiente plantea cuestiones que se refieren a la aceptabilidad clínica de las restauraciones con metal base(19,37).

Las aleaciones de cobalto-cromo han alcanzado y mantenido popularidad y ahora se utilizan en la mayoría de las dentaduras postizas parciales removibles. Los avances recientes también han hecho que las aleaciones no corrosivas estén disponibles en aplicaciones clínicas de prótesis fijas. El aumento de su uso se debe a la baja densidad, el bajo coste, el alto módulo de elasticidad (dureza) y la resistencia a la pigmentación de estas aleaciones en comparación con las aleaciones de oro.(19,37).

4.1.2 Aleaciones Cobalto Cromo (Co-Cr)

La aplicación de aleaciones de metales básicos en prótesis removibles y fijas se ha vuelto más popular desde la década de 1980, debido al creciente costo de los metales nobles, especialmente después de la crisis financiera global de 2008. La aleación de cobalto-cromo (Co-Cr) es una de las aleaciones de metales base más conocidas en odontología con diversas y exitosas aplicaciones clínicas(21,38).

La mayoría de las aleaciones de Co-Cr que se utilizan actualmente en los campos industrial y biomédico evolucionaron a partir del trabajo de Elwood Haynes(38) a principios del siglo pasado. Inicialmente, demostró que la aleación binaria Co-Cr posee alta firmeza y además

es resistente a las manchas, posteriormente identificó el molibdeno (Mo) y el tungsteno (W) como poderosos agentes fortalecedores para estas aleaciones. Debido a su naturaleza inoxidable y su brillo permanente "similar a una estrella", Haynes las llamó aleaciones de estelita, basándose en la palabra latina Stella, que significa "estrella"(22,38).

Las aleaciones de Co-Cr generalmente pueden describirse como aleaciones de alta resistencia, ya que son resistentes al calor y no magnéticas, tienen una resistencia favorable al desgaste, la corrosión y el deslustre(21). Tienen una excelente biocompatibilidad y su alto módulo de elasticidad proporciona la resistencia y rigidez necesarias sin requerir una sección transversal pesada, reduciendo así el peso de las estructuras metálicas(21). Actualmente, las aplicaciones biomédicas de las aleaciones de Co-Cr están relacionadas principalmente con la fabricación de prótesis ortopédicas para reemplazo de rodilla, hombro y cadera, así como para su uso como dispositivos de fijación de huesos fracturados (endoprótesis articulares)(21,38).

4.1.4 Historia de las aleaciones Co-Cr

La primera aplicación dental conocida de aleaciones de Co-Cr (junto con aleaciones de Ni-Cr) se remonta a la década de 1930, para la producción de estructuras de prótesis parciales removibles(19). Desde entonces, las aleaciones de metales base Co-Cr y Ni-Cr se han vuelto cada vez más populares frente a las más comunes aleaciones de oro tipo IV, que anteriormente eran el metal dominante para la producción de estructuras de prótesis parciales(19,21).

Además de las excelentes propiedades mecánicas y de resistencia a las manchas de las aleaciones de Co-Cr, estas tienen casi la mitad de densidad que las aleaciones basadas en oro (Au) y, por lo tanto, el peso de las restauraciones y estructuras dentales fabricadas se vuelve significativamente más liviano(39).

En 1984, la ADA (Asociación Dental Americana) propuso una clasificación sencilla para todas las aleaciones de fundición dental. Se describieron tres categorías: alto contenido de metales nobles (Au > 40% en peso y contenido de metales nobles > 60% en peso), nobles (contenido de metales nobles > 25%) y metales predominantemente básicos (contenido de metales nobles < 25%)(19).

Estas últimas incluyen las aleaciones de Co-Cr, que están compuestas por un 75% en peso o más de elementos metálicos base o menos del 25% en peso de elementos metálicos nobles (Au + Ir + Os + Pt + Rh + Ru), aunque en la práctica, ni las aleaciones a base de Ni-Cr ni Co-Cr contienen metales nobles(38,39).

Hoy en día, las aleaciones basadas en Co-Cr se utilizan casi exclusivamente para producir estructuras metálicas para prótesis parciales removibles y, más recientemente, como posibles alternativas a las aleaciones de Ni-Cr para la producción de restauraciones de PFM (cerámica)(21), ya que estarían libres del riesgo de contener níquel (Ni) y por lo tanto no producir respuestas alérgicas relacionadas y/o consecuencias tóxicas relacionadas también con berilio (Be) (27,28).

4.1.5 Propiedades de las aleaciones Co-Cr

Tabla 3. Composición elemental de aleaciones comerciales representativas utilizadas para la fabricación de prótesis parcial removible

Elementos	Wironit LA *	Wironio plus *	Supracromo †	Vitalio ‡	Brealloy F400 §
Co	63.5	62.5	63.6	63.4	64.7
Cr	29.0	29.5	28.5	29.0	29.0
Mo	5.0	5.0	6.0	5.2	5.0
Si	1.2	<1.0	<1.0	<1.0	0.5
Mn	<1.0	<1.0	<1.0	<1.0	0.4
Fe	-	<1.0			
Ta	<1.0	<1.0			
C	<1.0	<1.0	<1.0	<1.0	0.4
N	<1.0	<1.0		<1.0	

Fuente: Revisión general de artículos procesado en Power BI

La Tabla 2 proporciona la composición elemental de aleaciones comerciales representativas utilizadas para la fabricación de prótesis parcial removible. Estas composiciones fueron proporcionadas por diferentes empresas comerciales como “Bego, Bremen, Alemania; Jelenco, San Diego, CA, USA; DENTSPLY Prosthetics' Austenal, USA; Bredent, Senden, Alemania”(40). Se encontró que todas las aleaciones cumplían con los requisitos de la norma ISO 6871-1:1994, lo que significa que la suma de Co, Cr y Ni no debe ser inferior al 85 (% en peso), mientras que la de Cr y Mo no debe ser inferior al 85 (% en peso). menos de 25 y 4 (% en peso), respectivamente. Estas restricciones explican las pequeñas variaciones en las aleaciones comerciales que se muestran en la Tabla 2 (27,28).

También se añaden en pequeñas cantidades Silicio (Si) y Manganeso (Mn), junto con Hierro (Fe), Níquel (Ni) y Carbono (C), en las aleaciones de Cobalto (Co). Esta composición se considera la base de las aleaciones modificadas que se han desarrollado mediante la adición de uno o más elementos, como Galio (Ga), Circonio (Zr), Boro (B), Tungsteno (W), Niobio (Nb), Talio (Ta) y Titanio (Ti), para lograr una gama deseable de propiedades. Con base en la Tabla 2, y dado que el Cobalto (Co) es el elemento metálico predominante, es importante

mencionar que la aleación debe denominarse aleación Cobalto-Cromo (Co-Cr) en lugar de aleación Cromo-Cobalto (Cr-Co)(41).

Desafortunadamente, todavía se ve en algunos libros de texto que estos términos se usan indistintamente, lo que podría interpretarse incorrectamente, porque las aleaciones deben comenzar con el nombre del elemento predominante(28,41).

Desde un punto de vista metalúrgico, el Co introduce en sus aleaciones una estructura cristalina cúbica (fcc) inestable y centrada en las caras, resultante del hecho de que el Cobalto puro, si se enfría extremadamente lento, se transforma de una estructura cristalina fcc a una estructura cristalina hexagonal compacta (hcp) (27,28).

La estructura inestable de fcc generalmente se conserva a temperatura ambiente, debido a la lenta velocidad de reacción de la transformación $fcc \leftrightarrow hcp$. Se cree que la estructura inestable del fcc retenido está relacionada con algunas de las propiedades características de las aleaciones de Co, como un alto límite elástico, una alta tasa de endurecimiento y un daño limitado por fatiga bajo tensión. Ciclicidad y capacidad de unión (mediante la conversión de fcc en hcp).(41).

Los segundos metales más dominantes en la aleación son el cromo (Cr) y el molibdeno (Mo). Se agrega cromo (Cr) para aumentar la durabilidad debido a la formación de carburo y al fortalecimiento de la solución sólida, al mismo tiempo que mejora la resistencia a la corrosión y la oxidación(41).

La adición de Cr debe hacerse con cuidado para evitar la formación de la fase sigma dura y quebradiza rica en Cr, lo que disminuye la resistencia a la corrosión debido al agotamiento local del Cr alrededor de los precipitados de la fase sigma(41). Se agrega Molibdeno (Mo) para proporcionar resistencia adicional debido al fortalecimiento de la solución sólida, al mismo tiempo que participa en la formación de carburos y, además, mejorar la resistencia a la corrosión de las aleaciones(27,41).

El Tungsteno (W) tiene el mismo efecto sobre las propiedades de las aleaciones de Co-Cr y, por tanto, a veces se utiliza en lugar de Molibdeno (Mo). Sin embargo, dado que las aleaciones de Co-Cr se endurecen principalmente mediante la formación de carburos(21), el contenido de Carbono (C) es de primordial importancia. Sin embargo, la especificación ISO no obliga a los fabricantes a proporcionar la composición exacta de los oligoelementos. Por tanto, los elementos con composición inferior al 1% en peso deberán presentarse en el listado, pero con identificación '< 1%' (27,28).

4.1.6 Propiedades mecánicas de las aleaciones Co-Cr

Las propiedades mecánicas que presentan las aleaciones Co-Cr son elasticidad, resistencia a la tracción, dureza y alargamiento. Aunque los componentes de la aleación pueden satisfacer los requisitos, la importancia clínica de cada propiedad mecánica es de suma importancia desde el punto de vista del diseño y la selección de una aleación apropiada que corresponda a las demandas clínicas(42,43).

En prótesis parciales removibles, los brazos de gancho retentivos deben ser capaces de flexionarse, preservar su forma original y retener satisfactoriamente la prótesis. Los cierres fabricados a partir de aleaciones con mayor límite elástico demuestran una mayor resistencia a la deformación plástica, mientras que el alargamiento se asocia con el grado de deformación plástica del cierre antes de la fractura. Estas propiedades dan a las aleaciones basadas en Co-Cr la capacidad de superar la inevitable deformación plástica de los cierres producidos por las aleaciones de oro Tipo IV después de largos períodos de servicio (27,28).

Las aleaciones a base de Co-Cr poseen una mejor biocompatibilidad, así como una mayor resistencia a la corrosión y al deslustre en comparación con las aleaciones a base de Ni-Cr. La conservación prolongada del brillo del pulido es una clara ventaja de las aleaciones de Co-Cr en la producción de prótesis removibles (27,28).

4.1.6.1 Corrosión

Los estudios in vitro han demostrado un comportamiento favorable a la corrosión a largo plazo para cuatro aleaciones a base de Co. La pérdida media de sustancia, en una solución de ácido láctico y cloruro de sodio, de las aleaciones probadas después de 35 días osciló entre 0,43 y 34,9 g/cm, mientras que las aleaciones de Ni-Cr-Mo exhibieron un amplio rango de resistencia a la corrosión, entre 0,65 y 3261 g/ cm², lo que denota que las aleaciones basadas en Ni son más propensas a la liberación de iones en comparación con las de Co (27,28).

El contenido de Be de las aleaciones de Ni mostró una liberación de iones extremadamente alta en la misma solución. Estos resultados están respaldados por los hallazgos de Okazaki y Gotoh(44), quienes señalaron la baja tasa de liberación de Co, Cr y Mo de una aleación fundida de Co-Cr en una amplia variedad de soluciones de prueba como PBS (-), suero de ternera, NaCl al 0,9%, saliva artificial, ácido láctico al 1%, L-cisteína al 1,2% y HCl al 0,01%. Las tasas de liberación de iones de las aleaciones fundidas a base de Co-Cr también disminuyen, de 0,28 % en peso a 0,06 % en peso hacia un contenido de carbono más bajo(44).

4.1.6.2 Relación con gingivitis y periodontitis

Se han realizado estudios clínicos para evaluar las consecuencias in vivo de las prótesis parcial removibles fabricadas con aleaciones a base de Co-Cr y se examinaron factores como la placa, la gingivitis, la recesión gingival y la caries radicular y coronal. Algunos pacientes mostraron una alta prevalencia de placa y gingivitis, mientras que otros mostraron una baja prevalencia. Chandler y Brudvik(44) también encontraron las mismas puntuaciones altas de gingivitis entre los que usaban prótesis parcial removible y los que no. Sin embargo, todos parecían estar de acuerdo en que los controles periodontales regulares son necesarios para los pacientes para ayudar a minimizar la gingivitis(44).

4.1.6.2 Longevidad de prótesis parcial removible metálica

Se han realizado muchos estudios para evaluar la longevidad de las prótesis parcial removibles durante su funcionamiento. Una encuesta realizada por Yannikakis et al.(45) sobre reparaciones de prótesis parciales mostraron que la fractura de la estructura metálica y la fractura de un gancho de alambre ocuparon el segundo y tercer lugar en orden de necesidad de reparación. Además, la prevalencia de fracturas de la estructura casi se duplicó en las restauraciones mandibulares (21,1%) en comparación con las restauraciones maxilares (10,1%). Además, se mostró una tasa de reparación del 40% a los 5 años, de los cuales el 15% fue causado por la fractura de piezas metálicas, mientras que en el estudio de Vermeulen 26 se encontró fractura de las piezas metálicas en un 10% al 20% a los cinco años y en un 27%. al 44% después de diez años(23,45).

4.2 Prótesis parcial removible metálica en la era digital

Las prótesis dentales parciales removibles son una alternativa de tratamiento no invasivo para pacientes parcialmente edéntulos(30). Su producción se ha visto revolucionada por la introducción de técnicas digitales para la fabricación de sus estructuras metálicas y no metálicas. Actualmente se encuentran disponibles varias técnicas digitales de producción que ahorran tiempo, aumentan la productividad y disminuyen el error humano(44).

Inicialmente, las prótesis dentales parciales removibles se producían a partir de aleaciones metálicas fundidas mediante la técnica de cera perdida. Con el tiempo, se desarrollaron técnicas de fabricación de fresado digital y diseño asistido por ordenador. Sin embargo, como la fabricación por fresado de prótesis parciales removibles metálica es difícil, se introdujo la impresión estereolitográfica de patrones de sacrificio de cera o resina para fundir estructuras metálicas de la prótesis parcial removible. También se desarrolló la técnica de sinterización por láser para la producción digital de estructuras de la prótesis para eliminar la necesidad de revestimiento y fundición de metal(46). Más recientemente, los métodos de fresado han recuperado el interés con el desarrollo de nuevos materiales poliméricos para estructuras de prótesis dentales parciales removibles(27,28).

La producción digital de prótesis parciales removibles se ha vuelto frecuente y está ganando popularidad debido a sus diversas ventajas, como una mejor calidad y una fabricación más rápida. Los métodos actuales de producción de prótesis parciales removibles incluyen la digitalización de casos con escáneres 3D de laboratorio intraorales o extraorales, seguida del diseño de las estructuras de prótesis parciales removibles utilizando software especializado para prótesis parciales removibles metálicas son sistemas directos de producción de metal(30), como sistemas de sinterización por láser, o sistemas indirectos de producción de metal, como sistemas de estereolitografía (procesamiento y fresado de luz digital) (27,28).

4.2.1 Procedimiento para la realización una prótesis parcial removible metálica digital

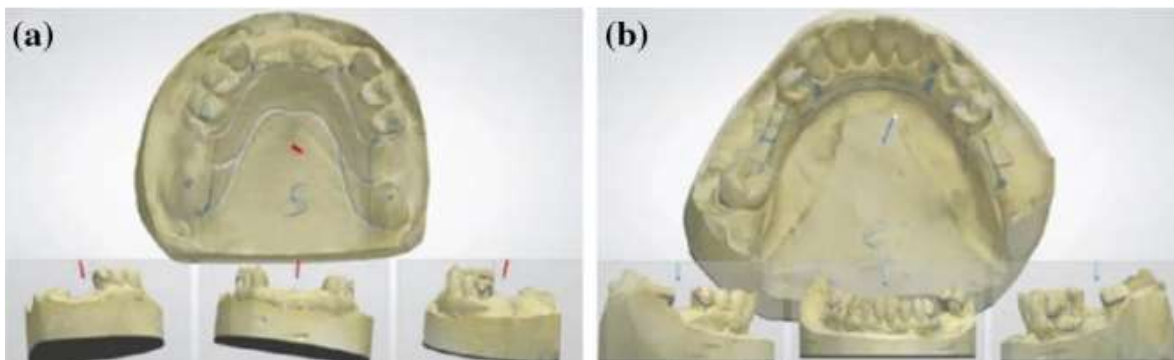
El procedimiento para realizar una prótesis parcial removible metálica digital se inicia después de un examen meticuloso y una planificación del tratamiento. Se realiza de la siguiente manera(24,25):

- El material de impresión de alginato se utiliza para realizar impresiones primarias que luego se vaciarán para crear los modelos de diagnóstico(34).
- Se realiza una evaluación cuidadosa del caso a partir del modelo de diagnóstico y se planifica un diseño para la prótesis parcial removible metálica. Al mismo tiempo, también se realiza la planificación de la preparación de los dientes pilares según el diseño(34)
- Después de la preparación de los dientes, se realiza una exploración intraoral o extraoral de las arcadas del paciente. El escaneo intraoral se realiza con un escáner intraoral, eliminando así la necesidad de una impresión física. Esto incluye varias exploraciones de ambos arcos que requieren entre 3 y 17 minutos. Luego, el software une las exploraciones, lo que da como resultado una imagen de la boca completa. La exploración intraoral es particularmente eficaz en los casos de clase Kennedy III; sin embargo, no capta la extensión fisiológica de la mucosa en los casos de clase Kennedy I y II(34).

- Alternativamente, se utilizan materiales de impresión a base de caucho para tomar impresiones finales, que luego se escanean directamente con un escáner digital extraoral o se convierten en modelos maestros y luego se escanean. En general, el escaneo de los modelos fundidos logra una precisión comparable independientemente del tipo de yeso dental utilizado(34).
- El escaneo extraoral de las impresiones o de los modelos de yeso puede proporcionar una precisión adecuada, aunque las impresiones de alginato digitalizadas presentan una precisión dimensional considerablemente mejor que los modelos de yeso, y la precisión de las impresiones escaneadas se puede mejorar aún más utilizando materiales de impresiones elastoméricos escaneables(34).

El escáner genera un archivo estereolitográfico (STL) del modelo maestro que se importa al software de diseño

Gráfico 10. Modelos virtuales escaneados por un escáner 3D extraoral.



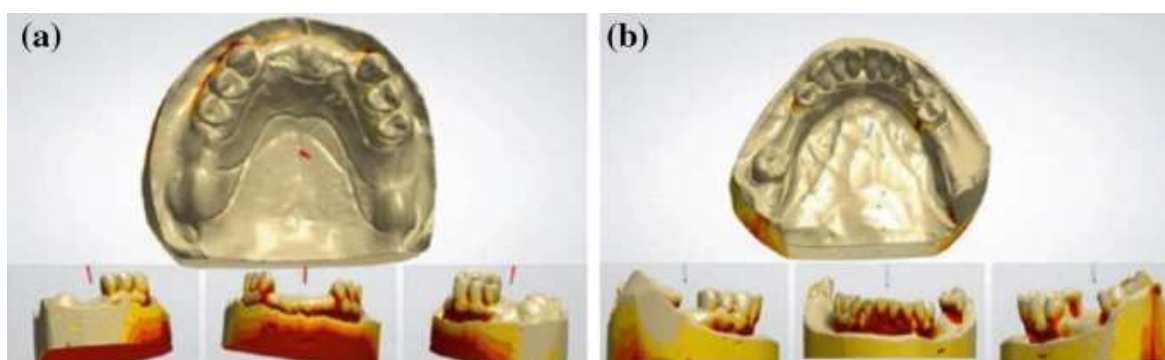
Fuente: Ahmed et al(28)

4.2.1.1 Diseño digital

La prótesis parcial removible metálica se diseña digitalmente utilizando software especializado a través de una serie de pasos digitales que simulan los procedimientos de laboratorio tradicionales(7,36).

Inicialmente, se utiliza una herramienta de escaneo digital para determinar automáticamente la ruta de inserción. El software mide la profundidad de los cortes y el paralelismo y gira el modelo tridimensionalmente para lograr la mejor inclinación para el camino de inserción. Según estos cálculos, se crea automáticamente una línea de inserción. Este paso digital ahorra tiempo en comparación con el procedimiento manual convencional(7,36).

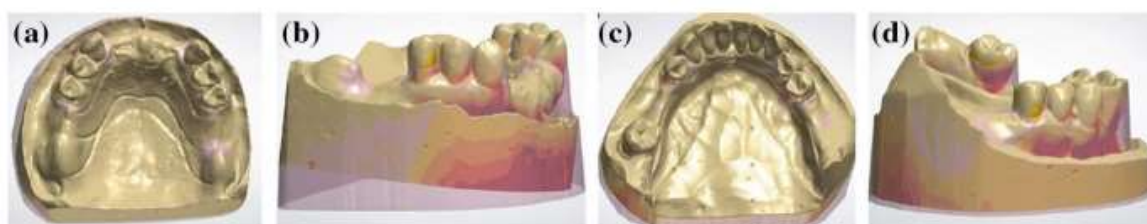
Gráfico 11. Determinación virtual del camino de inserción de un PRD utilizando el software de puntos CAD 3Shape



Fuente: Ahmed et al(28)

- Después de establecer la línea de reconocimiento, los cortes no deseados se bloquean digitalmente y se determinan los sitios para la colocación de las puntas de los ganchos retentivos(7).

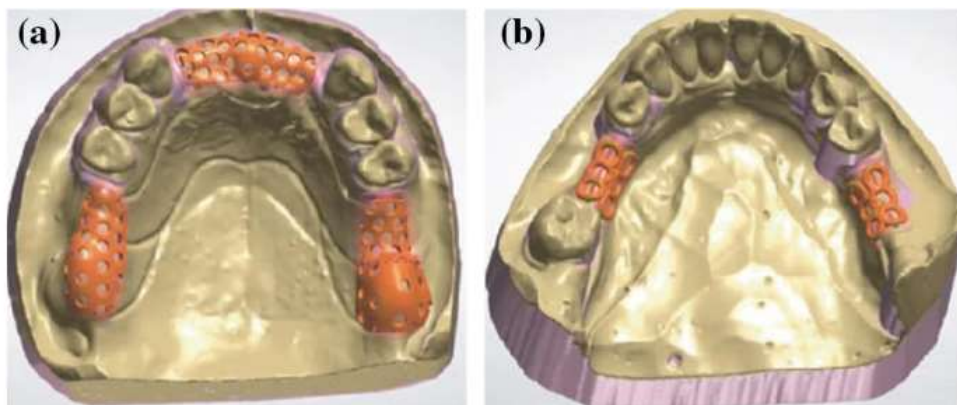
Gráfico 12. Bloqueo virtual de socavaduras no deseadas utilizando el software de puntos CAD 3Shape



Fuente: Ahmed et al(28)

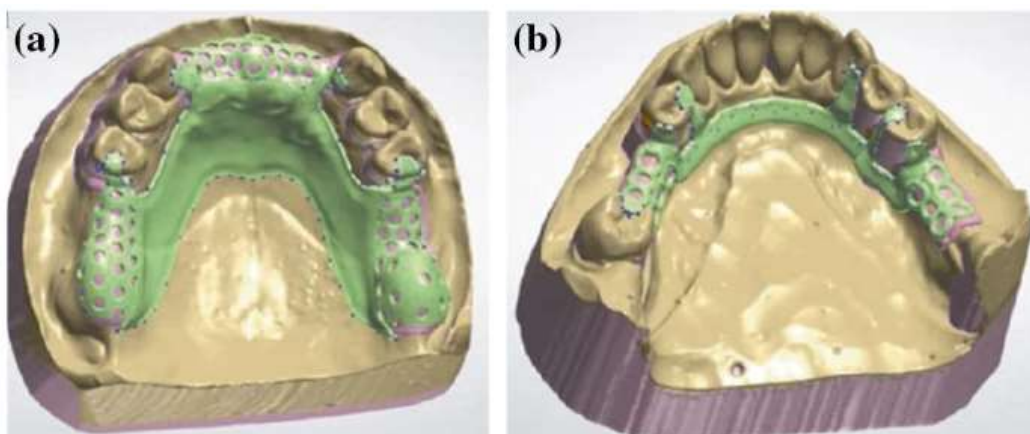
- Se colocan finas capas de cera virtual en las zonas en relieve, como las arrugas.
- Después de cubrir las áreas de relieve, se crean y agregan patrones de malla junto con el dibujo de los conectores y apoyos principales. Los sistemas de gancho y los brazos de gancho se dibujan tridimensionalmente y el espesor de la estructura se ajusta y alisa(8).

Gráfico 13. Construcción virtual de la malla en la zona edéntula utilizando el software de puntos CAD 3Shape



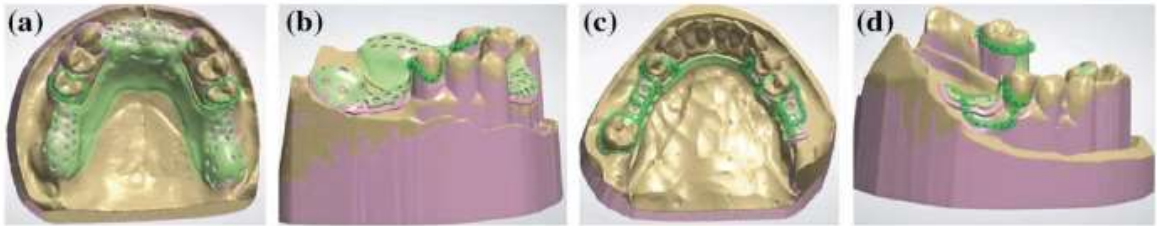
Fuente: Ahmed et al(28)

Gráfico 14. Construcción virtual de los principales conectores y apoyos utilizando el software de puntos CAD 3Shape



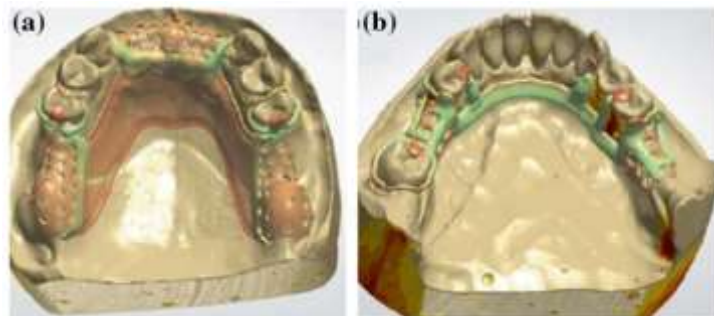
Fuente: Ahmed et al(28)

Gráfico 15. Construcción virtual de los brazos del gancho utilizando el software de puntos CAD 3Shape



Fuente: Ahmed et al(28)

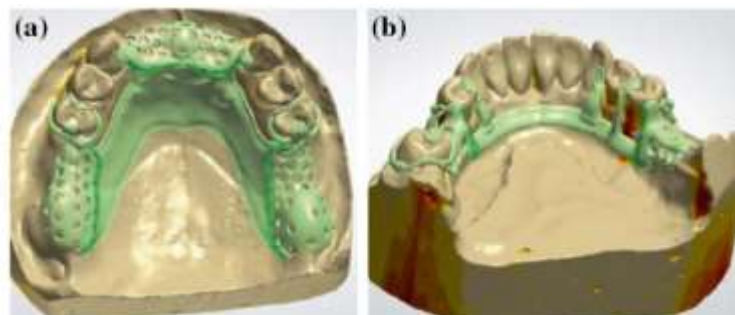
Gráfico 16. Ajuste virtual del espesor de la estructura mediante el software de puntos CAD 3Shape.



Fuente: Ahmed et al(28)

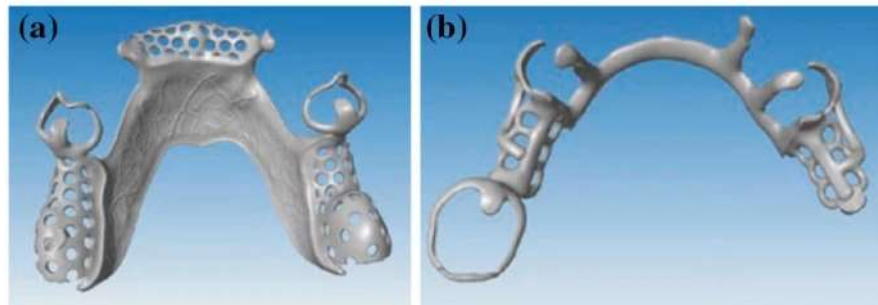
Después del ajuste completo de la estructura, los conectores, los soportes de los ganchos y las líneas de acabado se dibujan con los perfiles predeterminados o personalizados de la herramienta curva. Luego se termina el marco diseñado final(8).

Gráfico 17. Dibujo virtual de la línea de meta mediante el software de puntos CAD 3Shape.



Fuente: Ahmed et al(28)

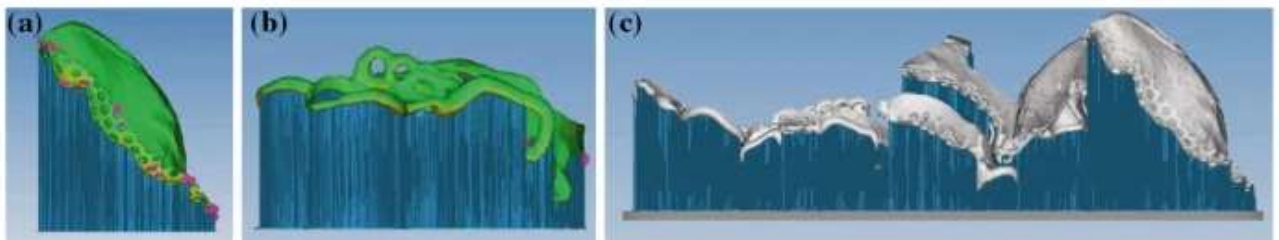
Gráfico 18. Diseño virtual finalizado utilizando el software de puntos CAD 3Shape



Fuente: Ahmed et al(28)

- Antes de enviar el diseño completo para los sistemas de tecnología aditiva (sinterización láser e impresión 3D), se añaden soportes especiales a la estructura para sujetar la prótesis. Los soportes deben tener suficiente resistencia para estabilizar las capas de la estructura de la prótesis durante la producción. Durante la fabricación, los soportes impiden el movimiento y disipan el calor de la parte terminada de la estructura. Todo el proceso de diseño requiere unos 30 minutos para cada marco, Una vez finalizado el diseño de la prótesis, el archivo de diseño se envía a la máquina de producción(8).

Gráfico 19. Gráfico de los soportes necesarios para una sinterización láser exitosa de la prótesis.

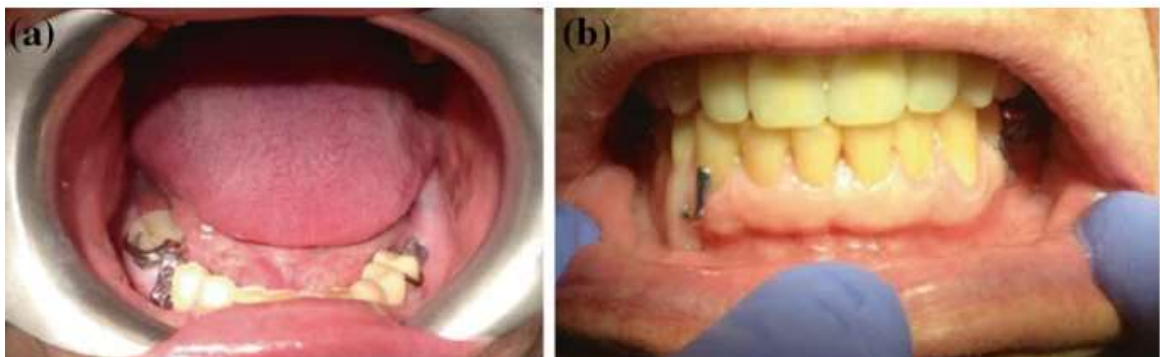


Fuente: Ahmed et al(28)

4.2.1.2 Procesamiento posterior a la fabricación

- El acabado y pulido de la estructura se realiza en una serie de pasos. Primero se termina usando fresas de acabado y luego se termina bajo barriles giratorios de cerámica y callos en secuencia. El electropulido se realiza para el acabado final de las estructuras(20,47).
- La estructura de la prótesis se evalúa por su ajuste y oclusión en la cavidad bucal del paciente. En esta etapa, se seleccionan varios factores, como la relación maxilomandibular y el color y la forma del diente, como en el procedimiento convencional (20,47).
- La estructura se envía al laboratorio para el fraguado manual de los dientes, el encerado final y la acrilización (20,47)
- Se comprueba el ajuste, la retención y la oclusión de la prótesis final en la boca del paciente. Se ajusta si es necesario. Después del ajuste, se pule y se entrega al paciente (20,47).

Gráfico 20. Prótesis dental parcial removible sinterizada con láser en la boca de un paciente



Fuente: Ahmed et al(28)

4.2.2 Ventajas de la prótesis parcial removible metálica digital

- Los métodos de diseño digital ahorran tiempo, ya que no es necesario realizar levantamientos manuales ni encerar la estructura(32).
- Los sistemas de producción directa de metal mejoran la productividad, al tiempo que reducen el flujo de trabajo y los costos de fabricación. También minimizan los costes de mantenimiento de las máquinas (20,47).
- La producción digital de prótesis parcial removible metálica es respetuosa con el medio ambiente debido al menor desperdicio de cera, aleaciones y materiales de revestimiento. El polvo metálico residual sin curar tras la sinterización por láser se puede reciclar y reutilizar(32,33).
- Los diseños virtuales se pueden guardar para permitir a los médicos proporcionar a los pacientes prótesis adicionales o de reemplazo con el mismo diseño o uno modificado. Guardar diseños virtuales también permite compartirlos entre dentistas y técnicos a través de correo electrónico o Internet(4).
- La producción digital de prótesis parcial removible metálica facilita el flujo de trabajo y mejora la calidad del tratamiento. La digitalización de la producción permite el uso de diseños optimizados con propiedades mecánicas mejoradas y personalizados para cada paciente(48).
- El uso de la exploración intraoral es beneficioso en pacientes con necesidades especiales o con reflejo nauseoso intenso o en pacientes ansiosos. Su técnica de escaneo seccional permite un fácil control de la humedad y la unión de las imágenes permite una fácil identificación y corrección de cualquier defecto o deficiencia de impresión(49).
- Los ensayos clínicos que comparan la prótesis parcial removible metálica digital con la convencional han demostrado que los diseños digitales presentan menos

complicaciones y logran mayores tasas de satisfacción del paciente, especialmente en lo que respecta a la adaptación y retención de la prótesis(49).

4.2.3 Desventajas de la prótesis parcial removible metálica digital

- Sólo se puede fabricar la estructura metálica utilizando la tecnología de sinterización láser, mientras que la configuración de los dientes se realiza manualmente, ya que no se puede realizar digitalmente(49).
- El coste inicial de la máquina para la producción digital de prótesis parcial removible metálica es elevado(50).
- La producción favorable de prótesis digital tiene una curva de aprendizaje pronunciada y requiere tiempo(51).
- Durante el proceso de impresión 3D de la prótesis digital, se requieren soportes especiales para sostener la prótesis, lo que requiere pasos adicionales para planificar estos soportes y retirarlos después de la fabricación(52).
- La naturaleza de capas del proceso de impresión 3D da como resultado un efecto de escalera que puede reducirse notablemente reduciendo el espesor de la capa(46). Pero disminuir el espesor de la capa puede aumentar el tiempo de producción(46).
- La técnica de producir prótesis parcial removible metálica digital no se puede utilizar en todos los pacientes, ya que es difícil producir algunos diseños especiales debido a las limitaciones del software y los métodos de fabricación disponibles(53).

4.3 Discusión

Alrededor del mundo, la gente se enfrenta a la pérdida de dientes en un momento determinado de la vida. Matsudate et al.(54). Informan que, aunque se ha logrado un éxito considerable en el mantenimiento de los dientes con estrategias de prevención bucal, la caries y la periodontitis siguen siendo frecuentes y pueden provocar la pérdida de los dientes(54).

En los últimos años, se ha pasado del tratamiento de pacientes completamente edéntulos al tratamiento de pacientes parcialmente edéntulos. Cuando se trata de tratar a pacientes con pérdida dental grave, las prótesis parciales removibles con estructura metálica son el tratamiento estándar en la mayoría de los países(54).

Según Schweiger et al.(55) La aleación de cobalto-cromo (Co-Cr) se clasifica principalmente entre las aleaciones de metales base y es ampliamente conocida por sus aplicaciones biomédicas en el campo de la ortopedia y la odontología(31). En odontología, las aleaciones de Co-Cr se utilizan habitualmente para producir estructuras metálicas para prótesis dentales parciales removibles y recientemente se han utilizado como subestructuras metálicas para la producción de estructuras de implantes y restauraciones cerámicas(31).

Autores como Rangrazi et al.(56) informan que el creciente interés mundial en el uso de aleaciones de Co-Cr para aplicaciones dentales está relacionado con su bajo costo y sus adecuadas propiedades físicas y mecánicas, incluyendo resistencia a la corrosión, capacidad para absorber tensiones y resistencia a la tracción. Además, entre las aleaciones de metales básicos, las aleaciones de Co-Cr se utilizan con mayor frecuencia en muchos países para reemplazar las aleaciones de níquel-cromo (Ni-Cr). Esto se debe principalmente a la creciente preocupación por los efectos tóxicos del níquel en el cuerpo humano cuando las aleaciones que contienen níquel entran en contacto con la cavidad bucal(56) .

Recientemente, autores como Peng et al.(57), Barraclough et al.(58), Alageel et al.(59) concuerdan con que la aplicación clínica de la tecnología digital se ha expandido

rápidamente al amplio campo de la práctica odontológica. En el procesamiento de prótesis removibles, se utiliza comercialmente la tecnología de diseño y fabricación asistidos por computadora (CAD/CAM) para producir prótesis dentales completas y estructuras de PPR. Sin embargo, la mayoría de las prótesis removibles en la mayoría de los países de Latinoamérica se fabrican utilizando métodos convencionales, aunque cada vez se publican más artículos sobre la aplicación dental de la tecnología digital en prótesis removibles(59).

Según Gentz et al.(60) la fabricación de digital de estructuras de prótesis removibles se limita a utilización de aleaciones de Co-Cr, debido a su rigidez superior en comparación con las aleaciones de titanio. Según los autores, esta aleación presenta buenos resultados iniciales en cuanto a propiedades mecánicas. En otro estudio, Tregerman et al.(61) probaron las propiedades biológicas de esta aleación de Co-Cr y encontraron que tenía buena biocompatibilidad, sin daño permanente a la función celular y, por lo tanto, fue calificada como una aleación no citotóxica(61).

Actualmente, hay varias técnicas digitales disponibles en el mercado para la producción de prótesis parciales removibles, incluidas técnicas sustractivas y aditivas. Así lo indican Wu et al.(62) donde informan que la técnica de fresado sustractivo es principalmente eficaz para prótesis parciales removibles no metálicas, mientras que las técnicas aditivas se utilizan principalmente en prótesis parciales removibles metálicas. Además, autores como Manzon et al.(63), Vasconcelos et al.(64), las técnicas digitales amplían la gama de materiales que se pueden utilizar para la producción de prótesis parciales removibles, incluidos nuevos polímeros (PEEK), y facilitan procedimientos que antes eran difíciles, como la fundición de prótesis parciales removibles de titanio, que se pueden producir más fácilmente con métodos digitales.(64),.

Esta revisión muestra que la evidencia disponible sugiere que estas técnicas tienen resultados clínicos prometedores. La sinterización por láser resultó en una mayor satisfacción del paciente en comparación con las prótesis parciales removibles convencionales. Sin embargo, se recomiendan ensayos clínicos a largo plazo para explorar los efectos a largo plazo de estas técnicas.

CAPITULO V

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

- Las aleaciones de metal más utilizadas para la realización de prótesis parcial removible son las aleaciones de metal base, mismas que se componen de metales no preciosos. En la estructura de prótesis parciales removibles se emplean en gran magnitud las aleaciones Cobalto-Cromo (Co-Cr), además de unirse a otros metales como el Níquel (Ni), Galio (Ga), Silicio (Si), Manganeso (Mn), Circonio (Zr), Tungsteno (W). Las aleaciones de Cobalto-Cromo han ganado y mantenido su popularidad y en los actuales momentos son usados en la mayoría de las dentaduras parciales removibles.
- Las principales propiedades de las aleaciones metálicas (Co-Cr) empleadas en prótesis parcial removible son: la resistencia a la corrosión y oxidación debido a su baja densidad, además de la capacidad para absorber tensiones y la resistencia a la tracción. Estas aleaciones también presentan una mejor biocompatibilidad y una longevidad considerablemente buena mientras no se presenten fracturas. El costo accesible de la fabricación y trabajo clínico de una prótesis parcial removible sigue siendo de elección para la mayoría de los pacientes parcialmente edéntulos.
- Recientemente, las técnicas digitales han revolucionado la producción de prótesis dentales parciales removibles, sin embargo, en la fabricación de estas todavía se hace poco uso de CAD/CAM. A pesar del elevado precio, el uso de estas tecnologías beneficiaría más a la fabricación de estructuras metálicas, sustituyendo los pasos de laboratorio y disminuyendo así el tiempo de preparación. Además, dichas tecnologías pueden lograr una mejor reproducibilidad y adaptación de los dispositivos protésicos, además de eliminar los errores en pasos como el encerado, el vaciado y el recubrimiento; sin embargo, aún es necesario realizar muchos avances en esta área para poder desarrollar equipos y software adecuados y reducir los altos costos de producción.

5.2 Recomendaciones

- Se ha evidenciado la importancia de conocer sobre las aleaciones metálicas en odontología, sobre todo para la realización de prótesis parciales removibles en pacientes parcialmente edéntulos, por lo que se recomienda considerar la realización de ensayos clínicos con prótesis realizadas de manera digital para mejorar el conocimiento de estas nuevas técnicas revolucionarias, para que de esta manera se pueda dar al paciente más opciones de tratamiento en la consulta.
- Se recomienda dar a conocer a los estudiantes de odontología acerca de la utilización de aleaciones metálicas para la realización de prótesis parciales removibles, especialmente sus propiedades y aplicación en pacientes edéntulos, puesto que es un tema que se va a desarrollar durante toda la carrera y en toda la profesión.
- No hay muchos aportes en cuanto a aleaciones metálicas en odontología, especialmente en la creación de prótesis parciales removibles en pacientes parcialmente edéntulos, por lo que es necesario realizar muchas investigaciones, estadísticas y análisis más completos del nivel de efectividad y si lo permiten. observar los resultados esperados.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. Tasaka A, Shimizu T, Kato Y, Okano H, Ida Y, Higuchi S, et al. Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D printed pattern and selective laser sintering. *J Prosthodont Res.* 2020 Apr 1;64(2):224–30.
2. Takaichi A, Fueki K, Murakami N, Ueno T, Inamochi Y, Wada J, et al. A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *J Prosthodont Res.* 2022;66(1):53–67.
3. Givan DA. Precious metal alloys for dental applications. In: *Precious Metals for Biomedical Applications.* Elsevier Ltd; 2014. p. 109–29.
4. Revilla-León M, Meyer MJ, Özcan M. Metal additive manufacturing technologies: literature review of current status and prosthodontic applications. *Int J Comput Dent.* 2019;22(1):55–67.
5. Yan X, Lin H, Wu Y, Bai W. Effect of two heat treatments on mechanical properties of selective-laser-melted Co-Cr metal-ceramic alloys for application in thin removable partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2018 Jun 1;119(6):1028.e1-1028.e6.
6. Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2018 Apr 1;119(4):586–92.
7. Rodrigues RCS, Faria ACL, Macedo AP, de Mattos M da GC, Ribeiro RF. Retention and stress distribution in distal extension removable partial dentures with and without implant association. *J Prosthodont Res.* 2013 Jan;57(1):24–9.
8. LARISSA DOLFINI ALEXANDRINO. Propriedades mecânicas e de superfície da liga cobalto-cromo impressa em diferentes angulações para confecção de estruturas metálicas de Prótese Parcial Removível [Internet]. 2021. Available from: <https://orcid.org/0000-0003-0289-1006>
9. López Kristhel. Rehabilitación de prótesis parcial removible metálica de clase Kennedy I modificación I en paciente adulto mayor con pérdida ósea bilateral mandibular. 2020.
10. Oluwajana F, Walmsley AD. Titanium alloy removable partial denture framework in a patient with a metal allergy: A case study. *Br Dent J.* 2012 Aug;213(3):123–4.
11. Lima JMC, Anami LC, Araujo RM, Pavanelli CA. Removable partial dentures: Use of rapid prototyping. *Journal of Prosthodontics.* 2014 Oct 1;23(7):588–91.
12. Arenas-Chavarría MA, Giraldo-Gómez SD, Latorre-Correa F, Villarraga-Ossa JA. Evaluation of the behavior system locator associated with a removable partial denture, finite element analysis. *Revista Estomatología.* 2018 May 12;25(2):10–6.

13. Schierz O, Schmohl L, Hahnel S, Rauch A. Polyoxymethylene as material for removable partial dentures—a literature review and illustrating case report. Vol. 10, *Journal of Clinical Medicine*. MDPI; 2021.
14. Chen H, Li H, Zhao Y, Zhang X, Wang Y, Lyu P. Adaptation of removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019 Sep 1;122(3):316–24.
15. Giraldo Olga. Metales y aleaciones en odontología. *Rev Fac Odont Univ Ant*. 2014;15(2):1–11.
16. Ohkubo C, Sato Y, Nishiyama Y, Suzuki Y. Titanium removable denture based on a one-metal rehabilitation concept. Vol. 36, *Dental Materials Journal*. Japanese Society for Dental Materials and Devices; 2017. p. 517–23.
17. Aarts JM, Jung J, Choi E, Metcalfe S, Bennani V, Advpros C, et al. Influence of build angulation on the mechanical properties of a direct-metal laser-sintered cobalt-chromium used for removable partial denture frameworks. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020;1(2):1–17.
18. Guo F, Huang S, Liu N, Hu M, Shi C, Li D, et al. Evaluation of the mechanical properties and fit of 3D-printed polyetheretherketone removable partial dentures. *Dent Mater J*. 2022;41(6):816–23.
19. Zhang M, Gan N, Qian H, Jiao T. Retentive force and fitness accuracy of cobalt-chrome alloy clasps for removable partial denture fabricated with SLM technique. *J Prosthodont Res*. 2022;66(3):459–65.
20. Vitoria Miñana I, Pericas Bosch J, Sánchez Ruiz-Cabello FJ, Soriano Faura FJ, Colomer Revuelta J, Cortés Rico O, et al. Dental health promotion. *Pediatría de Atención Primaria*. 2011;13(51):435–58.
21. Torii M, Nakata T, Takahashi K, Kawamura N, Shimpo H, Ohkubo C. Fitness and retentive force of cobalt-chromium alloy clasps fabricated with repeated laser sintering and milling. *J Prosthodont Res*. 2018 Jul 1;62(3):342–6.
22. Arafa KAO. Comparing the effects of titanium alloy and chrome cobalt in removable partial denture connectors on tooth mobility, bone loss and tissue reaction. *Saudi Journal for Dental Research*. 2016 Jul 1;7(2):112–7.
23. Takaichi A, Fueki K, Murakami N, Ueno T, Inamochi Y, Wada J, et al. A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *J Prosthodont Res*. 2022;66(1):53–67.
24. Aliaga Edgar, Alania Yasmani. Rehabilitación de paciente edéntulo parcial con extensión distal con prótesis parcial removable. 2022.
25. Alvarez Norma, Santillán Rodrigo. Comparación de la resistencia flexural de dos técnicas de soldadura, suelda a soplete metal base de tres unidades (estudio in-vitro). 2019.

26. Peng TY, Shimoe S, Tanoue N, Akebono H, Murayama T, Satoda T. Fatigue resistance of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal clasps for removable partial dentures. *Eur J Oral Sci.* 2019 Jun 1;127(3):269–75.
27. Ye H, Bai H, Li Z, Wang Y, Sun Y, Zhou Y. A metal template for preparing guiding planes for removable partial dentures.
28. Ahmed N, Abbasi MS, Haider S, Ahmed N, Habib SR, Altamash S, et al. Fit Accuracy of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated with CAD/CAM, Rapid Prototyping, and Conventional Techniques: A Systematic Review. Vol. 2021, *BioMed Research International*. Hindawi Limited; 2021.
29. Alhamoudi FH, Aldosari LIN, Alshadidi AAF, Hassan SA Bin, Alwadi MAM, Vaddamanu SK, et al. An Investigation of the Fracture Loads Involved in the Framework of Removable Partial Dentures Using Two Types of All-Ceramic Restorations. *Biomimetics.* 2023 Mar 1;8(1).
30. Tasaka A, Shimizu T, Kato Y, Okano H, Ida Y, Higuchi S, et al. Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D printed pattern and selective laser sintering. *J Prosthodont Res.* 2020 Apr 1;64(2):224–30.
31. Curylofo PA, Raile PN, Vasconcellos GLL, Macedo AP, Pagnano VO. Effect of Denture Cleansers on Cobalt-Chromium Alloy Surface: A Simulated Period of 5 Years' Use. *Journal of Prosthodontics.* 2020 Feb 1;29(2):142–50.
32. Viswambaran M, Sundaram RK. Effect of storage time and framework design on the accuracy of maxillary cobalt-chromium cast removable partial dentures. *Contemp Clin Dent.* 2015 Oct 1;6(4):471–6.
33. Al-Haj Husain N, Özcan M, Schimmel M, Abou-Ayash S. A digital cast-free clinical workflow for oral rehabilitation with removable partial dentures: A dental technique. *J Prosthet Dent.* 2019;1(2):1–6.
34. Akl MA, Stendahl CG. Removable Partial Denture Frameworks in the Age of Digital Dentistry: A Review of the Literature. Vol. 4, *Prosthesis*. MDPI; 2022. p. 184–201.
35. Suzuki G, Shimizu S, Torii M, Tokue A, Ying G, Yoshinari M, et al. In vitro evaluation of a removable partial denture framework using multi-directionally forged titanium. *J Adv Prosthodont.* 2020;12(6):369.
36. Alshegri AA, Alageel O, Caron E, Ciobanu O, Tamimi F, Song J. An analytical model to design circumferential clasps for laser-sintered removable partial dentures. *Dental Materials.* 2018 Oct 1;34(10):1474–82.
37. Peitsch WK, Hofmann I, Bulkescher J, Hergt M, Spring H, Bleyl U, et al. Drebrin, an Actin-Binding, Cell-Type Characteristic Protein: Induction and Localization in Epithelial Skin Tumors and Cultured Keratinocytes. 2005.
38. Richert R, Alshegri AA, Alageel O, Caron E, Song J, Ducret M, et al. Analytical model of I-bar clasps for removable partial dentures. *Dental Materials.* 2021 Jun 1;37(6):1066–72.

39. Kattadiyil MT, Mursic Z, Alrumaih H, Goodacre CJ. Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(3):444–8.
40. Tasaka A, Shimizu T, Kato Y, Okano H, Ida Y, Higuchi S, et al. Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D printed pattern and selective laser sintering. *J Prosthodont Res*. 2020 Apr 1;64(2):224–30.
41. Bajunaid SO, Altwaim B, Alhassan M, Alammari R. The fit accuracy of removable partial denture metal frameworks using conventional and 3D printed techniques: An in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2019;20(4):476–81.
42. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, et al. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. Vol. 118, *Journal of Prosthetic Dentistry*. Mosby Inc.; 2017. p. 273–80.
43. Meenaskshi A, Gupta Ranjaja, Vinay Bharti. An Evaluation of Retentive Ability and Deformation of Acetal Resin and Cobalt-Chromium Clasps. *Journal of Clinical and Diagnostic Research [Internet]*. 2016;10(1). Available from: www.jcdr.net
44. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Borges ALS, Araújo RM, da Silva JMF, Bottino MA, et al. Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dental Materials*. 2020 Feb 1;36(2):179–86.
45. Matsudate Y, Yoda N, Nanba M, Ogawa T, Sasaki K. Load distribution on abutment tooth, implant and residual ridge with distal-extension implant-supported removable partial denture. *J Prosthodont Res*. 2016 Oct 1;60(4):282–8.
46. Schweiger J, Güth JF, Erdelt KJ, Edelhoff D, Schubert O. Internal porosities, retentive force, and survival of cobalt–chromium alloy clasps fabricated by selective laser-sintering. *J Prosthodont Res*. 2020 Apr 1;64(2):210–6.
47. Rangrazi A, Mirmortazavi A, Imani R, Nodehi D. Effect of Ozone on Corrosion Behavior of a Cobalt–Chromium Alloy Used in Removable Partial Denture Framework: An In Vitro Study. *J Adv Oral Res*. 2021 Nov 1;12(2):304–9.
48. Peng TY, Ogawa Y, Akebono H, Iwaguro S, Sugeta A, Shimoe S. Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures. *J Prosthodont Res*. 2020 Jul 1;64(3):250–6.
49. Barraclough O, Gray D, Ali Z, Nattress B. Modern partial dentures - part 1: novel manufacturing techniques. *Br Dent J*. 2021 May 1;230(10):651–7.
50. Alageel O, Abdallah MN, Alshegri A, Song J, Caron E, Tamimi F. Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2018 Apr 1;106(3):1174–85.
51. Gentz FI, Brooks DI, Liacouras PC, Petrich A, Hamlin CM, Ellert DO, et al. Retentive Forces of Removable Partial Denture Clasp Assemblies Made from

- Polyaryletherketone and Cobalt-Chromium: A Comparative Study. *Journal of Prosthodontics*. 2022 Apr 1;31(4):299–304.
52. Tregerman I, Renne W, Kelly A, Wilson D. Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019 Oct 1;122(4):390–5.
 53. Wu J, Li Y, Zhang Y. Use of intraoral scanning and 3-dimensional printing in the fabrication of a removable partial denture for a patient with limited mouth opening. *Journal of the American Dental Association*. 2017 May 1;148(5):338–41.
 54. Manzon L, Fratto G, Poli O, Infusino E. Patient and Clinical Evaluation of Traditional Metal and Polyamide Removable Partial Dentures in an Elderly Cohort. *Journal of Prosthodontics*. 2019 Oct 1;28(8):868–75.
 55. Vasconcelos GLL, Curylofo PA, Raile PN, Macedo AP, Paranhos HFO, Pagnano VO. Effect of Alkaline Peroxides on the Surface of Cobalt Chrome Alloy: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*. 2019 Jan 1;28(1):e337–41.