



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD CIENCIAS DE LA SALUD
CARRERA ODONTOLOGÍA

“Uso del polietercetona (PEEK) como alternativa a las aleaciones metálicas en prótesis
removible”

Trabajo de Titulación para optar al título de odontólogo

Autor:

Llulema Chafla, Henry Stiven

Tutor:

Dr. Cristian Roberto Sigcho Romero

Riobamba, Ecuador. 2024

DECLARATORIA DE AUTORÍA

Yo, Henry Stiven Llulema Chafra, con cédula de ciudadanía 0604542035, autor del trabajo de investigación titulado: “Uso del polieterecetona (PEEK) como alternativa a las aleaciones metálicas en prótesis removible”, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

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

En Riobamba, 29 noviembre del 2024.



Henry Stiven Llulema Chafra

C.I.:0604542035

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

Quienes suscribe, Dr. Cristian Roberto Sigcho Romero catedrático adscrito a la Facultad de Ciencias de la Salud, por medio del presente documento certifico haber asesorado y revisado el desarrollo del trabajo de investigación titulado: “Uso del polietercetona (PEEK) como alterativa a las aleaciones metálicas en prótesis removible” , bajo la autoría Henry Stiven Llulema Chafla; por lo que se autoriza ejecutar los trámites legales para su sustentación.

Es todo cuanto informar en honor a la verdad, en Riobamba a los 21 días de noviembre el 2024.



Dr. Cristian Roberto Sigcho Romero

C.I: 0603940941

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación “Uso del polieterecetona (PEEK) como alterativa a las aleaciones metálicas en prótesis removible”, presentado por Henry Stiven Llulema Chafla, con cédula de identidad número 0604542035, bajo la tutoría de 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 29 de noviembre del 2024.

Dra. Carlos Alberto Albán Hurtado
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO

Dr. Xavier Guillermo Salazar Martínez
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

Dr. Mauro Ramiro Costales Lara
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



Dirección
Académica
VICERRECTORADO ACADÉMICO

en movimiento



SISTEMA DE GESTIÓN DE LA CALIDAD
UNACH-RGF-01-04-08.17
VERSIÓN 01: 06-09-2021

CERTIFICACIÓN

Que, **LLULEMA CHAFLA HENRRY STIVEN** con CC: **0604542035**, estudiante de la Carrera de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado” **Uso del polietercetona (Peek) como alternativa a las aleaciones metálicas en prótesis removible**”, cumple con el N 9 %, de acuerdo al reporte del sistema Anti plagio **Turnitin**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente, autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 21 de noviembre de 2024.

Dr. Cristian Roberto Sigcho Romero
TUTOR(A)

DEDICATORIA

Mi más sincero agradecimiento a la Universidad Nacional de Chimborazo y a la carrera de Odontología por darme la oportunidad de pertenecer a tan noble institución y culminar mis estudios académicos, a los diferentes docentes de la carrera que con sus conocimientos y sabiduría ayudaron a mi formación profesional. A mi tutor el Dr. Cristian Sigcho que con su experiencia y aportación supo guiarme en el desarrollo de este proyecto de investigación permitiendo así la culminación exitosa de mi proyecto final.

Henry Stiven Llulema Chafla.

AGRADECIMIENTO

Dedico el presente trabajo de investigación principalmente a Dios por darme fuerzas en los momentos difíciles permitiéndome seguir adelante y materializar todos mis sueños, A mi madre María Chafla, por ser un gran apoyo moral, económico y anímico durante toda mi carrera profesional, a mis hermanos, José, Alexis, Valeria y Jessica que siempre confiaron en mí, a mi novia Anahí que me apoyo en todo momento, a mis amigos, docentes y futuros colegas los cuales con sus conocimientos y experiencias permitieron mi desarrollo académico, este logro no es solo mío es de todas las personas que me apoyaron y permitieron esto posible, no me alcanzan las palabras para agradecerles por todo.

Henry Stiven Llulema Chafla.

ÍNDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA
DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR
CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL
CERTIFICADO ANTIPLAGIO
DEDICATORIA
AGRADECIMIENTO
ÍNDICE GENERAL
ÍNDICE DE TABLAS
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES
ÍNDICE DE GRÁFICOS
ÍNDICE DE FIGURAS
RESUMEN
ABSTRACT

CAPÍTULO I.....	15
INTRODUCCIÓN	15
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	17
1.2 JUSTIFICACIÓN	18
1.3 OBJETIVOS	19
1.3.1 Objetivo General.....	19
1.3.2 Objetivos Específicos.....	19
CAPÍTULO II	20
MARCO TEÓRICO	20
2.1 Edentulismo.....	20
2.2 Causas	20
2.2.1 Caries dental.....	20
2.2.2 Enfermedad periodontal.....	20
2.2.3 Traumatismos	21
2.3 Consecuencias	21
2.3.1 Pérdida ósea.....	21
2.3.2 Migración e inclinación dental	22
2.3.3 Alteraciones funcionales.....	22
2.3.4 Alteraciones temporomandibulares (ATM).....	23
2.3.5 Alteraciones psicológicas	23

2.4 Clasificación de Kennedy	24
2.3.1 Reglas de Applegate.....	24
2.4 Prótesis removible	24
2.5 Materiales convencionales para elaborar prótesis removibles	25
2.5.1 Acrílico.....	25
2.5.2 Valplast.....	26
2.5.3 Cromo-cobalto.....	26
2.6 Uso del CAD-CAM en prótesis removible	27
2.6.1 Diseño asistido por computadora (CAD).....	28
2.6.2 Fabricación asistida por computadora (CAM).....	28
2.6.3 Materiales utilizados para la impresión 3D	29
2.7 Polietercetona (PEEK)	30
2.7.1 Composición.....	30
2.7.2 Tipos	31
2.7.3 Técnicas de moldeo.....	34
2.7.4 Propiedades.....	36
CAPÍTULO III.....	37
3. METODOLOGÍA.....	37
3.1 Tipo y diseño de investigación.....	37
3.2 Pregunta PICO	37
3.3 Establecimiento de criterios de selección para limitar la búsqueda.....	38
3.3.1 Población.....	39
3.3.2 Muestra.....	39
3.3.3 Criterios de Inclusión	39
3.3.4 Criterios de Exclusión.....	39
3.3.5 Recursos	40
3.3.6 Técnicas e Instrumentos	40
3.3.8 Descriptores de búsqueda	40
3.3.9 Búsqueda Inicial.....	40
3.3.10 Búsqueda sistemática	41
CAPÍTULO IV.....	42
4.1 RESULTADOS.....	42
4.4.1. Número de publicaciones por año.....	42
4.4.2. Número de artículo y su factor de impacto (SJR)	42
4.1.3. Porcentaje de artículos por cuartil.....	43

4.1.4. Número de artículos por bases de dato.....	44
4.1.5. Porcentaje de artículos por bases de datos.....	44
4.1.6. Búsqueda y recopilación de datos.....	45
4.1.1 Síntesis de resultados	48
4.1.2 Retención	49
4.1.3 Retención ante el envejecimiento artificial.....	53
4.1.4 Resistencia	56
4.1.5 Resistencia a la fractura	56
4.1.6 Resistencia a la deformación.....	58
4.1.7 Ajuste.....	60
4.1.8 Estabilidad de color	63
4.1.9 Rugosidad superficial y retención de placa bacteriana	67
4.1.10 Rendimiento clínico	69
4.2 DISCUSIÓN	72
4.2.1 Retención	73
4.2.2 Retención ante el envejecimiento artificial.....	75
4.2.3 Resistencia a la fractura	76
4.2.4 Resistencia a la deformación.....	78
4.2.5 Ajuste.....	79
4.2.6 Estabilidad de color	80
4.2.7 Rugosidad superficial y retención de la placa	81
4.2.8 Desempeño clínico	82
CAPÍTULO V	84
5. CONCLUSIONES y RECOMENDACIONES.....	84
5.1 Conclusiones	84
5.2 Recomendaciones.....	84
6. BIBLIOGRAFÍA.....	85
7. ANEXOS.....	91
Anexo 1 Artículos utilizados para el estudio.	91

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de PEEK modificados.....	32
Tabla 2. Tipos de PEEK comerciales.....	33
Tabla 3. Propiedades mecánicas y físicas del PEEK.	36
Tabla 4. Pregunta PICO	37
Tabla 5. Número de artefactos utilizados en cada estudio.	47
Tabla 6. Resultados de retención de acuerdo al tipo de retenedor y modelo de estudio.....	51
Tabla 7. Resultados del envejecimiento artificial en relación a la retención.....	54
Tabla 8. Resultados de resistencia a la fractura de acuerdo al número de ciclos y deflexión aplicada.	57
Tabla 9. Resultados de la resistencia a la deformación de acuerdo al número de ciclos y deflexión aplicada.	59
Tabla 10. Resultado de ajuste de acuerdo a la técnica de moldeo y método de medición.....	61
Tabla 11. Cambio de color según el sistema Nacional de estándares (NBS).	64
Tabla 12. Resultados del envejecimiento artificial con relación al cambio de color.....	65
Tabla 13. Resultado del envejecimiento artificial con relación a la rugosidad superficial (Ra). 68	
Tabla 14. Características de los estudios clínicos de PPR elaboradas con PEEK y Cr-Co	70
Tabla 15. Resultados del rendimiento clínico de las PPR elaboradas con Cr-Co y PEEK.....	71

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Composición química del PEEK.....	31
Ilustración 2. Técnica moldeada por inyección.....	34
Ilustración 3. Técnica moldeada por compresión.....	34
Ilustración 4. Técnica moldeada por extrusión.....	35
Ilustración 5. Técnica de fresado CAD-CAM.....	35
Ilustración 6. Una representación esquemática de las estructuras modeladas empleadas en este estudio.	49
Ilustración 7. Ganchos dobles Acker realizados Peek y Cr-Co-Mo utilizados en el estudio.	50
Ilustración 8. Fabricación de ganchos en Cr-Co fresados en CAD.CAM.....	50
Ilustración 9. Fabricación de ganchos en Peek, Pekk fresados en CAD-CAM.....	50

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 Número de publicaciones por año.....	42
Gráfico 2 Número de publicaciones y el factor de impacto.....	43
Gráfico 3 Porcentaje de publicaciones y su cuartil	43
Gráfico 4 Número de publicaciones y bases de datos.....	44
Gráfico 5 Porcentaje de publicaciones por base de datos	45

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 5 Flujoograma de metodología PRISMA	46
---	----

RESUMEN

El objetivo de la presente investigación fue conocer el uso del polietercetona (PEEK) como material alternativo a las aleaciones metálicas en prótesis removible mediante la revisión bibliográfica para actualizar la evidencia de su uso actual. Se recolectaron un total de 582 artículos, de los cuales se seleccionaron aquellos con un conteo promedio de citas y el factor de impacto Scimago Journal Ranking. También se tuvo en cuenta el idioma y el tipo de estudio. Finalmente, se obtuvo un número de 21 artículos científicos para la revisión bibliográfica. Se optó por dividir los resultados de los artículos empleados para esta revisión en tres grupos, determinando diferentes parámetros como son (retención, resistencia y ajuste). Se utilizaron cuatro investigaciones para la retención, y tres para evaluar la resistencia y uno para evaluar la adaptación sobre los modelos. En la actualidad el desarrollo de sistemas de digitales CAD-CAM ha permitido la creación de nuevos materiales como los termoplásticos (PEEK, PEKK, PMMA). Se concluyó en el presente trabajo de investigación que luego de la revisión de varios estudios se demostró que PEEK presentaba valores de retención significativamente menores que el Cromo-Cobalto, pero conserva valores de retención suficiente para evitar el desalajo, además el Peek presentó valores superiores en ajuste y resistencia a la fractura, la resistencia a la deformación no presentó valores similares, aunque se necesitan más evidencia científica que respalde dichos resultados.

Palabras claves: PEEK, prótesis parcial removible, aleaciones metálicas, CAD/ CAM, Cromo cobalto, edéntulo parcial.

ABSTRACT

The objective of this research was to know the use of PEEK as an alternative material to metal alloys in removable prostheses through a bibliographic review to update the evidence of its current use. The text mentions that a total of 566 articles were collected, of which those with an average citation count and the Scimago Journal Ranking impact factor were selected. The language and type of study were also considered. Finally, 21 scientific articles were obtained for the systematic review. It was decided to divide the results of the articles used for this review into three groups, determining different parameters such as retention, resistance, and adjustment. Four investigations were used for retention, three to evaluate resistance, and one to evaluate adaptation to the models. Currently, the development of digital CAD-CAM systems has allowed the creation of new materials such as thermoplastics (PEEK, PEKK, PMMA). It is concluded in this research work that after reviewing several studies, it was shown that PEEK presented significantly lower retention values than Cr-Co but retained sufficient retention values to avoid dislodgement. In addition, PEEK presented higher values in adjustment and fracture resistance; resistance to deformation does not present similar values, although more scientific evidence is needed to support these results.

Keywords: PEEK, removable partial denture, metal alloys, CAD/CAM, Cobalt chrome, partial edentulous.



Revised by
Mario N. Salazar
English Teacher

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

El rápido desarrollo de tecnologías asistida por computadora (CAD-CAM) de diseño y elaboración han revolucionado la odontología ya que nos permiten fabricar aditamentos protésicos con mayor precisión y rapidez, en la actualidad existen diferentes materiales termoplásticos que son utilizados para la elaboración de prótesis dentales. En odontología el (PEEK) polietercetona se puede utilizar como material estructural para prótesis fija sobre implantes, sobredentaduras, pilares de cicatrización y como alterativa a las aleaciones metálicas en (PPR) prótesis parcial removible. (1)

Las prótesis dentales han sido utilizadas desde los inicios de la rehabilitación oral como tratamiento de elección en pacientes que presentan zonas edéntulas amplias ya sean unilaterales o bilaterales y con rebordes residuales reabsorbidos que limite la colocación de implantes. Generalmente su estructura está elaborada de acrílico de termocurado o de aleaciones metálicas como él (Cr-Co) cromo-cobalto o el (Cr-CoMo) Cromo-Cobalto-Molibdeno que presentan altas propiedades mecánicas y de resistencia, pero tienen diferentes desventajas en relación a la estética debido a su tonalidad plateada, por lo que está siendo rechazada por pacientes con altas exigencias estéticas. (2)

Una de las principales desventajas se produce cuando los iones metálicos liberados por las estructuras de Cr-Co están disueltos en la saliva e interactúan con las restauraciones metálicas como la amalgama y el oro en la cavidad bucal, lo que puede causar una corrosión galvánica generando una sensación de sabor metálica en la boca de los pacientes que presentan dichas prótesis o en ciertos casos pueden provocar una reacción alérgica en la mucosa donde se asienta las prótesis, es por esto que se ha buscado alternativas de materiales que nos permitan tener una correcta biocompatibilidad con dientes y tejidos. Actualmente podemos encontrar el PEEK en tonalidad beige, que se puede anatomizar con pigmentos similares a los tejidos orales que nos permite personalizar el color de los ganchos de acuerdo al color de los dientes remanentes del paciente, además podemos encontrar una tonalidad rosa muy semejante al color de la mucosa fabricando prótesis removibles con mayor aspecto estético. (3)

El PEEK es un polímero termoplástico aromático lineal semicristalino su uso actual para la elaboración de bases protésicas removibles ha demostrado excelentes propiedades mecánicas, estabilidad química, resistencia altas temperaturas y al desgaste. Además, es un material que tiene una baja afinidad por la placa dental y conserva su resistencia en medios húmedos. Tiene un módulo de elasticidad bajo (4GPa) en comparación a otros materiales metálicos como el oro (91 GPa) y el cromo (220 GPa), su elasticidad es similar al hueso alveolar lo que permite reducir tensiones producidas por la fuerza de la masticación generando un efecto de amortiguamiento reduciendo el estrés sobre los dientes pilares siendo el material ideal para pilares que presentan compromiso periodontal. (1)

La odontología contemporánea se ha centrado en la implementación de programas de prevención de la salud bucodental y en tratamientos más conservadores, además se han adquirido más conocimiento sobre las enfermedades orales, cómo disminuirlas y cómo mejorar los materiales utilizados en odontología. El enfoque de la odontología hacia la prevención oral ha disminuido progresivamente el porcentaje de edéntulos de arcada completa en la población más anciana, no obstante, el porcentaje de personas que tienen edentulismo parcial aumento considerablemente. (4)

El aumento de la edad media de la población, el aumento de los dientes afectados y la expectativa de vida en muchos países son las principales causas de este fenómeno, debido a esto el edentulismo parcial se ha convertido en una situación común en muchas naciones y la forma de tratar esta enfermedad es a través de un tratamiento protésico que no solo devuelve la función masticatoria y fonatoria sino también la estética, generando interés en el desarrollo de nuevos materiales que funcionen como alternativa para la elaboración de prótesis dentales, que deben tener buenas propiedades biológicas, mecánicas y que también sean imperceptibles o se mimeticen con los tejidos bucales. (3)

El avance de la tecnología ha permitido modernizar la forma en que se elaboran los aditamentos protésicos no solo en campo de la medicina sino también en el campo de la odontología, mediante el uso de sistemas CAD diseño asistido por computadora y CAM fabricación asistida por computador, reduciendo los tiempos de laboratorio y los tiempos de tratamiento, en los últimos años el uso de esta tecnología digital se ha vuelto más frecuente, revolucionando radicalmente la manera de fabricar las prótesis dentales. (5)

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En los últimos años la pérdida prematura de órganos dentales ha sido uno de los problemas más frecuentes en la consulta odontológica, varios estudios a nivel mundial han revelado que personas en una edad promedio 20 años empiezan a presentar ausencias de piezas dentales provocados por diferentes factores entre los cuales predominan la caries dental, problemas periodontales o traumatismo. Estudios realizados en países sudamericanos han demostrado que el 70,4% de la población mayor a los 18 años presenta la pérdida definitiva de un diente permanente, el edentulismo parcial o pérdida de múltiples dientes se presenta en el 24,4 % de la población y el 5,2% son edéntulos totales o pérdida total de los dientes, en la mayor parte de los casos presentaban una pérdida ósea significativa debido a que no se encontraban rehabilitados con algún tipo de prótesis parcial removible lo que generaba un problema al momento de realizar el tratamiento, solo el 30% de la población contaba con un tratamiento de rehabilitación establecido siendo las aleaciones de metales nobles como el Cr-Co o Cr-CoMo y el acrílico. (4) (5)

Investigaciones sobre salud oral llevadas a cabo en países sudamericanos como Colombia indican que hasta el 20% de la población presenta maxilares parcialmente desdentados, y se anticipa que esta cifra aumente en los próximos años. Según la "Encuesta de Salud Dental," uno de cada diez adultos utiliza una PPR para su rehabilitación. Además, el 6% de la población carece completamente de dientes en uno o ambos maxilares. Los pacientes con síndrome de combinación, ya sea total o removible, representan el 13% de la población. (6)

1.2 JUSTIFICACIÓN

La aplicación estructuras de prótesis parciales removibles fabricadas mediante técnicas de fundición lleva más de 60 años de antigüedad, utilizando aleaciones de metales nobles que estas compuestas principalmente de cromo, cobalto y molibdeno, entre otros elementos. Estas aleaciones se dividen en aquellas que contienen níquel y níquel puro, la literatura ha estudiado ampliamente este grupo de materiales debido a problemas de corrosión, los cuales representan un riesgo potencial para la salud y son causados por estos y otros componentes presentes en las aleaciones. (6)

La tecnología innovadora CAD-CAM podría ser una solución, ya que permite el uso de materiales biocompatibles con los tejidos orales, ofreciendo nuevas posibilidades y reduciendo el tiempo necesario para fabricar las prótesis. (7)

La importancia de este proyecto será el aportar información relacionada con el uso del PEEK como alternativa a las aleaciones metálicas en prótesis removibles con el fin de aportar conocimientos actualizados de la temática y sirva como fuente de información para futuras investigaciones y como aporte clínico como aporte a la carrera de odontología de la Universidad Nacional de Chimborazo.

En la revisión bibliográfica los beneficiarios directos serán tanto estudiantes como profesionales odontológicos que van a adquirir conocimiento sobre los diferentes materiales que nos sirven de alternativa para elaborar aditamentos protésicos usando sistemas computarizados como es el CAD-CAM facilitando los tiempos de trabajo y la precisión del mismo además nos permite obtener prótesis removibles libres de metal con un aspecto más estético para el paciente. Indirectamente las personas que estarán beneficiadas serán los pacientes que puedan ser tratados con este nuevo tipo de material en su rehabilitación protésica.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General

- Conocer el uso del PEEK como material alternativo a las aleaciones metálicas en prótesis removible mediante la revisión bibliográfica para actualizar la evidencia de su uso actual.

1.3.2 Objetivos Específicos.

- Comparar los principios mecánicos de retención, resistencia y ajuste de las prótesis removibles realizadas en PEEK y en Cromo-Cobalto.
- Determinar los efectos que provoca el envejecimiento artificial sobre las estructuras protésicas de PEEK y de Cr-Co según los estudios In-Vitro.
- Analizar el rendimiento clínico del PEEK como material ideal para sustituir las aleaciones metálicas en prótesis removible.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Edentulismo

Varios estudios a nivel mundial han identificado que personas alrededor de los 20 a 30 años empiezan a perder las piezas dentales provocados por diferentes factores entre los cuales predominan la caries dental, problemas periodontales y traumatismo, siendo los países latinoamericanos de bajo desarrollo los más afectados debido a que presentan un mayor factor de riesgo por sus condiciones de vida y un ineficiente acceso a la salud pública. (7)

Estudios realizados en países sudamericanos han demostrado que el 70,4% de la población mayor a los 18 años presenta la ausencia de algún diente permanente, el 24,4 % de la población presenta edentulismo parcial o pérdida de varios dientes y el 5,2% son edéntulos totales o pérdida total de los dientes. La ausencia de piezas dentales puede provocar cambios significativos en la estética y en la función masticatoria desencadenando alteraciones musculares, articulares y movimientos dentales (inclinación, rotación y extrusión). (8)

2.2 Causas

2.2.1 Caries dental

Es el factor más frecuente de pérdida prematura de piezas dentales ya que la mayor parte de las personas presentan esta patología, la caries en un grado avanzado debilita la estructura dentaria provocando que sea susceptible a fracturas y en muchos casos generando amplia destrucción coronaria haciendo imposible rehabilitar con los métodos convencionales (coronas, incrustaciones) por lo cual son indicadas para extracción. (9)

2.2.2 Enfermedad periodontal

Es la segunda enfermedad más prevalentes presente en boca después de la caries dental y está se produce por una deficiente higiene oral puede provocar la acumulación de placa y calculo a nivel del tejido gingival de los dientes generando irritación e inflamación produciéndose lo que se conoce como gingivitis, al no ser tratada se produce una inflamación crónica conocida como periodontitis dónde ya existe una destrucción de los

tejidos de soporte del diente como son el cemento y hueso alveolar provocando movilidad dental. El grado de movilidad va depender del nivel de destrucción del hueso y está clasificada en tres grados (I, II, III) de acuerdo al movimiento horizontal que presente el diente siendo el grado 3 el de peor pronóstico ya que existe un movimiento horizontal como vertical provocando que el tratamiento indicado sea la exodoncia. (6)

2.2.3 Traumatismos

Otro factor que causa la pérdida de piezas dentales, sin estar relacionado con alguna enfermedad, es un golpe de alta intensidad, que puede provocar la fractura o el desalojo de uno o varios dientes (avulsión). La correcta reimplantación del diente dependerá del manejo de la emergencia y del tiempo transcurrido; por esta razón, solo el 35% de los dientes permanentes reimplantados tienen éxito. (9)

2.3 Consecuencias

Al perder un diente el sistema bucodental sufre alteraciones que tendrá un impacto directo o indirecto en toda la cavidad oral, entre las cuales tenemos la pérdida ósea, migración e inclinación de piezas vecinas, alteraciones funcionales y articulares. (10)

2.3.1 Pérdida ósea

Los dientes están constituidos por tejidos de soporte (encía, cemento, hueso y tejido periodontal), al extraer un diente se rompen las fibras y el ligamento periodontal produciendo que el hueso se reabsorba como resultado natural de la falta de estimulación producida por las fuerzas ejercidas sobre los dientes. El hueso alveolar, comienza a perder su volumen desde el momento en que se extrae el diente y continúa con el tiempo. La resorción hace que el hueso pierda tanto anchura como altura, la cual tiene una clasificación propuesta por Seibert propuesta en 1983, la pérdida significativa del hueso es mayor en el maxilar que en la mandíbula debido al tipo de hueso que presentan cada uno, la pérdida puede aumentar cuando se pierden varios dientes y cuando no se ha rehabilitado con algún tipo de prótesis. (11)

Debido a la falta de un reborde alveolar adecuado sobre la cual la dentadura se establezca, en ocasiones esto dificulta rehabilitar con una prótesis removible. La encía que cubre el hueso a medida que el hueso resorbe y se forma una concavidad (depresión a lo alto y

ancho), o tejidos móviles compuesta en su mayor parte por mucosa lo que puede ser antiestética, disminuye la retención de la prótesis y puede producir empaquetamiento de alimentos bajo los dientes adyacentes o la prótesis. (7)

2.3.2 Migración e inclinación dental

La migración dental puede ser consecuencia de la pérdida de uno o más dientes en un segmento de la boca. Dado que los dientes necesitan estar en contacto directo entre sí, los dientes adyacentes tienden a inclinarse hacia el espacio vacío dejado por los dientes perdidos, lo que provoca alteraciones en la oclusión o puntos de contacto desbalanceados.

Esta migración ocurre de manera patológica debido a la pérdida dental, lo que lleva a la acumulación de placa y restos de alimentos, y dificulta la limpieza, resultando en inflamación del tejido gingival. Los dientes adyacentes se vuelven más susceptibles a desarrollar caries y enfermedades periodontales a medida que migran. (12)

Al modificarse la relación entre los dientes la oclusión (mordida) del paciente edéntulo parcial también puede estar afectado negativamente por la migración e inclinación dental. Los dientes antagonistas, al buscar un contacto de oclusión con la pieza ausente, pueden migrar hacia abajo, fenómeno conocido como extrusión o sobre erupción, lo que puede generar movilidad a largo plazo de estas piezas antagonistas. (13)

2.3.3 Alteraciones funcionales

La pérdida de piezas dentales puede ocasionar problemas funcionales, como dificultades en la deglución que afectan directamente la masticación, dificultando la trituración adecuada de los alimentos. Esto puede derivar en una formación insuficiente del bolo alimenticio, lo que permite que los alimentos pasen enteros al tracto digestivo. Como consecuencia, el estómago se ve obligado a secretar una mayor cantidad de ácido clorhídrico para digerir dichos alimentos, lo que a largo plazo puede generar problemas gastrointestinales. (14)

Otros problemas relacionados con la ausencia de piezas dentales, son los problemas de fonación o problemas para poder pronunciar ciertos sonidos o palabras ya que varios estudios han demostrado que la lengua se apoya sobre los dientes anteriores para emitir

ciertos fonemas, por lo que al perder las piezas dentales del sector anterior provoca una dificultad para hablar además altera el aspecto estético. (15).

2.3.4 Alteraciones temporomandibulares (ATM)

Cuando no hay ausencias dentales existe una oclusión normal que tiene un esquema masticatorio coordinado y regulado, con un movimiento y una forma de trituración de alimentos específicos. La oclusión estable de piezas dentales está relacionada con un equilibrio muscular y articular ya que todo forma un sistema que trabaja de manera uniforme, cuando existe pérdida dental el equilibrio se rompe y surgen movimientos masticatorios parafuncionales que producen problemas directos en la articulación temporomandibular y para todos los componentes del sistema, lo que resulta en episodios de disfunción que provocan dolor. (16)

2.3.5 Alteraciones psicológicas

Los dientes no solo son cruciales para la función masticatoria, sino que también influyen en la apariencia y los rasgos faciales. Al sonreír, los dientes del sector anterior se hacen visibles, y su ausencia puede alterar el perfil facial, causando cambios en la posición de los labios y la mandíbula. (13)

La mayoría de los cambios son fácilmente visibles, lo que puede generar problemas de confianza e inseguridad en los pacientes con edentulismo. Investigaciones indican que aquellos pacientes que carecen de dientes en la zona anterior experimentan dificultades para socializar, así como sentimientos de inseguridad y desconfianza. Por esta razón, la rehabilitación oral se dedica a restaurar tanto la función como la estética. (17)

En la actualidad la estética al elaborar una prótesis es muy importante debido a esto se han buscado materiales que nos permitan obtener mejores resultados estéticos, el Cr-Co ha sido el material más utilizado en prótesis removible debido a sus buenas propiedades mecánicas, pero carece de estética debido a su color plateado que es visible en sus ganchos retentivos. (18)

2.4 Clasificación de Kennedy

Las áreas edéntulas han sido clasificadas en función de los dientes remanentes por varios autores, incluidos Wilson, Cummer, Skinner y Friedman. La clasificación más popular, sin embargo, es la de Edward Kennedy en 1925. (19)

- **Clase I:** Presencia de zonas edéntulas de manera bilateral en el sector posterior y con presencia de dientes remanentes en el sector anterior la subdivisión va depender de la cantidad de dientes ausentes en el sector dentado. (20)
- **Clase II:** Presencia de zonas edéntulas de manera unilateral en el sector posterior con presencia de dientes en el sector anterior y del lado contrario al espacio edéntulo la subdivisión va depender de la cantidad de dientes ausentes en el sector dentado. (18)
- **Clase III:** Presencia de zonas edéntulas cortas o amplias que presenten un diente remanente posterior utilizado como pilar, la subdivisión va a depender de la cantidad de diente en el sector dentado para esta clase se va tomar en cuenta el pilar más posterior. (19)
- **Clase I:** Presencia de zonas edéntulas en el sector anterior de manera corta o amplia está clases no admite subdivisiones. (20)

2.3.1 Reglas de Applegate

Para una mejor clasificación de las clases de Kennedy se crearon las reglas de Applegate que subdividen a cada clase de acuerdo al número de espacios edéntulos que existan demás a la clasificación principal, las clases I, II, III presentan éstas subdivisión a excepción de las clases IV.

Está clasificación se realiza cuando se haya establecido la clase de Kennedy, el pilar más posterior es el que se va a tomar en cuenta y en caso de que exista un tercer molar se debe determinar si se va o no considerar como un pilar para establecer las subdivisiones. (21)

2.4 Prótesis removible

La ausencia de piezas dentales de manera parcial y total es uno de los problemas más frecuentes en la consulta odontológica y al no ser tratada a tiempo puede provocar alteraciones dentales musculares y articulares. El objetivo de la rehabilitación oral es

devolver la función (masticación, fonación) y la estética a través de la incorporación de prótesis con dientes artificiales que realizarán las funciones de los dientes ausentes. (19)

La deglución es una de las funciones más importantes para el ser humano ya que mediante ella se digieren los alimentos y se metabolizan en nutrientes, según la OMS las primeras piezas en perder pertenecen al sector posterior (molares y premolares) las cuales cumplen la función de triturar los alimentos grandes en pequeños lo cual va a facilitar la formación del bolo alimenticio y así su rápida digestión en el estómago. Al no presentar piezas dentales en el sector posterior este proceso no se cumple de manera adecuada generando un desequilibrio de deglución provocando una alteración en la reacción metabólica. (22)

2.5 Materiales convencionales para elaborar prótesis removibles

En la actualidad hay diversos tipos de materiales para la fabricación de prótesis removibles cada uno presenta características diferentes y la selección del material adecuado va a depender de la necesidad del paciente además está relacionado a otros factores como los estéticos, funcionales y económicos. Estos materiales deben ser biocompatibles, tener una buena adaptación biológica y tener una estética aceptable porque se encontrarán en un ambiente húmedo en íntimo contacto con los tejidos duros y blandos. (18)

Los materiales más utilizados para la elaboración de prótesis removibles es el cromo-cobalto, cromo-níquel, acrílico de termocurado, nylon con acrílico (valplast) y polietercetona (Peek) cada uno de estos materiales tiene diferente grado de flexibilidad, estabilidad, estética, retención y resistencia a la tracción por lo cual cada material se va a utilizar de acuerdo al caso a tratar y al número de piezas dentales ausentes. (20)

2.5.1 Acrílico

Está constituido por un polímero (polvo) compuesto por un plastificante, iniciador, pigmentos y fibras sintéticas, mientras que el monómero (líquido) está formado por un inhibidor, un activador y un agente de enlaces. Desde el año 1937 se han utilizado en la odontología para la elaboración de coronas y prótesis removibles. Al mezclar el polvo con el líquido ocurre un proceso de polimerización que transcurre por múltiples etapas hasta llegar a su dureza final. (20)

Debido a que presenta tonos de color similares a los tejidos orales y a su bajo precio en el mercado es uno de los materiales más utilizados pero al ser un material que presenta una buena rigidez y una dureza intermedia lo hace susceptible a las fracturas, las prótesis removibles que son diseñadas con acrílico suelen estar acompañadas de ganchos de alambre metálicos que al no tener la rigidez ni el calibre adecuado se des adaptan con facilidad y al no contar con apoyos oclusales produce una compresión directa a los tejidos residuales promoviendo la rápido reabsorción del hueso alveolar por lo cual están indicados como prótesis provisionales o en paciente de bajos recursos económicos. (21)

2.5.2 Valplast

Este material fue introducido en el año de 1956 está compuesto por superpoliamidas que es un componente parecido al nylon que tiene una capacidad termoplástica y tiene una gran biocompatibilidad en el medio intraoral, al ser un material con gran flexibilidad permite adaptarse a los movimientos funcionales de la masticación además que es un material sumamente estético ya que no presenta elementos metálicos en su estructura y su tonalidad es muy semejantes a la de la encía. (20)

Su excelente módulo elástico lo hace menos susceptible a presentar fracturas en comparación a otros materiales pero presenta ciertas desventajas entre las cuales están la pérdida de brillo con el uso, se tiñe fácilmente con alimentos y bebidas, no se puede ajustar su retención y no se puede utilizar en amplios espacios edéntulos ya que al no presentar apoyos oclusales comprime directamente los tejidos por lo que se recomienda su uso en espacios edéntulos cortos, en pacientes con torus extensos, como material provisional o en pacientes que presenten reacción alérgica al acrílico. (22)

2.5.3 Cromo-cobalto

En 1930 se introdujo en la odontología como un material restaurador, está compuesto esencialmente por un 70% y un 30% de cobalto; es un metal noble porque no se corroe en un ambiente húmedo. Además, posee propiedades mecánicas excepcionales (rigidez, resistencia y dureza). Por lo tanto, se considera un material adecuado para la fabricación de prótesis removibles. (21)

Debido a su rigidez permite distribuir las cargas masticatorias de manera equilibrada sobre la estructura metálica y pilares evitando la compresión directa sobre el reborde

residual disminuyendo el proceso de reabsorción ósea. Los retenedores metálicos se pueden diseñar de acuerdo a la inclinación y a la pieza que servirá como pilar además que se pueden ajustar en caso que sea necesario. (23)

Una de las principales desventajas que encontramos en las aleaciones metálicas es la estética ya que en muchos casos los ganchos metálicos color plateado son visibles al momento de sonreír o hablar es por esto que en la actualidad se buscan alternativas de materiales que mejoren la estética pero que también tenga una buena resistencia y dureza. (21)

2.6 Uso del CAD-CAM en prótesis removible

Habitualmente las prótesis removibles se fabrican mediante técnicas de moldeado en cera, que es un proceso que requiere muchos pasos donde el laboratorio y el dentista está completamente involucrados en el proceso de elaboración, ya que si existe una falla de cualquiera de los dos provocara alteraciones en la adaptación y retención de la misma. (24)

Este proceso suele requerir hasta cinco sesiones clínicas, el primero se utiliza para realizar una primera impresión, la segunda para realizar una impresión definitiva, la tercera determinar la dimensión vertical mediante rodetes de altura y la cuarta se realiza pruebas y registrar movimientos excéntricos con los dientes artificiales enfilados y la última cita se realiza la colocación de prótesis. (25)

Originalmente la estructura de la PPR estaba compuesta de cobalto-cromo o cromo-níquel, ideal por sus propiedades como: alto nivel de dureza y resistencia, conductividad térmica y biocompatibilidad con los tejidos orales. Aunque el PPR con estructura de metal se consideran de un precio accesible y los resultados son predecibles, también tienen algunos inconvenientes al momento de la rehabilitación como factores estética, peso de la estructura metálica, reacciones alérgicas, sabor metálico y electrogalvanismo cuando tiene contacto directo con otro metal. (26)

El avance de la tecnología y el estudio de materiales nos han permitido encontrar alternativas para fabricar este tipo de prótesis, se utilizan materiales como la poliamida (nylon), poliéster, policarbonato, acrílico y polipropileno, que presentan buenas

propiedades físicas, pero existe un problema de inestabilidad del color, son difíciles de reparar, alto riesgo de fractura, falta de rigidez. (23)

En los últimos años el uso del CAD-CAM (fabricación asistida por ordenador) también se aplica para la fabricación de prótesis parciales removibles ayudando a simplificar la forma de realizar el esqueleto de la prótesis removible además disminuye la probabilidad de errores o desajustes provocados por el laboratorio. La técnica CAD-CAM está compuesta de 3 partes esenciales como son: (27)

2.6.1 Diseño asistido por computadora (CAD)

Se trata de programas específicos para diseñar los diversos tipos de prótesis y basarse en los datos registrados por un escáner intraoral ya que el técnico dental puede realizar un encerado virtual de la prótesis futura, esta sección del proceso se considera la más crucial porque sin esta información, el sistema CAM no sería útil. La mayor parte de los softwares actuales disponibles en el mercado se mejoran constantemente para proyectar diversos tipos de prótesis; de hecho, los usuarios deben actualizar constantemente estos programas para utilizar todas sus funciones. (28)

Las informaciones y los resultados de este proceso pueden ser guardados en una variedad de formatos, aunque los formatos más comunes son el STL (lenguaje de transformación estándar), pero muchas empresas fabricantes no utilizan el mismo formato, lo que significa que sus sistemas CAM no estén compatibles con CAD. (23)

2.6.2 Fabricación asistida por computadora (CAM)

Hay dos formas de realizar esta parte del proceso: Técnicas sustractivas, que son conocidas en la odontología y consisten en extraer material de un disco del material deseado. El sistema CAM comenzará a producir la prótesis utilizando las "líneas de fresado" generadas a partir de las informaciones del programa CAD. Los dispositivos de procesamiento sustractivo se pueden clasificar según el número de ejes de fresado, que oscilan entre 3 y 5, el proceso de fresado de múltiples ejes sigue siendo a menudo utilizado, requiere mucho tiempo debido a que se fresa desde un solo bloque, implica muchos desechos. También la precisión está limitada por la complejidad del artefacto deseado, la dimensión de la fresa y las características del material utilizado. (29)

Las impresoras 3D, que son dispositivos que crean objetos capa por capa, también se conocen como fabricación aditiva y en el campo odontológico, esta tecnología se ha utilizado inicialmente para crear modelos de estudio anatómicos, esto permitió a los dentistas estudiar y revisar casos de pacientes con anatomías complicadas o inusuales esta tecnología también permite la creación de estructuras más grandes de hecho, comenzaron a usarse en una variedad de campos, como guías de fresado y corte, coronas y fabricación de instrumentos, ortodoncia digital, modelos dentales para odontología restaurativa, diseño de guías para implantes dentales y esqueletos base de dentaduras parciales. En comparación con los métodos tradicionales de confección de prótesis, ambas técnicas ofrecen un mejor ajuste, un menor tiempo de producción y una mayor cantidad de trabajo requerida. (23)

Los escáneres intraorales son una herramienta muy popular para la toma de impresiones ya que no se requiere de materiales ni cubetas de impresión, la forma de los dientes y los tejidos blandos y duros necesarios para la realización de prótesis se recrean mediante la unión de varias imágenes denominadas impresiones ópticas lo que reduce los costos y el tiempo de espera para que el material gelifique, además permite reducir los reflejos nauseosos provocados por los materiales de impresión en pacientes con reflejos faríngeos. Por estas razones, los escáneres intraorales ahora se pueden utilizar como una alternativa aceptable a las impresiones definitivas hechas con materiales elásticos mejorando así la precisión, la eficiencia, la velocidad y la productividad. (28)

2.6.3 Materiales utilizados para la impresión 3D

La PPR con ganchos no metálicos consisten en ganchos de resina, bases de prótesis y dientes. Los conectores mayores y menores están compuestos de resina termoplástica puede ser poliamida, poliéster o policarbonato. Estos materiales son más flexibles que los materiales utilizados para la fabricación de prótesis dentales convencionales. Actualmente se está utilizando (PMMA) polimetacrilato de metilo como material para la fabricación de coronas provisionales, debido a que la falta de rigidez del material puede afectar el éxito del tratamiento a largo plazo. Buscando nuevos materiales y técnicas de fabricación utilizando poliméricos que puedan mejorar la elaboración de prótesis removibles en sistemas CAD-CAM. (23)

La flexibilidad, biocompatibilidad, durabilidad mejorada y la relación costo beneficio de los materiales es la clave para ampliar el uso de estos nuevos materiales para la elaboración de esqueletos de PPR no metálicos. Para satisfacer esta demanda, en los últimos años se ha estudiado el uso de un polímero resistente PEEK que se utiliza en odontología para diseñar puentes dentales y dispositivos de retención no esqueléticos para soporte de implantes. (30)

Gracias a su color, resistencia a altas temperaturas, biocompatibilidad, estabilidad química y sus propiedades mecánicas puede ser una buena alternativa a las estructuras metálicas en prótesis, además tiene una mejor estética ya que normalmente presenta un color beige y se puede colocar pigmentos que permite caracterizar dando así un aspecto más natural a la prótesis dental. Otra característica que hace interesante a este material es que también tiene buenas propiedades antialérgicas, capacidad de pulido y baja afinidad con la placa dental. (31)

2.7 Polietercetona (PEEK)

Es un polímero termoplástico familia de las polietercetonas con un alto rendimiento que lleva siendo utilizado con anterioridad en medicina en el área de traumatología y ortopedia como alternativa al titanio en cirugías de cadera, columna, corteza cerebral y para realizar placas de fijación en fracturas. Sus características y su desempeño clínico han hecho que se convierta en un material ideal para ser utilizado en odontología. (32)

Su alta pureza, resistencia químico - térmica y a la corrosión lo hacen biocompatible con tejidos tejido blandos y óseos, además que su módulo de elasticidad es muy similar al hueso (14 GPa) comúnmente presenta una tonalidad beige. (30)

2.7.1 Composición

Es poli-eter-cetona o más conocido con la abreviatura de PEEK está compuesto por la combinación de cetona(-CO-) y éter (-O-), su monómero está compuesto por éter-cetona que mediante la dialquilación que es un proceso por el cual un grupo alquilo se incorpora a una molécula en un sustrato orgánico, creando polímeros llamados polietercetona. (28)

Además, es posible mejorar sus capacidades mecánico-biológicas mediante la adición de grupos funcionales siempre y cuando no haya terminado su proceso de polimerización,

dado tal caso es posible modificar sus características mediante procesos químicos como son la nitratación y la animación. (33)

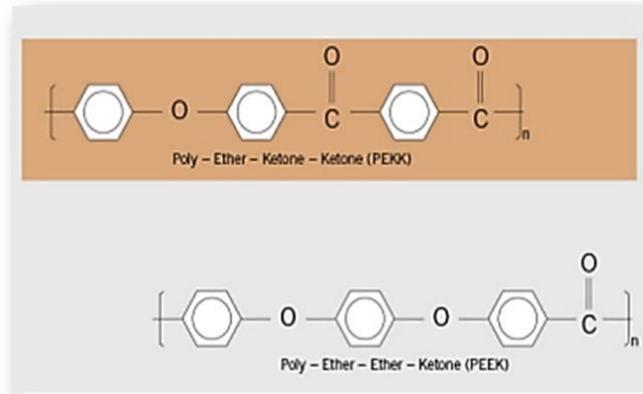


Ilustración 1. Composición química del PEEK.

Fuente: (28)

2.7.2 Tipos

Los grupos funcionales agregados le van a dar mejores características es por esto que en la actualidad podemos encontrar PEEK reforzado con fibra de carbono CFR -PEEK que tiene un módulo de elasticidad de (18 GPa) y fibra de vidrio GFR – PEEK (12 GPa) y fibra con partículas de cerámica Bio HPP (4 GPa) esto permite que el módulo de elasticidad sea lo más parecido al hueso (14 GPa) distribuyendo las fuerzas de manera equilibrada a hacia los pilares disminuyendo el estrés provocado por las fuerzas constantes de la masticación. (23)

Tiene tres tipos de presentaciones el uso de cada una va a depender de la técnica de moldeo utilizada ya que podemos encontrar en forma de bloques (pastillas), gránulos, polvo y polvo ultra fino, su color es marrón claro (beige), este material no libera monómeros residuales y en estado puro es translucido lo cual dificulta la visualización radiográfica. (28)

El PEEK en estado puro puede ser modificado con diferentes tipos de partículas que mejoran sus propiedades biológicas y mecánicas, en algunos tipos presentan bioactividad, los diferentes tipos se describen en la tabla 1 y 2.

Tabla 1. Tipos de PEEK modificados.

Tipo de PEEK	Partícula agregada	Características	Uso
CFR/PEEK	Reforzado con fibra de carbono	-Mejor resistencia al desgaste. -Mayor rigidez -Mejores propiedades mecánicas -Es biocompatible	-Tornillo de fijación ósea -Válvulas cardíacas -Implantes de ortopedia
GFR/PEEK	Reforzado con fibra de vidrio	-Excelentes propiedades mecánicas	-En estudios
BaSo4/PEEK	Peek con sulfato de bario	-Es un material radiopaco por las partículas de sulfato de bario	-Pilares de cicatrización en implantes dentales
Nano-Tio2/PEEK	Peek con nanopartículas de dióxido de titanio	-Buenas propiedades anticorrosivas -Es biocompatible -Es bioactivo	-Su uso está en estudio -Implantes dentales -Tornillos de fijación
Nano-FHA/PEEK	Peek mejorado con nano-fluorohidroxiapatita	-Contiene hidroxiapatita (HA) que es un material bioactivo. -Inhibe la adhesión bacteriana	-Su uso está en estudio -Implantes dentales -Tornillos de fijación

Elaborado por: Henry Llulema

Fuente: (23) (28)

Tabla 2. Tipos de PEEK comerciales.

Tipo de PEEK	Partícula agregada	Características	Uso
BioPik	Reforzado con un 20% de relleno compuesto de fosfato tricálcico y óxido de titanio.	-Mejora las propiedades del Peek -Biocompatible con el hueso -Ostioinductivo	-fabricación de implantes Dentales
BioHPP	Reforzado con un 2% de relleno de partículas cerámicas	-Alta biocompatibilidad -Resiste altas temperaturas -Elástico como el hueso 4Gpa -Color blanco -Altas cualidades de pulido -Baja adherencia de placa	-Prótesis parcial removible PPR -Coronas y puentes
PEKKTON	Este compuesto por PEKK	-Mejor resistencia a la compresión	-Guías quirúrgicas
PEEK OPTIMA	Es un PEEK puro sin rellenos de refuerzo	-Es biocompatible -Mecánicamente estable -Puede ser modificado	-Aditamentos para prótesis sobre implantes -Tapones de cicatrización

Elaborado por: Henry Llulema

Fuente: (30) (33)

2.7.3 Técnicas de moldeado

Moldeado por inyección: En esta técnica utilizamos el PEEK en gránulos y consiste en fundir el material para después ser inyectado a presión y frío en un molde hasta llenarlo por completo tomando forma de la estructura impresa en el molde. (34)

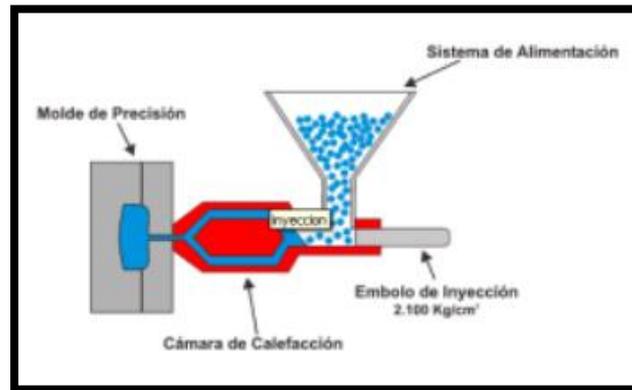


Ilustración 2. Técnica moldeada por inyección

Fuente: (34)

Moldeado por compresión: En esta técnica se utiliza el polvo ultrafino ya que se realiza en un molde abierto al momento de aplicar presión y calor va permitir que adopte la formade las estructuras impresas en el molde. (28)

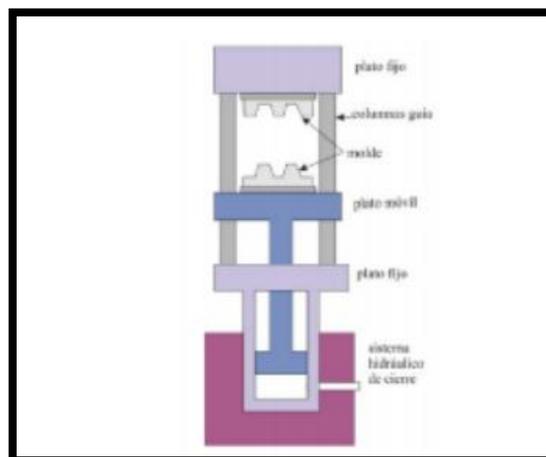


Ilustración 3. Técnica moldeada por compresión.

Fuente: (28)

Moldeado por extrusión: En esta técnica se utiliza el polvo ya que el material pasa por un conducto transportador que permitirá calentarlo para finalmente terminar descargando el material fundido en el molde. (36)

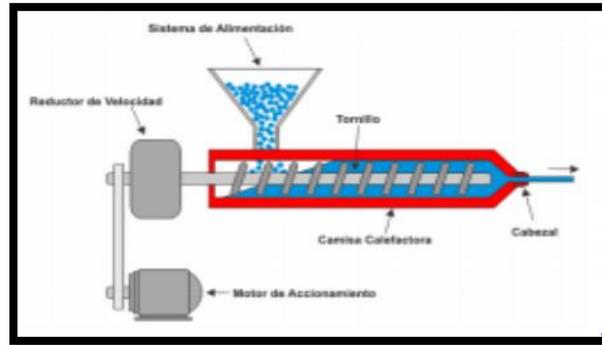


Ilustración 4. Técnica moldeada por extrusión.

Fuente: (36)

Fresado CAD-CAM: En esta técnica se utiliza los bloques o pastillas de PEEK donde se emplean fresadoras digitales las cuales se encargan de confeccionar la estructura que se haya diseñado previamente en el ordenador. (28)

Las técnicas más utilizadas para la elaboración de bases protésicas son las técnicas de moldeo por inyección y la técnica de fresado CAD-CAM, la técnica de moldeo por compresión y por extrusión es utilizado en la rama de la ortopedia quirúrgica. Una vez diseñada la estructura protésica esta puede ser revestida por composites o resinas que nos permite dar tonalidades (rosadas, rojas y blancas) siempre y cuando la base protésica tenga retenciones mecánicas, pasado por un proceso abrasivo y se haya empleado un agente adhesivo. (28)



Ilustración 5. Técnica de fresado CAD-CAM.

Fuente: (28)

2.7.4 Propiedades

El PEEK al ser un polímero semicristalino presenta varias propiedades que lo hacen un excelente material para la elaboración de prótesis dentales por lo cual tiene un uso versátil en la odontología ya que se puede utilizar en prótesis sobre implantes (unitarios, múltiples), prótesis fija, coronas, y en prótesis removible, las propiedades mecánicas como térmicas se describen en la tabla 3. (23)

Tabla 3. Propiedades mecánicas y físicas del PEEK.

Propiedades mecánicas	Propiedades térmicas
Módulo de elasticidad: 3 a 4 GPa	Temperatura máxima de trabajo: 260°C
Resistencia a la compresión: 118 MPa	Inicio de fusión: 334°C
Módulo de flexión: 4,1 GPa	Conductividad térmica: 0,2 W/mK
Resistencia a la flexión: 170MPa	Resistencia a la tracción: 89,6 MPa
Dureza: 125 Rockwell	Expansión térmica: $47 \cdot 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$
Resistencia a la tracción: 89,6 MPa	Temperatura máxima de trabajo: 260°C
Módulo de Young: 3-4 GPa	Punto de auto ignición: 570°C
Módulo de corte: 1,4 GPa	Deformación bajo carga: 140°C
Resistencia al corte: 52,4 MPa	Absorción de agua: 0,1%

Elaborado por: Henry Llulema

Fuente: (23)

CAPÍTULO III

3. METODOLOGÍA

3.1 Tipo y diseño de investigación

La presente investigación será de tipo revisión bibliográfica, observacional, descriptivo, no experimental de corte transversal, fue considerada con un diseño no experimental, porque se no se manipularán las variables de estudio, es una recolección de información y no se interviene de forma directa en la población de estudio y se va a realizar la búsqueda en una determinada línea de tiempo, información la cual será dirigida al uso del PEEK como alternativa a las aleaciones metálicas en prótesis removible. La investigación bibliográfica se llevará a cabo según la metodología PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses) para obtener una revisión bibliográfica de calidad.

3.2 Pregunta PICO

La pregunta PICO de la revisión bibliográfica estará elaborada por los siguientes componentes fundamentales:

Tabla 4. Pregunta PICO

P (Población)	Pacientes que requieran una rehabilitación con prótesis removible.
I (intervención)	buscando alternativas a las aleaciones metálicas.
C (comparación)	con el empleo del PEEK como base protésica.
O (resultados)	Obtener prótesis libres de metal que sean biocompatibles con los dientes remanentes y los tejidos orales, además tener mayor exactitud en la elaboración del esqueleto protésico.

Elaborado por: Henry Llulema

¿Cuál es el empleo del PEEK en pacientes que requieren una rehabilitación con prótesis parcial removible para reemplazar el uso de prótesis de cromo cobalto?

Los términos en cada sección serán definidos respectivamente. Dichos términos estarán sujetos a operaciones booleanas establecidas como “OR”, “AND” y “NOT”. Se realizará una búsqueda electrónica las siguientes bases de datos: Pubmed, SciELO, Web of Science, Scopus.

3.3 Establecimiento de criterios de selección para limitar la búsqueda

La presente revisión bibliográfica fue un resultado de las búsquedas detalladas y minuciosas de forma sistematizada en la cual se utilizó la observación. El trabajo ha sido desarrollado en base a revisiones bibliográficas, casos clínicos, tesis los cuales fueron obtenidos a partir de bases de datos de alto impacto como son Pubmed, SciELO, Web of Science, Scopus. Se tomó en cuenta revisiones que cumplan con los criterios de inclusión y exclusión establecidos para de esta forma nos ayuden a cumplir con los objetivos planteados.

Consideración de las publicaciones	Criterios
Año de publicación	Últimos 10 años (2014-2024)
Tipo de publicación	Estudios observacionales Estudios comparativos Estudios clínicos Estudios in- vitro
Población	Pacientes alérgicos a las aleaciones metálicas. Pacientes que requieran prótesis removibles más estéticas. Pacientes que requieran una rehabilitación protésica removible.
Idioma de la publicación	Español Inglés Portugués
Disponibilidad del texto	Textos de libre acceso

Elaborado por: Henry Llulema

3.3.1 Población

La presente revisión bibliográfica se llevó a cabo en base al análisis de 582 artículos e investigaciones científico en el ámbito odontológico, recopilado de las siguientes bases de datos científicas de alto impacto como Pubmed, SciELO, Web of Science, Scopus de forma sistemática.

3.3.2 Muestra

El número aproximado de estudios elegibles para el análisis mediante muestreo intencional no probabilístico según los criterios de inclusión es de 21.

3.3.3 Criterios de Inclusión

- Artículos relacionados con el uso del PEEK como alternativa de aleaciones metálicas en prótesis removible.
- Artículos relacionados con las características, ventajas y desventajas del uso del PEEK.
- Artículos de los últimos 10 años y de bases de alto impacto.
- Artículos publicados en idioma portugués, inglés y español.
- Información de tesis, libros, casos clínicos, artículos de revisión.
- Artículos e información que sean de libre acceso.

3.3.4 Criterios de Exclusión

- Artículos que sean de más de 10 años de antigüedad.
- Artículos que no se relacionen con el uso del PEEK.
- Artículos que hablen sobre prótesis totales.
- Información que no sea de Bases de datos de alto impacto.
- Artículos que no sean revisiones bibliográficas, casos clínicos, tesis.
- Artículos de acceso restringido.

3.3.5 Recursos

- **Bibliográficos:** Bases de datos Científicas.
- **Tecnológicos:** Computadora e internet.
- **Humanos:** Autor de tesis y tutor del proyecto de investigación.

3.3.6 Técnicas e Instrumentos

Análisis documental: A través de esta guía de análisis de documentos, podrá obtener información relevante sobre el PEEK como material para elaborar prótesis parciales removibles.

Análisis de contenido: Esta tecnología permite analizar y resaltar información precisa sobre los materiales para elaborar prótesis parciales removibles.

PROCEDIMIENTO DE RECUPERACIÓN DE LA INFORMACIÓN Y FUENTES DOCUMENTO

3.3.8 Descriptores de búsqueda

En la presente revisión nosotros utilizaremos los términos obtenidos en los DeCS: “Dentadura Parcial Removible” AND “CAD-CAM desing”, “Denture Partial Removable” AND “Polietercetona”, “CAD-CAM desing” AND “Polietercetona”, “Elastic Modulus” AND “Polietercetona”, “Elastic Modulus AND “CAD-CAM desing”, “Módulo de Elasticidad” AND “Polietercetona”, “aleaciones metálicas” AND “Prótesis parcial removible”, “metal alloys” AND “Dentadura Parcial Removible”.

3.3.9 Búsqueda Inicial

La búsqueda inicial se realizó a partir de los términos Dentadura Parcial Removible, Denture Partial Removable, Polietercetona, metal alloys aleaciones metálicas en las bases de datos PubMed, SciELO, Web of Science, Scopus. A continuación, se expandió la búsqueda mediante el empleo de los operadores booleanos AND y NOT, acorde a la necesidad de la búsqueda con los términos Dentadura Parcial Removible, Polietercetona, Aleaciones metálicas. Las búsquedas iniciales pudieron confirmar la relación del DeCS utilizado y el número de posibles resultados que fueron pocos en las búsquedas iniciales,

lo que indica la necesidad de nuevas investigaciones relevantes para el tema que se está desarrollando.

3.3.10 Búsqueda sistemática

Se pudo obtener 582 resultados 169 en PubMed, 2 en SciElo y 391 en Web of Science, y 20 Scopus. Solo se obtuvo un pequeño número de resultados, lo que permitió realizar la exclusión de manera rápida y eficiente. Se utilizó el gestor bibliográfico de Mendeley para eliminar artículos duplicados. De un total de 56 ítems, se excluyeron 25 documentos basándonos en los criterios de selección, 10 documentos descartados luego de revisar el texto completo. Luego de realizar la exclusión y aplicar los filtros necesarios obtuvimos un total de 21 artículos que emplearemos en la presente investigación.

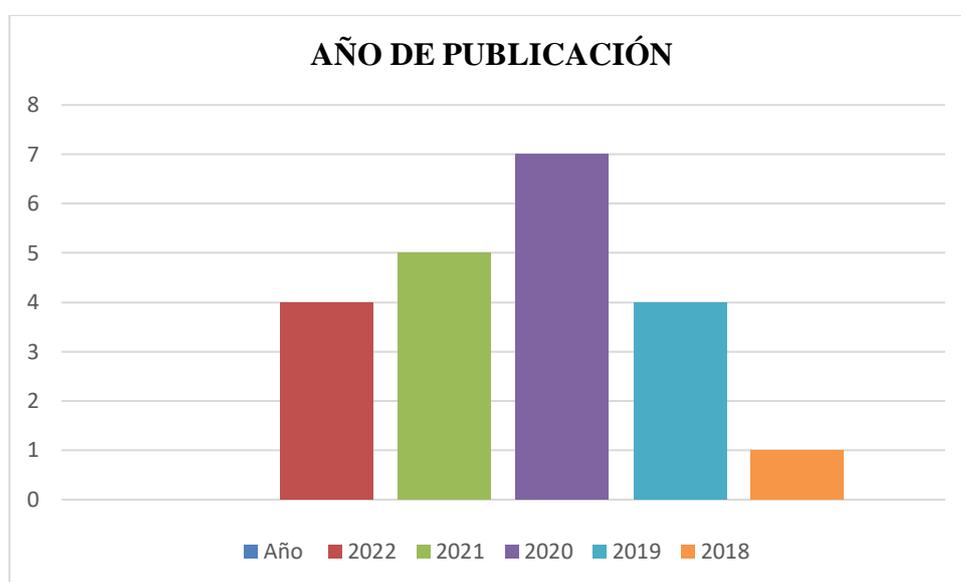
CAPÍTULO IV

4.1 RESULTADOS

4.4.1. Número de publicaciones por año

En la presente investigación se puede observar que el año con el mayor número de publicaciones fue el 2020, con un total de 7 artículos. Le siguen el 2021, 2022 y 2019, con 5, 4 artículos respectivamente, y finalmente el año 2018 con 1 artículo científico.

Gráfico 6 Número de publicaciones por año

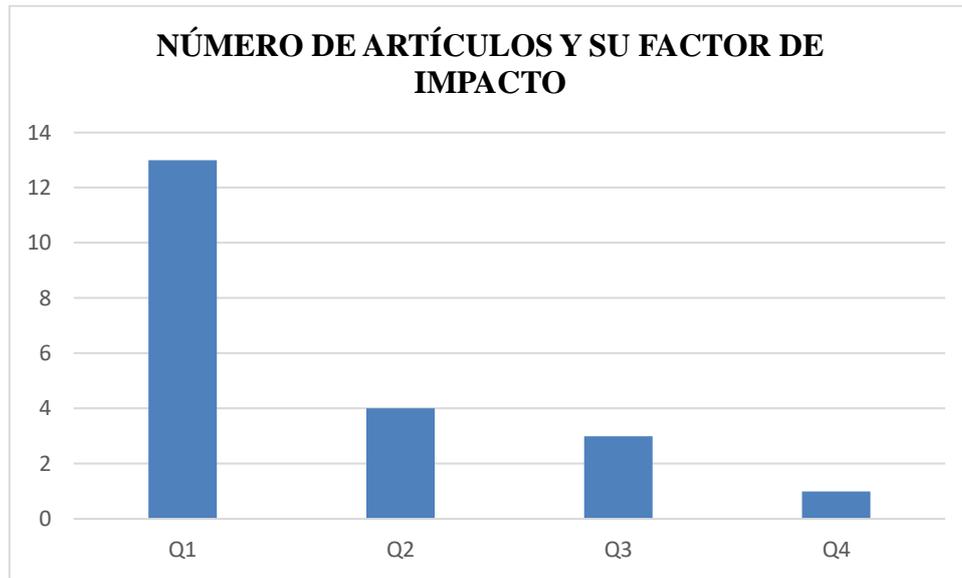


Elaborado por: Henry Llulema

4.4.2. Número de artículo y su factor de impacto (SJR)

En la presente investigación se puede observar que el mayor número de artículos se han utilizado de un cuartil de alto impacto como es el cuartil Q1 con un número de 13 artículos utilizados, seguido del Q2 con 4 artículos, Q3 con 3 artículos y Q4 con 1 artículo.

Gráfico 7 Número de publicaciones y el factor de impacto.

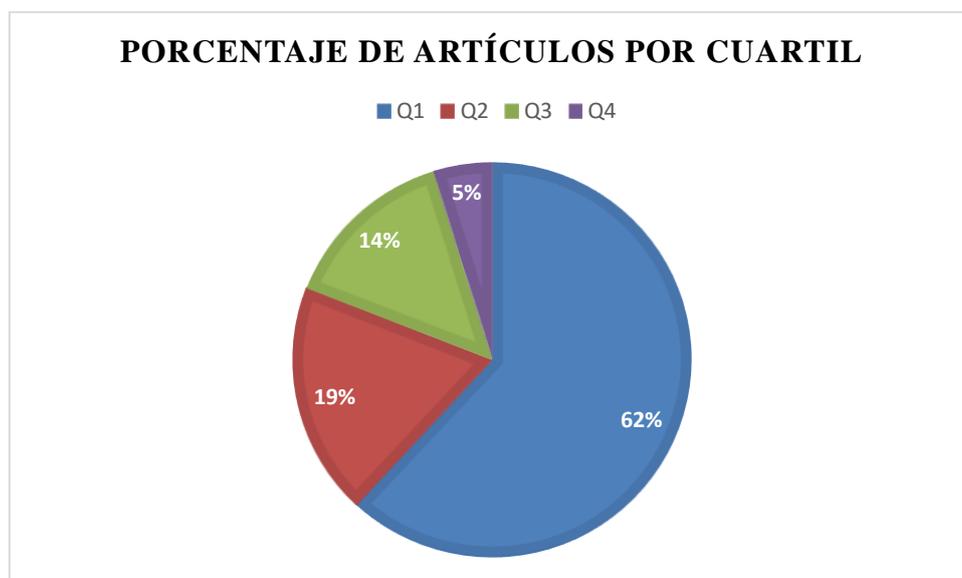


Elaborado por: Henry Llulema

4.1.3. Porcentaje de artículos por cuartil

La mayoría de los artículos (62%) son de revistas científicas de primer cuartil, seguidos por un 19% de artículos del segundo cuartil. Los artículos en revistas del tercer cuartil representan el 14%, y la menor proporción corresponde a los del cuarto cuartil con un 5%.

Gráfico 8 Porcentaje de publicaciones y su cuartil.

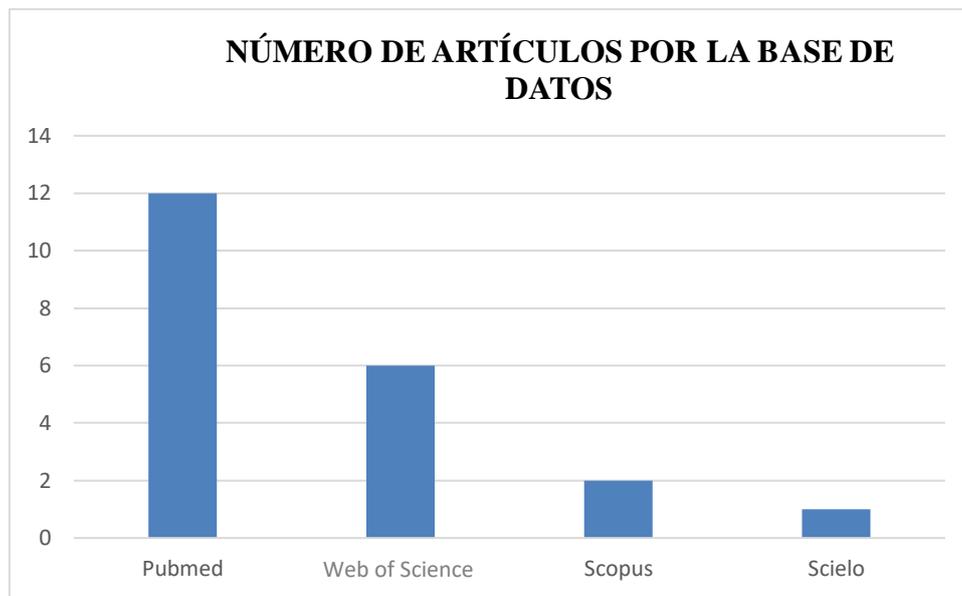


Elaborado por: Henry Llulema

4.1.4. Número de artículos por bases de dato

En el estudio analizado, se observa que la base de datos más utilizada es Pubmed, con un total de 12 artículos, le sigue Web of Science con 6 publicaciones, luego se encuentra Scopus con 2 publicaciones y en último lugar se encuentra Scielo con 1 publicación de los artículos recopilados.

Gráfico 9 Número de publicaciones y bases de datos.

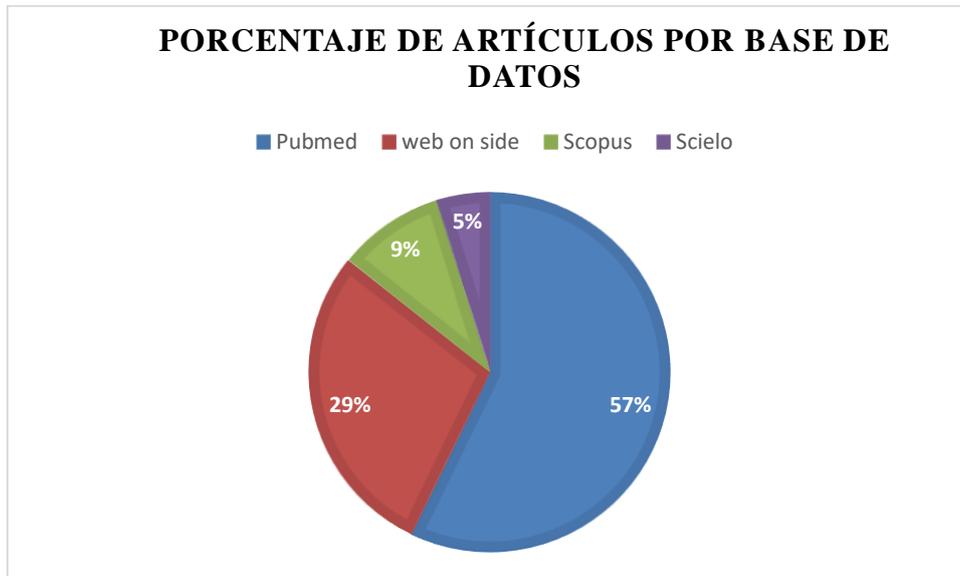


Elaborado por: Henry Llulema

4.1.5. Porcentaje de artículos por bases de datos

En el estudio analizado, se observa que la base de datos más utilizada es Pubmed, con un total de 12 artículos, lo que representa el 57% del total, le sigue Web of Science con 6 publicaciones que equivalen al 29%, en tercer lugar, se encuentra Scopus con 2 publicaciones que representa el 9% del total y en último lugar se encuentra Scielo con 1 publicación que equivale al 5% de las publicaciones recopiladas.

Gráfico 10 Porcentaje de publicaciones por base de datos.

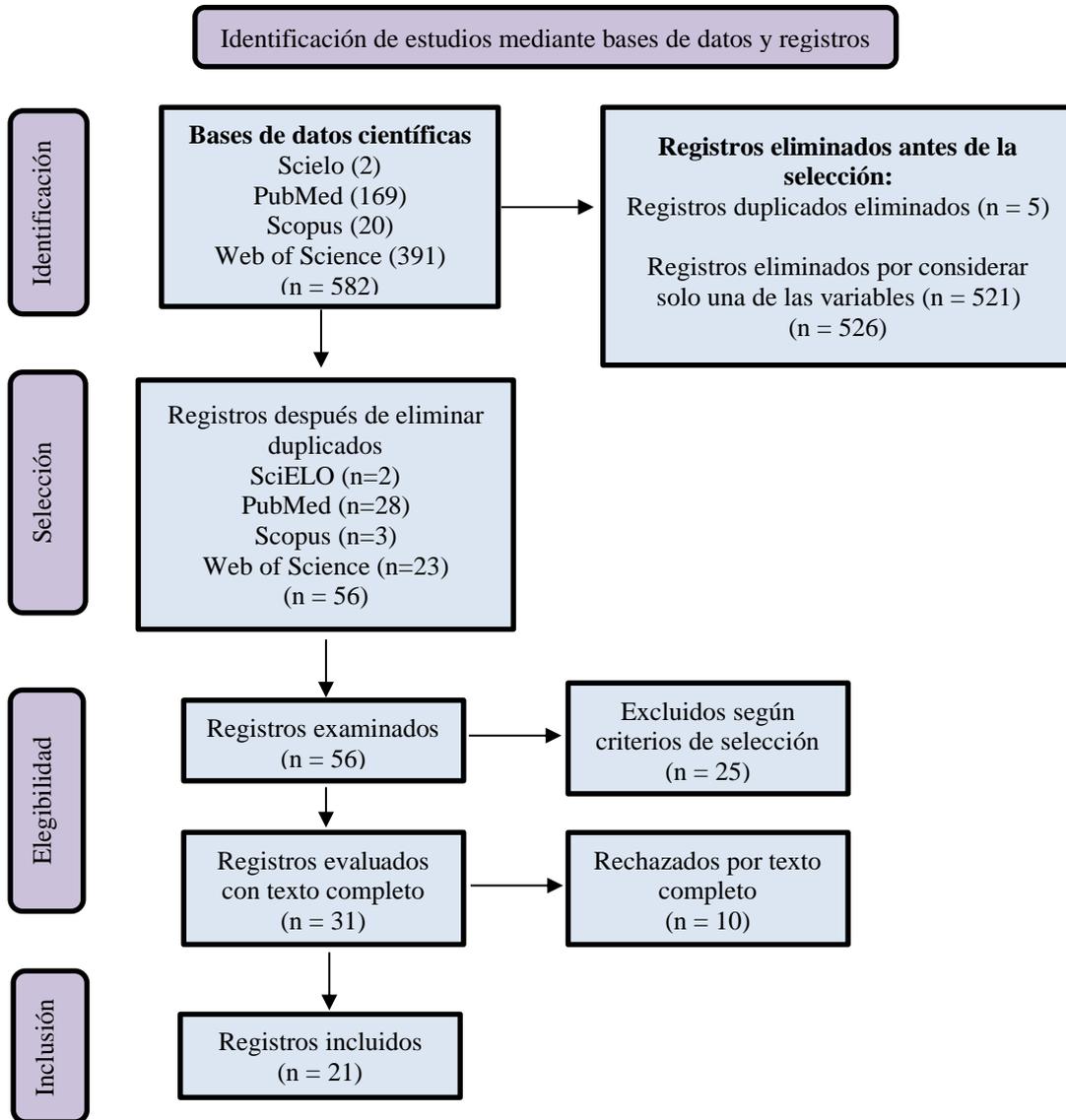


Elaborado por: Henry Llulema

4.1.6. Búsqueda y recopilación de datos

En la búsqueda inicial se obtuvieron un resultado total de 582 artículos: PubMed (n=169), Scopus (n=20), Scielo (n=2), Web of Science (n=391), los cuales pasaron por tres etapas de identificación, elegibilidad, cribado e inclusión además los boléanos y términos DeCS , aquí se aplicaron todos los filtros de inclusión e exclusión, además de eliminar artículos repetidos, todos los documentos pasaron por una serie de filtros y como resultado final obtuvimos 21 artículos de los cuales 12 son estudios in vitro y 9 reportes de caso clínico que son viables para realizar la revisión bibliográfica tal y como se muestra en la figura 1.

Figura 11 Flujograma de metodología PRISMA.



Elaborado por: Henry Llulema

Los artículos seleccionados para la presente revisión bibliográfica, que cumplieron todos los criterios se observan en el anexo 1.

Todos los artículos son estudios experimentales in-vitro en donde se compararon las características de PEEK y Cr-Co. Los estudios elaboraron y analizaron al menos 332 muestras de artefactos protésicos confeccionados dichos materiales, pero no todos los

datos obtenidos se utilizaron en esta revisión porque en tres de ellos se analizaron otros materiales que no nos interesaban.

Se analizaron 4 artículos para evaluar la retención, 3 para resistencia, 3 para ajuste, 2 para estabilidad de color, 2 para rugosidad superficial y 9 para rendimiento clínico, cada estudio utilizó parámetros muy diferentes en relación a la metodología empleada, los dientes seleccionados y la técnica de medición.

Tabla 5. Número de artefactos utilizados en cada estudio.

Autor	Año	Estructuras en PEEK	Estructuras en Cr- Co	Análisis del estudio
Mendes J et al. (35)	2020	16	-	Retención
Micovic D et al. (6)	2021	30	30	Retención
Gentz F. et al. (36)	2022	32	16	Retención
El-Baz R. et al. (37)	2020	8	8	Retención Resistencia
Zheng J. et al. (38)	2022	30	60	Resistencia
Peng T. et al. (5)	2020	54	18	Resistencia
Ye, H. et al. (39)	2018	15	15	Ajuste
Mayinger F. et al.(2)	2020	45	15	Ajuste
Domingues M. et al. (3)	2020	60	-	Ajuste
Yuchen L et al. (41)	2022	40	30	Estabilidad de color Rugosidad superficial
Poronja L. et al. (40)	2021	40	-	Estabilidad de color Rugosidad superficial
Heimer S. et al. (42)	2019	80	-	Estabilidad de color
Elsarrif H. et al. (44)	2021	14	-	Rendimiento clínico

Ali Z. et al. (45)	2020	26	-	Rendimiento clínico
Lo Russo L. et al.(43)	2021	-	-	Rendimiento clínico
Nishiyama H. et al. (46)	2020	2	-	Rendimiento clínico
Mohamed S. et al. (47)	2019	10	-	Rendimiento clínico
Lo Russo L. et al. (48)	2022	10	-	Rendimiento clínico
Ichikawa T. et al. (49)	2019	1	-	Rendimiento clínico
Harb I. et al. (25)	2019	1	-	Rendimiento clínico
Zoidis P. et al. (4)	2019	1	-	Rendimiento clínico

Elaborado por: Henry Llulema

4.1.1 Síntesis de resultados

Se optó por dividir los resultados de los artículos empleados para esta revisión en cinco grupos, determinando diferentes parámetros como son retención, resistencia, ajuste, estabilidad de color y rendimiento clínico para esto se tomaron en cuenta en diferentes estudios in-vitro. Se utilizaron cuatro investigaciones para la retención y tres para evaluar la resistencia tres para evaluar el ajuste, tres para evaluar la estabilidad de color y nueve estudios que evalúan el rendimiento clínico.

Para nuestra revisión, elegimos estos parámetros porque nos parecieron los más importantes para evaluar la calidad de los artefactos protésicos y porque siendo un estudio relativamente nuevo, no se realizaron muchos experimentos comparativos sobre otros factores que podrían afectar los resultados clínicos.

4.1.2 Retención

Se encontraron cuatro estudios (35)(6)(36)(37) que examinaron el parámetro de retención y en todos se encontró que los esqueléticos hechos en Cr-Co fueron más efectivos que los hechos en PEEK. Los valores entre los estudios han presentado resultados estadísticamente diferentes porque se utilizaron diferentes técnicas de medición y en un caso (6) se utilizó un retenedor doble Acker para llevar a cabo los ejercicios de retención dando una mejor retención que en estudios donde se utilizaban retenedores tipo Acker.

En el artículo de Mendes et al. (35), se construyeron ganchos circunferenciales de tipo Acker que se adaptaron a réplicas de primeros molares superiores realizadas en laboratorio. Además, se dividieron los artefactos en tres niveles distintos de PS para cada material analizado, que eran 1 mm, 1.5 mm y 2 mm, lo que resultó en un total de seis grupos distintos útiles para nuestro estudio.

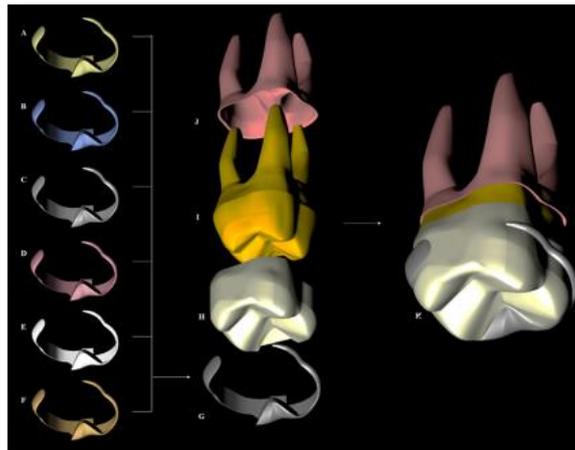


Ilustración 12. Una representación esquemática de las estructuras modeladas empleadas en este estudio.

Fuente: (35).

En el estudio de Micovic et al. (6), se evaluó la retención proporcionada por ataches circunferenciales tipo Doble Acker hechos con tres variedades diferentes de PEEK, PEEK milled1 (Puro) PEEK milled2 (BioHPP), PEEK Pressed (prensado), y se comparó con el mismo tipo de retenedor hecho en Cr-Co con una técnica de cera perdida. Esta evaluación utilizó un valor de profundidad de PS de 2 mm para cada material.



Ilustración 13. Ganchos dobles Acker realizados Peek y Cr-Co-Mo utilizados en el estudio.

Fuente: (6)

En su investigación Gentz et al, (36) utilizaron un primer molar mandibular artificial que se colocó en resina autopolimerizable, se preparó para obtener una contrasalida de 1 mm en la superficie buco distal y luego se creó un apoyo oclusal. El diente se escaneó y el resultado fue transferido a una fresadora de cinco ejes para replicar en Cr-Co. Después de realizar el diseño en formato STL, también se utilizaron fresadoras para realizar retenedores en resina y Cr-Co.



Ilustración 14. Fabricación de ganchos en Cr-Co fresados en CAD.CAM.

Fuente: (36)

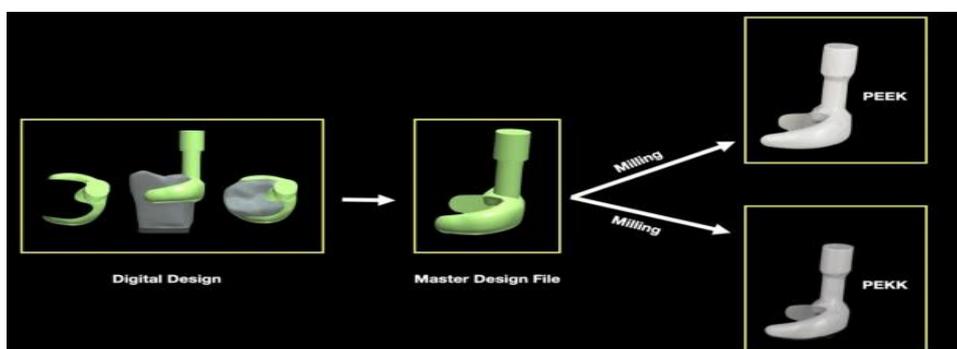


Ilustración 15. Fabricación de ganchos en Peek, Pekk fresados en CAD-CAM.

Fuente: (6).

En el estudio de El-Baz et al (37), se recolectaron 16 primeros molares inferiores y, después de limpiarlos, se descubrió que no tenían caries ni imperfecciones en el esmalte. Se hicieron más modelos insertando esos dientes en bloques de resina acrílica. Luego, se dividieron en dos grupos de ocho unidades, uno para cada material analizado. Los attaches Acker se fabricaron en Cr-Co para el grupo GI, mientras que los attaches GII se fabricaron en PEEK (BioHPP). Antes de comenzar las pruebas de retención, se revisó el ajuste de los attaches a los modelos para garantizar que los artefactos se ajustaran correctamente.

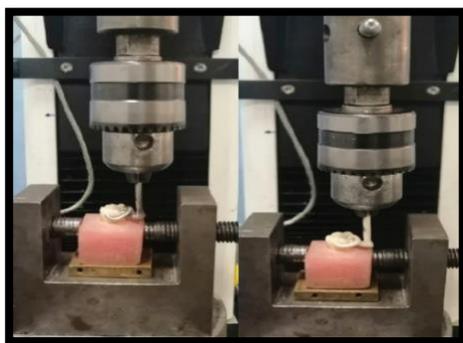


Ilustración 4. Fabricación y prueba de fatiga en ganchos de Peek y Cr-Co.

Fuente:(37)

La Tabla 6 resumió los resultados numéricos obtenidos, los materiales utilizados y los datos de retención encontrados en diferentes estudios.

Tabla 6. Resultados de retención de acuerdo al tipo de retenedor y modelo de estudio.

Estudio	Año	Material	Tipo de retenedor y diente	Modelo de estudio	Profundidad de zona retentiva (mm)	Retención (N)
Mendes J et al. (35)	2020	PEEK	-Retenedor Acker (circunferencial 1.5 mm de espesor)	Primer molar superior en resina	1.0 mm	6.45 N
					1.5 mm	12.95 N
					2.0 mm	18.36 N
		Cr-Co			1.0 mm	21.78 N
					1.5 mm	43.57 N
					2.0 mm	65.37 N

Micovic D et al. (6)	2021	PEEK Milled 1	Retenedor doble Acker	Segundo premolar y primer molar superior en resina	2.0 mm	43.9N
		PEEK BioHPP			2.0 mm	58.1N
		PEEK Pressed			2.0 mm	50.8 N
	Cr-CrMo	2.0 mm			163 N	
Gentz F. et al. (36)	2022	PEEK	Retenedor Acker	Replica de un primer molar inferior en Cr-Co con CAD-CAM	1.0 mm	2.74 N
		Cr-Co			1.0 mm	11.98 N
El-Baz R. et al. (37)	2020	PEEK BioHPP	Retenedor Acker	Primer molar inferior natural	1.5 mm	22.68 N
		Cr-Co			1.5 mm	36.04 N

Elaborado por: Henry LLulema

Fuente: (35), (6), (36), (37)

Análisis e interpretación

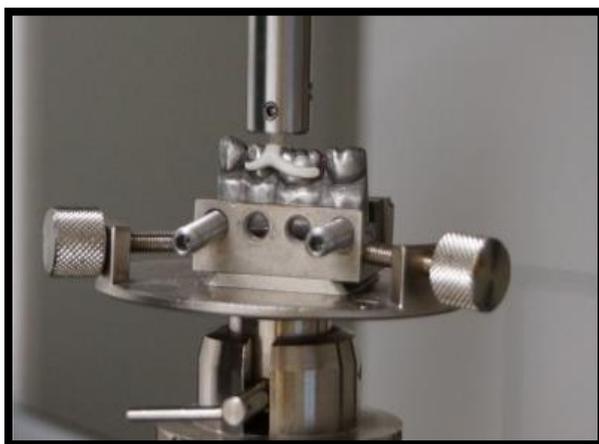
Podemos determinar después de analizar los resultados presentados en los estudios que los retenedores de Cr-Co presentan una mayor retención que los retenedores de PEEK, pero tienen valores de retención suficientes para un rendimiento clínico aceptable, además los retenedores doble Acker o Jackson presentan un mayor valor de retención que los retenedores tipo Acker. La profundidad del apoyo oclusal también influye en el valor de retención porque, al comparar los resultados de varios estudios que trabajaron con una profundidad de retención de 1 mm y los estudios que trabajaron con una profundidad de retención de 1,5 mm y 2 mm mostraron valores de retención más altos.

4.1.3 Retención ante el envejecimiento artificial

Para observar el comportamiento de los materiales en medios bucales se sometió a las muestras a un proceso de envejecimiento artificial donde se evaluó la retención de los ganchos retentivos en PEEK y Cr-Co antes y después del proceso de envejecimiento artificial en dos artículos encontrados (6)(37).

En la investigación de Micovic et al. (6) también se realizó un seguimiento a largo plazo simulando el envejecimiento de los artefactos en la cavidad oral en donde los artefactos protésicos se almacenaron en saliva artificial a 37° simulando la temperatura de la cavidad oral, se renovó la saliva cada 15 días y se repitieron las pruebas a los 90 y 180 días, los resultados de este estudio se muestran en la Tabla 7 donde se realiza un resumen de los datos después del envejecimiento artificial.

En cambio, en el experimento de El-Baz et al. (40) reprodujo los ciclos de inserción y retención que normalmente se realizan en un esqueleto protésico en dos años para simular el envejecimiento. Los datos de retención se recopilaron para ciclos de 360, 730, 1080, 1440, 2116 y 2880, que representan 3, 6, 9, 12, 18 y 24 meses, respectivamente, se compararon los datos obtenidos a los 3 meses y a los 6 meses, los datos obtenidos en ambos estudios se resumen en la Tabla 7.



*Ilustración 2. Medición de la fuerza de retención.
Fuente: (6)*

Tabla 7. Resultados del envejecimiento artificial en relación a la retención.

Estudio	Material	Profundidad de retención (mm)	N.º de Ciclos	Equivalente en días	Retención	Reducción de retención	Pérdida en porcentaje
El-Baz R. et al (6)	PEEK BioHPP	1.5 mm	N/A	Primer día	22.68 N	N/A	N/A
			360 ciclos	90 días	21.83 N	-0.85 N	3.74 %
			730 ciclos	180 días	20.75 N	-1.93 N	8.50 %
El-Baz R. et al (6)	Co-Cr	1.5 mm	N/A	Primer día	36.04 N	N/A	N/A
			360 ciclos	90 días	34.27 N	-1.77 N	4.91 %
			730 ciclos	180 días	25.89 N	-10.15 N	28.16 %
Micovic et al. (37)	PEEK BioHPP	2 mm	N/A	Primer día	43.9 N	N/A	N/A
			360 ciclos	90 días	40.3 N	3.6 N	8.20%
			730 ciclos	180 días	33.5 N	10.4 N	23.69%

Micovic et al. (37)	Co-CrMo	2 mm	N/A	Primer día	163 N	N/A	N/A
			360 ciclos	90 días	127 N	36 N	22.08 %
			730 ciclos	180 días	102 N	61 N	37.42%

Elaborado por: Henry LLulema

Fuente: (6),(37)

Análisis e interpretación

La comparación de los resultados obtenidos en los estudios de El-Baz y Micovic muestran que la profundidad de la zona retentiva aumenta los Newtons (N) de retención en los dos tipos de materiales analizados presentando valores de retención en N diferentes, en los cuales los resultados muestran una pérdida significativa de retención del Cr-Co los 90 y 180 días, estos resultados coinciden en los dos estudios.

4.1.4 Resistencia

Se utilizaron tres artículos (37) (38)(5) para evaluar la resistencia, que a su vez se dividió en tres componentes evaluables: la resistencia a la fractura y la resistencia a la deformación.

4.1.5 Resistencia a la fractura

Desde una perspectiva biomecánica, el apoyo y la retención son esenciales para lograr un resultado exitoso. Los retenedores directos son un conjunto de ganchos que interactúan directamente con los dientes pilares para brindar estabilidad, resistencia y retención.

En el estudio realizado por Zheng et al. (38), se utilizaron 60 muestras de Cr-Co y 30 muestras de PEEK, con un espesor de 2 mm y en forma de mancuerna, las cuales fueron sometidas a fatiga mediante el uso de 30.000 ciclos con diferentes grados de deflexión con el objetivo de investigar el comportamiento y comparar la resistencia a la fatiga de ambos materiales.

Las propiedades mecánicas que presentan cada material con las que se elaboran las PPR lo hacen más resistente o frágil, ya que los retenedores directos interactúan directamente con los dientes pilares para proporcionar retención, resistencia y estabilidad. Sin embargo, los retenedores y apoyos oclusales sufren tensiones repetidas provocadas por la fuerza masticatoria constante y la remoción e inserción generada por el paciente al momento de retirarse la prótesis para la higienización.

Estudios previos han descrito como una complicación la fractura de los ganchos y los apoyos oclusales ya que, según investigaciones anteriores, las fracturas de estos componentes se daban después de un promedio de 4 a 5 años y causaron el 15% de las reparaciones de las prótesis removibles.

Otro estudio que analizó la resistencia a la fractura fue el estudio de Peng et al. (5), donde se utilizaron 18 muestras de Cr-Co sintetizado con láser y 54 muestras de PEEK por lo tanto, el propósito de ambos estudios fue examinar la resistencia a la fractura utilizando muestras de dos tipos de materiales como el Cr-Co y el PEEK, cada material fue sometido a 30.000 ciclos que es equivalente a 21 años de uso, además se le aplicó diferentes grados de deflexión (0.25, 0.50 y 0.75 mm), la fractura de la muestra o el cumplimiento de 30.000 ciclos se consideraba el resultado final del experimento tal como se muestra en la tabla 8.

Tabla 8. Resultados de resistencia a la fractura de acuerdo al número de ciclos y deflexión aplicada.

Autor	Material	Numero de muestras	Deflexión(μm)	Ciclos empleados	Años equivalentes	Fractura de las muestras	Porcentaje de supervivencia	Años equivalentes
Zheng, J et al. (38)	Cr-Co fundido	60 muestras	0.25 (μm)	30.000	21 años	27 155 ciclos	60%	12 años, 6 meses
			0.50 (μm)	30.000	21 años	9 298 ciclos	30%	6 años, 3 meses
			0.75 (μm)	30.000	21 años	5 642 ciclos	10%	2 años, 1 meses
Peng, T et al. (5)	Cr-Co laser	18 muestras	0.25 (μm)	30.000	21 años	26 765 ciclos	70%	14 años, 7 meses
			0.50 (μm)	30.000	21 años	11 318 ciclos	37%	7 años, 7 meses
			0.75 (μm)	30.000	21 años	2861 ciclos	9%	1 años, 8 meses
Zheng, J et al. (38)	PEEK Puro	30 muestras	0.25 (μm)	30.000	21 años	30 000 ciclos	100%	21 años
			0.50 (μm)	30.000	21 años	28.550 ciclos	95.1 %	19 años 9 meses
			0.75 (μm)	30.000	21 años	26 508 ciclos	75%	15 años, 7 meses
Peng, T et al.(5)	PEEK BioHPP	54 muestras	0.25 (μm)	30.000	21 años	30 000 ciclos	100%	21 años
			0.50 (μm)	30.000	21 años	30 000 ciclos	100%	21 años
			0.75 (μm)	30.000	21 años	28.650 ciclos	95.5%	20 años 5 meses

Elaborado por: Henry LLulema

Fuente: (38),(5)

Análisis e interpretación

Los resultados de los estudios analizados indican que PEEK tiene una mayor resistencia a la fractura, a diferencia de las muestras de Cr-Co que al someterlas a diferente número de ciclos y grados de deflexión la mayor parte de las muestras se fracturaron antes de cumplir el número de ciclos propuesto por los estudios. Casi todas las muestras de PEEK sobrevivieron los 30.000 ciclos y la deflexión a la que fueron sometidas.

Para cada estudio, se utilizó muestras de Cr-Co elaboradas con técnica de metal fundido y sintetizadas con láser, demostrando que el Cr-Co sintetizado con láser tiene una mayor resistencia que el Cr-Co fundido. En el caso del PEEK se utilizó dos tipos diferentes de muestras, demostrando que el PEEK BioHPP tiene una mayor resistencia a la fractura que el PEEK en estado puro. (3)

4.1.6 Resistencia a la deformación

Se analizaron dos estudios para evaluar la resistencia a la deformación (37) (5). En los dos estudios las muestras fueron sometidas a un número determinado de ciclos que simulaban la inserción y remoción de los aparatos y los valores de deformación se medían en micrómetros.

El estudio El-Baz et al. (37), analizó la resistencia a la deformación en donde las muestras PEEK BioHPP y Cr-Co, fueron sometidas a 1500 ciclos que equivalen a 10 años de inserción y remoción, los ciclos se realizaron sobre primeros molares inferiores extraídos. Otro estudio que analizó dicho parámetro es el estudio de Peng T, en el cual se elaboraron muestras de ganchos de PEEK y Cr-Co con diferente ancho de la base y espesor, al igual que anterior estudio las muestras fueron sometidas a diferentes números de ciclos que simulaban el uso clínico.

Los resultados de ambos estudios al ser sometidos a 15.000 ciclos se pueden observar en la tabla 9.

Tabla 9. Resultados de la resistencia a la deformación de acuerdo al número de ciclos y deflexión aplicada.

Estudio	N° de muestras y material	Espesor	Forma	Deflexión (mm)	Numero de ciclos	Equivalente en años	Deformación en (μm)
El-Baz, T. (37)	8 muestras en Cr-Co	2 mm	Semicircular	0.50 mm	15.000	10 años	1.1 μm
El-Baz, T. (37)	8 muestras en PEEK BioHPP	2 mm	Semicircular	0.50 mm	15.000	10 años	0.8 μm
Peng, T. (5)	18 muestras en Cr-Co	3 mm	Rectos	0.50 mm	15.000	10 años	0.9 μm
Peng, T. (5)	18 muestras en PEEK BioHPP	3 mm	Rectos	0.50 mm	15.000	10 años	0.7 μm

Elaborado por: Henry LLulema

Fuente: (37), (5)

Análisis e interpretación

Después de someter las muestras a 15.000 ciclos que simulaban la inserción y remoción durante 10 años de uso, los resultados de los estudios de El-Baz, T. y Peng, T. son similares ya que muestra una mayor deformación en las muestras de Cr-Co que en las muestras de PEEK BioHPP. La variación de los valores se debe al diferente espesor de las muestras utilizadas en cada estudio lo que demuestra una relación entre espesor y resistencia a la deformación.

4.1.7 Ajuste

Es crucial que las prótesis dentales removibles se ajusten adecuadamente para un buen rendimiento clínico, ya que una prótesis bien ajustada evita roces o molestias, además un ajuste preciso ayuda a las prótesis a funcionar correctamente y facilitar el proceso de la masticación y fonación. Un buen ajuste también reduce el riesgo de lesiones causadas por movimientos indebidos de la prótesis y evitar la acumulación de restos alimenticios debajo de la prótesis. (3)

En la actualidad existen diferentes métodos para la elaboración de prótesis removible, pero va a depender del material en la que se realice, en el caso del Cr-Co la técnica más utilizada es la de metal fundido, el nivel de ajuste va a depender de la habilidad del técnico dental. Debido a esto se han desarrollado sistemas digitales que elaboran PPR con mayor exactitud mejorando el ajuste clínico que estas presentan, actualmente se pueden realizar prótesis metálicas o de materiales termoplásticos con esta técnica. (2)

Un estudio realizado por Ye, H. (39) comparó muestras de estructuras protésicas construidos en Cr-Co mediante métodos tradicionales (metal fundido) con 15 esqueletos protésicos realizados con un material termoplástico como el PEEK utilizando sistemas digitales (CAD-CAM), para determinar el ajuste se encajó las muestras en un modelo de yeso de una arcada inferior sobre el cual se inyectó silicona de impresión, esto se hizo para evaluar el espacio entre el modelo y la estructura protésica removible.

El mismo método de evaluación se utilizó en el estudio de Mayinger F. (2), en cual se utilizaron 45 muestras de Cr-Co sintetizado con láser y 15 muestras de PEEK fresado, después colocar la silicona liviana de impresión se determinó su espesor.

Otro estudio que evaluó el ajuste de las PPR fue el de Domingues M. et al. (3), el cual utilizó 30 muestras de PEEK elaborados con la técnica de molde e inyección, el método de evaluación fue mediante un perfilómetro de contacto digital, el cual media el contacto entre el modelo de yeso y la muestra, los resultados de los tres estudios se resumieron en la tabla 10.

Tabla 10. Resultado de ajuste de acuerdo a la técnica de moldeado y método de medición.

Estudio	Año	Método de medición	Tipo de muestra	Número de muestras	Técnica de moldeado	Zona analizada	Ajuste de Cr-Co (μm)	Ajuste de Peek (μm)
Ye, H. et al. (39)	2019	Inyección de silicona de impresión	Cr-Co	15 muestras	Técnica de fundido	Apoyo Oclusal	133.9 μm	22.6 μm
						Conector Mayor	131.1 μm	44.6 μm
			PEEK	15 muestras	Fresado	Base de la prótesis	129.3 μm	31.0 μm
						Ajuste general de las prótesis	130.9 μm	29.4 μm
Mayinger F. et al. (2)	2020	Inyección de silicona de impresión	Cr-Co	15 muestras	Sintetizado con láser	Apoyo Oclusal	49.7 μm	21.8 μm
						Conector Mayor	87.1 μm	44.2 μm
			PEEK	45 muestras	Fresado	Base de la prótesis	49.2 μm	32.3 μm
						Ajuste general de las prótesis	50.5 μm	28.9 μm
Domingues M. et al. (3)	2020	Medición con perfilómetro digital	Cr-Co	----	----	Apoyo Oclusal	----	86.2 μm
						Conector Mayor	----	52.8 μm

			PEEK	30 muestras	Inyectado	Base de la prótesis	----	37.4 μm
						Ajuste general de las prótesis	----	52.8 μm

Elaborado por: Henry LLulema

Fuente: (39), (2), (3)

Análisis e interpretación

Los valores reportados en cada estudio demuestran el nivel de ajuste que presentan el Cr-Co y el PEEK con diferentes métodos de elaboración demostrando un mayor ajuste en las PPR elaboradas mediante técnicas de fresado en comparación a las elaboradas mediante la técnica de inyección, en el caso del Cr-Co las PPR elaboradas mediante la técnica de sintetizado láser mostro un mayor ajuste en relación a las PPR elaboradas mediante la técnica convencional o de fundido, mostrando una mayor exactitud en las prótesis elaboradas mediante sistemas de diseño CAD-CAM.

En el estudio de Mayinger F. et al. (2), se determinó que un ajuste entre los 0 y 50 μm se considera contactos directos significativos, y un ajuste entre 50 y 311 μm se pueden considerar un ajuste clínicamente aceptable. Los valores de ajuste demostrados por el PEEK fresado en los estudios Ye, H. (39) y Mayinger F. (2) mostraron valores menores a 50 μm demostrando un mejor ajuste en comparación al PEEK inyectado del estudio de Domingues M. que presentaba valores superiores a 50 μm . El Cr-Co sintetizado por láser del estudio de Mayinger F., presento un mejor ajuste que el Cr-Co fundido, pero cumplían con el ajuste clínicamente aceptable propuestos en este estudio.

4.1.8 Estabilidad de color

Las prótesis dentales pueden decolorarse después de un uso prolongado debido a factores intrínsecos y extrínsecos. La absorción de agua, la disolución de la composición de los rellenos o de la matriz, las reacciones químicas y el modo de fabricación son factores internos o intrínsecos que son provocados por factores propios del material en el que se realice la prótesis dental que afecta significativamente el color como la rugosidad de la superficie esto se debe a que las superficies rugosas tienen una afinidad más alta por capturar placa y pigmentos. Los factores externos o extrínsecos con frecuencia incluyen los tintes penetrantes de los colorantes de bebidas como el café o el té, así como la nicotina del cigarrillo, la estabilidad del color puede verse afectada por la adsorción de colorantes exógenos sobre la superficie. (52)

En el estudio de Poronja L (40), se investigó cómo varios protocolos de envejecimiento artificial y tinción afectan las propiedades ópticas, los cambios de color y la rugosidad de la superficie del PEEK BioHPP en este estudio se utilizaron 40 muestras de Peek BioHPP de espesor de 1 mm de forma rectangular, las cuales se dividieron en dos grupos, el primer grupo de 20 muestras tenían un pulido convencional y el segundo grupo de 20 muestras fueron glaseado con un revestimiento de cerámica estético y después pulido.

Las muestras se dividieron en subgrupos y fueron sometidos a un baño a 37°C grados centígrados con agua destilada para envejecer. Las muestras del primer subgrupo se sumergieron las muestras en café caliente (55 °C) y un baño lleno de agua destilada (37 °C), el segundo subgrupo se sumergió en un baño de jugo frío (Coca-Cola) (5 °C) y un baño lleno de agua destilada (37 °C), se determinaron los parámetros de color usando un espectrofotómetro bajo un fondo blanco y negro, se calcularon las propiedades ópticas y los niveles de cambio de color se calcularon utilizando el sistema de la Oficina Nacional de Estándares (NBS). (40)

En el estudio de Yuchen L. et al. (41), se utilizaron 40 muestras de PEEK BioHPP y 30 muestras de Cr-Co, las cuales fueron sumergidas en agua destilada a 37°C durante 7 días para simular el envejecimiento artificial, después se dividieron en dos grupos de cada material evaluado, el primer grupo de muestras 20 PEEK y 15 muestras de Cr-Co fueron sumergidos en una solución de agua con café soluble durante un lapso de 7 días.

El segundo grupo de 20 muestras de PEEK y 15 muestras de Cr-Co fueron sumergidos en vino tinto por los mismo 7 días, cada grupo muestras tuvo un baño de agua destilada cada 2 días. Para determinar el cambio de color se utilizó un espectrofotómetro digital aplicando fondos claros y oscuros, los valores obtenidos se calcularon utilizando el sistema NBS. (41)

En el estudio de Heimer S. et al. (42), se evaluó el cambio de color de diferentes materiales termoplásticos como el PMMA, composites y el PEEK. En este estudio se utilizaron 80 muestras de PEEK de forma rectangular, que se dividieron en dos grupos de 40 para ser sumergidos en diferentes soluciones, el primer grupo fue sumergido durante 12 días en vino tinto y el segundo grupo fue sumergido en una solución de agua con curry por los mismos 12 días. Para determinar el cambio de color de las muestras se realizaron valoraciones cada 3 días, los parámetros de color se evaluaron mediante el uso de un colorímetro Hach que permite computarizar la percepción del color eliminando el error por la percepción del ojo humano. (42)

Los resultados de color se calcularon utilizando el sistema de estándares NBS en los tres estudios ya que es un sistema de la agencia de administración de tecnología del departamento de Estados Unidos que se encarga de promover normas y estándares, por lo que es muy utilizada para el estudio de materiales y fabricación avanzada. (40)

Tabla 11. Cambio de color según el sistema Nacional de estándares (NBS).

Unidades NBS	Cambios de color
0,0 – 0,5	cambio extremadamente ligero
0,5 – 1,5	Ligero cambio
1,5 – 3,0	Perceptible
3,0 – 6,0	cambio marcado
6,0 – 12,0	cambio extremadamente marcado
12.0 o más	cambiar a otro color

Fuente: (40)

Tabla 12. Resultados del envejecimiento artificial con relación al cambio de color.

Autor	Año	Tinción	Protocolo	Método de evaluación	N° de muestras	Muestra	Valor de color	Color según la (NBS)
Poronja L. et al. (40)	2021	Agua destilada	Ciclo térmico en agua destilada (37°C)	Espectrofotómetro	20	PEEK pulido	1,12	Ligero cambio
					20	PEEK glaseado	1,55	Perceptible
Poronja L. et al. (40)	2021	Café instantáneo	Ciclo térmico en café caliente (55°C)	Espectrofotómetro	20	PEEK pulido	2,91	Perceptible
					20	PEEK glaseado	2,78	Perceptible
Poronja L. et al. (40)	2021	Jugo frio (Coca-Cola)	Ciclo térmico en jugo frio (5°C)	Espectrofotómetro	20	PEEK pulido	1,36	Ligero cambio
					20	PEEK glaseado	1,12	Ligero cambio
Yuchen L. et al. (41)	2019	Café instantáneo	Baño de las muestras en una solución de agua con café por 7 días	Espectrofotómetro	20	PEEK BioHPP	2.94	Perceptible
					15	Cr-Co	2.62	Perceptible
	2019	Vino tino		Espectrofotómetro	20	PEEK BioHPP	2.81	Perceptible

Yuchen L. et al. (41)			Baño de las muestras en vino tinto por 7 días		15	Cr-Co	3.08	Cambio marcado
Heimer S. et al. (42)	2022	Vino tinto	Baño de las muestras en vino tinto por 12 días	colorímetro Hach	40	PEEK	2.86	Perceptible
Heimer S. et al. (42)	2022	Curry	Baño de las muestras en una solución de agua con curry por 12 días	colorímetro Hach	40	PEEK	3.02	Cambio marcado

Elaborado por: Henry LLulema

Fuente: (40), (41), (42)

Análisis e interpretación

Los resultados de los tres estudios In-vitro analizados muestran que las soluciones que más pigmentaron las muestras fueron el vino tinto y el curry provocando un cambio marcado de color tanto en las muestras de Cr-Co como en las de PEEK, seguido del café instantáneo que muestra un cambio perceptible de color, la Coca-Cola y el envejecimiento artificial provocaron un ligero cambio de color en las muestras.

4.1.9 Rugosidad superficial y retención de placa bacteriana

Una de las características importantes de los materiales en los que se elaboran las prótesis dentales es la rugosidad de la superficie ya que está íntimamente relacionada con la adhesión microbiana, la biocompatibilidad, el desgaste, el comportamiento a la corrosión y el aspecto estético. (40)

La disminución de superficies irregulares es fundamental para mejorar la sensación de la lengua, la rugosidad superficial está relacionada con los componentes químicos del material, energía libre superficial, la composición de la matriz y las partículas de relleno. Las investigaciones in vitro al comparar el PEEK con otros materiales termoplásticos demostraron que es ligeramente más rugoso, esto se debe a la incorporación de partículas cerámicas en su composición. (42)

En el estudio de Yuchen L. et al. (41), para determinar la rugosidad superficial de los materiales de muestra se utilizó el parámetro bidimensional (Ra), estudios previos han demostrado que un Ra menor o igual $0,2 \mu\text{m}$ evita el desarrollo de biopelículas bacterianas cumpliendo los requisitos clínicos significativos para evitar la retención de placa. Según el estudio de Yuche L., demostró que el PEEK en estado puro puede presentar un Ra bajo de $(0,13\mu\text{m})$, para disminuir estos parámetros de rugosidad es necesario un buen protocolo de pulido y en el caso del PEEK el uso de pasta diamantadas de 1 micrómetro es necesario para obtener una superficie brillante y obtener un Ra más bajo.

En el estudio de Poronja, L (40), utilizando un perfilómetro de contacto de 2 micrómetros, comparó los valores Ra de diferentes PEEK fresados que se dividieron en dos grupos un PEEK pulido de manera convencional y un PEEK glaseado con una cerámica estética, donde se investigó cómo el pulido afectó los valores Ra de las superficies, además se realizaron pruebas de envejecimiento y tinción artificial en diferentes soluciones como es el café instantáneo, Coca-Cola y vino tinto para observar cómo está influyendo en la rugosidad de la superficie.

Los resultados de los dos artículos analizados sobre la Ra de cada grupo de materiales se pueden observar en la tabla 13.

Tabla 13. Resultado del envejecimiento artificial con relación a la rugosidad superficial (Ra).

Autor	Año	Tinción	Protocolo	Método de evaluación	N° de muestras	Muestra	Valor medio Ra (µm)	Valor de Ra (µm)
Poronja L. et al. (40)	2021	Agua destilada	Ciclo térmico en agua destilada (37°C)	Perfilómetro de contacto 2 µm	20	PEEK pulido	0.2 µm	0.1 µm
					20	PEEK glaseado	0.2 µm	0.08 µm
Poronja L. et al. (40)	2021	Café instantáneo	Ciclo térmico en café caliente (55°C)	Perfilómetro de contacto 2 µm	20	PEEK pulido	0.2 µm	0.12 µm
					20	PEEK glaseado	0.2 µm	0.10 µm
Poronja L. et al. (40)	2021	Jugo frío (Coca-Cola)	Ciclo térmico en jugo frío (5°C)	Perfilómetro de contacto 2 µm	20	PEEK pulido	0.2 µm	0.11 µm
					20	PEEK glaseado	0.2 µm	0.07 µm
Yuchen L. et al. (41)	2019	Café instantáneo	Baño de las muestras en una solución de agua con café por 7 días	Parámetro bidimensional (Ra)	40	PEEK BioHPP	0.2 µm	0.14 µm
					30	Cr-Co	0.2 µm	0.16 µm
Yuchen L. et al. (41)	2019	Vino tino	Baño de las muestras en vino tinto por 7 días	Parámetro bidimensional (Ra)	40	PEEK BioHPP	0.2 µm	0.13 µm
					30	Cr-Co	0.2 µm	0.18 µm

Elaborado por: Henry LLulema

Fuente: (40), (41)

Análisis e interpretación

Después de comparar los resultados de los estudios de Poronja L. y Yuchen L, se puede determinar que la rugosidad superficial puede modificarse al someter las muestras a diferentes soluciones pigmentantes y al envejecimiento artificial. Se puede evidenciar que el vino tinto aumento considerablemente el Ra en las muestras de Cr-Co y en el caso de las muestras de PEEK la solución con café mostro un aumento de Ra en comparación a las muestras que fueron sometidas solo a el envejecimiento artificial.

4.1.10 Rendimiento clínico

Para la rehabilitación de pacientes parcialmente edéntulos, las prótesis parciales removibles (PPR) son una opción de tratamiento predecible y económica debido a su alta resistencia, rigidez y resistencia a la corrosión las aleaciones metálicas como el cobalto-cromo (Cr-Co) son actualmente apropiadas y compatibles para la fabricación de prótesis dentales removibles. Sin embargo, el uso de aleaciones metálicas puede causar problemas estéticos, alergias y riesgos de sabor metálico, además los iones y partículas metálicas pueden causar citotoxicidad, hipertensión y neoplasia. (40)

Actualmente se han desarrollado materiales termoplásticos como el PEEK que es un material de estructura ligera que presenta un módulo de elasticidad bajo de 4 GPa, siendo igual al módulo que presenta el hueso alveolar lo que permite una mejor distribución de cargas masticatorias. Además, se pueden fabricar utilizando técnicas convencionales de prensado en caliente y CAD/CAM permitiendo realizar prótesis más exactas evitando el error en la elaboración. (41)

El Poliétercetona (PEEK) es conocido por propiedades mecánicas favorables, resistencia a altas temperaturas, estabilidad química, alto potencial de pulido, bajo peso específico, baja afinidad con la placa y buena resistencia al desgaste. También es conocido por su buena unión con composites de recubrimiento y cementos de fijación. (42)

Varios estudios clínicos, reportes de caso y controles aleatorios han comparado el rendimiento clínico y la satisfacción de los pacientes al cambiar las prótesis convencionales de Cr-Co por prótesis de PEEK (Bio-HPP), las características generales de cada estudio como se muestran en la tabla 14 y 15.

Tabla 14. Características de los estudios clínicos de PPR elaboradas con PEEK y Cr-Co

Autor	Año	Tipo de estudio	Participantes	Rango de edad	Intervención
Elsarrif et al. (44)	2021	Control aleatorio	(N: 14) H: No reporta M: No reporta	35 a 50 años	Grupo I: PEEK fresado estructura Grupo II: PEEK prensado estructura
Ali et al. (45)	2020	Control aleatorio	(N: 26) H: 11 M: 15	39 a 85 años	Prótesis de Cr-Co Prótesis de PEEK fresado
Lo Russo et al. (43)	2021	Estudio clínico	(N: No reporta)	No reporta	Prótesis de PEEK fresado
Nishiyama et al. (46)	2020	Estudio clínico	(N: 2) H: No reporta M: No reporta	67 a 68 años	Prótesis de PEEK
Mohamed et al. (47)	2019	Ensayo clínico	(N:10) H: No reporta M: No reporta	30 a 50 años	Prótesis de Cr-Co Prótesis de PEEK fresado
Lo Russo et al. (48)	2022	Ensayo clínico	(N: 10) H:3 M:7	46 a 72 años	Prótesis de PEEK fresado
Ichikawa et al. (49)	2018	Reporte de caso	(N: 1) Mujer	84 años	Prótesis de PEEK fresado
Harb et al. (25)	2018	Reporte de caso	(N:1) Mujer	56 años	Prótesis de PEEK fresado
Zoidis P. et al. (4)	2019	Reporte de caso	(N:1) Mujer	70 años	Prótesis de Cr-Co Prótesis de PEEK fresado

Elaborado por: Henry LLulema

Fuente: (44), (45), (43), (46), (47), (48), (49), (25), (4).

Tabla 15. Resultados del rendimiento clínico de las PPR elaboradas con Cr-Co y PEEK.

Estudio	Año	Resultado biológico	Satisfacción del paciente	Resultados protésicos	Seguimiento
Elsarrif et al. (44)	2021	La estructura de PEEK BioHPP produjo mayor reabsorción del hueso alveolar que en PEEK granulado.	No reportado	No reportado	6 y 12 meses
Ali et al. (45)	2020	Sin inflamación periodontal en el pilar.	Mayor satisfacción en ambos grupos	No reportado	6 y 12 meses
Lo Russo et al. (43)	2021	No reportado	No reportado	No reportado	6 meses
Nishiyama et al. (46)	2020	No reportado	Mayor satisfacción	Sin complicaciones clínicas	6 meses
Mohamed et al. (47)	2019	No reportado	Mayor satisfacción	No reportado	3 meses
Lo Russo et al. (48)	2022	La altura del reborde alveolar no se modificó.	No reportado	No reportado	12 y 13 meses
Ichikawa et al. (49)	2018	No hay problemas periodontales ni oclusales	Mayor satisfacción	Ligero cambio de color y textura. Sin complicaciones clínicas	2 años
Harb et al. (25)	2018	No reportado	Mayor satisfacción	No reportado	No reporta

Zoidis P. et al. (4)	2019	No reporta	Mayor satisfacción	Sin complicaciones clínicas	No reporta
----------------------	------	------------	--------------------	-----------------------------	------------

Elaborado por: Henry LLulema

Fuente: (44), (45), (43), (46), (47), (48), (49), (25), (4).

Análisis e interpretación

Después de analizar varios ensayos y reportes clínicos se determinó que las PPR elaboradas con PEEK, no reportaron complicaciones clínicas posteriores a la colocación y seguimiento clínico. Además, en comparación con las prótesis de Cr-Co, las prótesis de PEEK mostraron mayor satisfacción en los participantes de los estudios, esto se debe a que el PEEK tiene un peso menor que el Cr-Co, lo que reduce la sensación pesada del metal en la boca y tienen un aspecto más estético.

4.2 DISCUSIÓN

Cuando elegimos los materiales para elaborar una prótesis parcial removible, debemos considerar las características mecánicas y biológicas de los materiales ya que están relacionadas íntimamente con los tejidos duros y blandos. Esta revisión bibliográfica se enfoca en el análisis biomecánico del material Poli-éter-cetona (PEEK) para la creación de estructuras para prótesis parciales removibles en pacientes parcialmente edéntulo.

En la actualidad el desarrollo de sistemas de digitales CAD-CAM ha permitido la creación de nuevos materiales como los termoplásticos (PEEK, PEKK, PMMA), los cuales presentan buenas propiedades tanto mecánicas como biológicas por lo que la literatura muestra un gran interés en poner a prueba dichos materiales mediante estudios in-vitro para examinar sus propiedades de retención, resistencia, ajuste, rugosidad superficial, preservación color y rendimiento clínico

Comparamos los resultados obtenidos en los artículos utilizados en esta revisión bibliográfica para determinar el comportamiento mecánico y clínico del PEEK utilizando la evidencia científica.

4.2.1 Retención

Una vez analizado los resultados de los estudios podemos determinar que los retenedores doble Acker presentan el mayor valor de retención registrado tanto en las muestras de Cr-Co como de PEEK. La profundidad del apoyo oclusal también influye en el valor de retención ya que al comparar los resultados de diferentes investigaciones que trabajaron con una profundidad de retención de 1 mm, presentaban valores menores de retención a las investigaciones que trabajaron con una profundidad de retención de 1.5 mm y 2 mm.

Para evaluar la retención se analizó los resultados presentados en 4 estudios, en los cuales se trabajó con diferentes muestras de PEEK (PEEKmilled 1, PEEK BioHPP, PEEK Pressed), y dos tipos diferentes de aleaciones metálicas (Cr-Co y Cr-CoMo). Cada estudio utilizó retenedores tipo Acker a excepción del estudio de Micovic D., donde se utilizó retenedores Jackson o doble Acker, la profundidad de la zona retentiva fue de 1.0, 1.5 y 2 mm y el modelo de estudio fue diferentes en cada investigación. (38)

En el estudio de Micovic, et al (6), mostraron que los valores de retención aceptables para la fabricación de retenedores para una prótesis parcial removible, debe tener un valor mínimo de 5 N a 10 N para permitir una resistencia adecuada al desalajo durante la masticación de alimentos pegajosos, aún no se ha llegado a un consenso sobre el valor mínima de fuerza retentiva que debe tener un gancho retentivo debido a la variedad de factores que pueden afectar la resistencia final de la prótesis.

Dos estudios in-vitro que trabajaron con una profundidad de retención de 1 mm, fueron el estudio de Mendes J. que mostró una retención de 6.45 N y en el estudio Gentz F., mostro una retención de 6.74N en el PEEK, en el Cr-Co el primer estudio obtuvo una retención 21.78 N y en el segundo estudio de 20.72 N, los valores de retención fueron casi similares en ambos estudios. (39)

Los estudios que trabajaron con una profundidad de retención de 1.5 mm fueron el estudio de Mendes J., y El-Baz R. que mostraron una retención en las muestras de PEEK de 12.95 N en el estudio de Mendes J., y de 22,68 N en el estudio de El-Baz R., en las muestras de Cr-Co el primer estudio mostró una retención de 43.57 N y en el segundo estudio de 36.04 N, la variación de los resultados se debe al tipo de metodología y al modelo de estudio que se utilizó para las muestras. (40)

En los estudios de Mendes J. y Micovic D. se trabajó con una profundidad de retención de 2 mm, los resultados de retención fueron superiores a los anteriores estudios, En el estudio de Mendes J. las muestras presentaron una retención del PEEK de 18.36 N y en el Cr-Co una retención 65.37 N. En el estudio de Micovic D. se utilizó diferentes muestras de PEEK mostrando una retención de 43.9 N en el PEEKmilled 1, 58.1 N en el PEEK BioHPP, y 50.8 N en el PEEK Pressed, mostrando una mayor retención por parte del PEEK BioHPP, esto se debe a la incorporación de partículas cerámicas en su composición lo que refuerza su estructura, pero conservando su flexibilidad.(38)

En su artículo Micovic D. (6), sostiene que el PEEK puede ser considerado como un material apropiado para la creación de retenedores en PPR, en particular cuando una retención excesiva puede ser perjudicial para los pilares que presenten compromiso periodontal, ya que reduce la fuerza ejercida y el torque distal. Este resultado está de acuerdo con el estudio El-Baz R. (40), ya que afirma que los ganchos de PEEK están indicados en dientes periodontalmente comprometidos ya que no ejerce una retención excesiva sobre los pilares pero proporcionan la retención suficiente para ser usados clínicamente, pero para conseguir esto los retenedores deben tener un espesor mayor que los ganchos de metálicos y tener una profundidad de retención de 2mm. (39)

En el mismo artículo (40), se mencionó que los retenedores de metal no se recomendaban para usarse en condiciones en las que la profundidad de la zona retentiva fuera de 2 mm, esto se debe a que podrían dañar la superficie del esmalte por lo que se indica trabajar con profundidad de 1.5 mm. Los hallazgos de este parámetro en la siguiente revisión bibliográfica, está basado en cuatro estudios in vitro (38)(6)(39)(40), que nos dieron datos muy contradictorios. La diferencia de resultados entre cada autor puede ser por las metodologías de evaluación, los dientes utilizados, la profundidad de retención utilizado y el tipo de retenedores examinada en cada estudio.

En la mayor parte de los estudios examinados (38)(39)(40) se utilizaron retenedores tipo Acker a excepción de estudio (6) donde se utilizó un retenedor doble Acker o Jackson, los estudios que utilizaron retenedores tipo Acker mostraron resultados estadísticos diferentes y no comparables entre sí.

4.2.2 Retención ante el envejecimiento artificial

Para medir la retención aportada, se compararon los resultados de dos estudios (37) (6), en los cuales las muestras de ganchos retentivos hechos en PEEK y Cr-Co fueron sometidos a envejecimiento artificial mediante el empleo de ciclos de inserción y remoción para simular el uso clínico. En los dos estudios se emplearon 360 ciclos equivalentes a 90 días y 730 ciclos equivalentes a 180 días la profundidad de retención en el estudio de El-Baz R. fue de 1mm y en el estudio de Micovic fue de 1.5 mm.

Se utilizaron dos tipos de muestras que fueron clasificados en dos grupos: Grupo 1: PEEK y Grupo 2: Cr-Co, los resultados de los estudios demuestran una mayor pérdida de retención a los 90 y 180 días del grupo 2, en comparación al grupo 1 donde la pérdida de retención fue menor. Otro aspecto a tomar en cuenta es que la profundidad del apoyo oclusal de 1.5 mm mejoro la retención en el grupo del PEEK, mostrando una relación entre la retención y la profundidad del apoyo oclusal. La aleación de Cr-CoMo mostro valores superiores de retención a diferencia de la aleación de Cr-Co convencional, pero fue el material que presento el mayor porcentaje de pérdida de retención. (37)

La metodología del estudio de Micovic et al. (6) y El-Baz et al. (37), es similar ya que las muestras fueron sometidas a envejecimiento artificial almacenándolas en saliva artificial a una temperatura de 37°C, y evaluaron la retención a los 90 y 180 días. En los dos estudios utilizaron muestras de PEEK BioHPP y diferentes tipos de aleaciones metálicas Cr-Co y Cr-CoMo.

El mayor promedio la retención inicial antes del envejecimiento artificial de las aleaciones metálicas fue la del Cr-CoMo registrando 163N de retención, a diferencia del Cr-Co que obtuvo una retención inicial de 36.04 N. Después de ser sometidas a los 360 ciclos el Cr-Co mostro una pérdida inserción 0.85 N (3.74%) y el Cr-CoMo una pérdida de 36 N (22.08%).(37)

Al cumplir los 730 ciclos las muestras de Cr-Co mostraron una pérdida de 10.15N (28.16%), y el Cr-CoMo 61N (37.42%), mostrando una mayor retención inicial pero una pérdida considerable de retención al envejecimiento artificial, ambos estudios coinciden en que las aleaciones metálicas al ser estructuras rígidas, encontrarse en un medio húmedo y ser sometidas a fuerzas constantes generadas por la masticación pueden perder fácilmente su retención.(6)

Las muestras de PEEK mostraron una retención inicial de 22.68N en el estudio de El-Baz R. y de 43.9 N en el estudio de Micovic, los valores superiores de retención se deben a que en este

estudio se trabajó con una profundidad de retención de 1.5 mm mostrando una relación positiva entre la profundidad del apoyo oclusal y la retención de las muestras.

Al someter las muestras al envejecimiento en saliva artificial y 360 ciclos mostraron una pérdida de retención de 0.85 N (3.74%) en el estudio de El-Baz R. y de 3.6 N (8.20%) en el estudio de Micovic. Al cumplir los 730 ciclos las muestras perdieron 1.93N (8,5%) en el primer estudio y en el segundo estudio 10.4 N (23.69%) demostrando que el PEEK conserva mejor la retención que las aleaciones de Cr-Co. (37)

El Cr-Co mostro una retención inicial muy superior a la retención del presentada por el PEEK a los 90 días, los valores mostraron una mejor conservación de retención proporcionada por los ganchos en PEEK, que el Cr-Co. A los 180 días, los valores mostrados en los estudios ponen al PEEK BioHPP fresado como el material que mejor conserva su retención en un medio oral artificial ya que conserva una retención del 91.5% mostrando una pérdida de 8.50 % en el estudio de El-Baz R. y en el estudio de Micovic 76.31% y una pérdida de 23.69%.

El Cr- Co presento la retención más baja en porcentaje a los 180 días de envejecimiento artificial en comparación a las muestras de Peek, presentando una retención de 71.84 % perdiendo 23.69% en el estudio de El-Baz R, en cambio en el estudio de Micovic hubo una pérdida de 37.42% conservando una retención de 62.58% en comparación a su retención inicial, siendo uno de los materiales que perdió la mayor cantidad de retención en el estudio, demostrando que el Peek conserva su retención en un medio oral. (6)

Los resultados propuestos por El-Baz et al. (37), concuerdan con los resultados de Micovic et al. (6), ya que ambos estudios compararon la retención del Peek y del Cr-Co después del envejecimiento artificial, en donde los resultados demostraron que el Peek conserva mejor su retención en un envejecimiento artificial al ser expuesto a medios orales y ciclos de inserción/remoción.

4.2.3 Resistencia a la fractura

Los resultados de los estudios analizados muestran una mayor resistencia a la fractura por parte del PEEK esto se debe a su bajo modulo elástico, la mayor parte de las muestras sobrevivieron los 30.000 ciclos y a la deflexión a la que fueron sometidos, a diferencia de las muestras de Cr-Co que se fracturaron antes de cumplir el número de ciclos propuesto por los estudios. Cada estudio utilizo muestras de Cr-Co elaborado con diferente técnica uno mediante la técnica de

fundido y el otro mediante la síntesis láser, demostrando que el Cr-Co sintetizado con láser muestra una mayor resistencia que el Cr-Co fundido. (3)

En el estudio de Zheng, J. y Peng, T. valoraron la resistencia a la fractura de los ganchos hechos de PEEK y Cr-Co, donde se elaboraron los ganchos metálicos fundidos y sintetizados. En el estudio de Zheng, J. las muestras fueron sometidos a 30.000 ciclos que es equivalente de 21 años de uso y a una deflexión de 0,25 mm, 0,50 mm y 0,75mm y en el estudio de Peng, T. las muestras fueron sometidas a diferente número de ciclos y al mismo valor de deflexión que el primer estudio.(41)

En el estudio de Zheng, J. al producirse una fractura en la muestra o al cumplirse los 30.000 ciclos se finalizaba el experimento, en las muestras de Cr -Co con deflexión de 0,25 mm todas las muestras se fracturaron, la muestra del Cr-Co fundido resistió 27155 ciclos equivalente a 12 años 6 meses de uso, el Cr-Co sintetizado resistió 26, 765 ciclos equivalente a 14 años 7 meses, en cambio las muestras de PEEK resistieron los 30.000 ciclos completos. (38)

Al someter las muestras a una deflexión aplicada de 0.50 mm las muestras de Cr-Co fundido, resistió 9298 ciclos equivalente a 6años 3 meses, el Cr-Co sintetizado resistió 11,318 ciclos equivalente a 7años 7 meses y las muestra de PEEK fresado resistió los 30.000 ciclos completos equivalente a 21 años. Con una deflexión aplicada de 0.75 mm el Cr-Co fundido 2861 ciclos equivalente a 1 años 8 meses, el Cr-Co sintetizado resistió 5, 642 ciclos equivalente a 2 años 1 mes resistió y las muestras de PEEK fresado resistieron los 26.508 ciclos completos equivalente a 15 años, 7 meses y las muestras PEEK BioHPP resistieron los 28.650 ciclos completos equivalente a 20 años, 5 meses, mostrando una mayor resistencia del PEEK BioHPP .(41)

Todas las muestras de Cr- Co fundido o sintetizado se fracturaron antes de cumplir los 30.000 ciclos en cambio solo el 25% de las muestras de PEEK fresado y BioHPP se fracturaron al aplicar una deflexión de 0.75 mm, lo que demuestra una mejor resistencia a la fractura del PEEK, esto se debe al módulo de elasticidad bajo del material (4GPa), ya que los datos muestran una correlación negativa entre la resistencia a la fractura y la tensión de los ciclos, en las muestras de Cr-Co en donde se puede evidenciar que entre mayor sea la deflexión aplicada, menor será la resistencia, esto se debe a que el Cr-Co es un material más rígido y con una flexibilidad escasa. Además, se sugiere que la aleación de Co-Cr sintetizado con láser tiene mayor resistencia a la fractura que el Cr-Co fundido. (3)

Por el contrario esto no sucede en el Peek fresado ya que los valores mostraron que la cantidad de deflexión aplicada no mostro un efecto en la resistencia a la fractura del material, es por esto que logro resistir los 30.000 ciclos hasta la falla, en los experimentos realizados en los estudios solo el 6% de los artefactos realizados con PEEK se fracturaron, lo que indica que la resistencia a la fractura es mejor en este grupo. (38)

4.2.4 Resistencia a la deformación

Para valorar la resistencia a la deformación se compararon resultados obtenidos en dos artículos (40)(5), en donde se puede evidenciar valores estadísticos diferentes, los dos estudios trabajaron con muestras de PEEK BioHPP y Cr-Co, pero con diferentes espesores de material y formas.

En el estudio de El-Baz T., se fabricaron ganchos de forma semicircular con un espesor de 2 mm, y en el estudio de Peng, T. se fabricaron ganchos rectos con un espesor de 3 mm, una vez analizado los resultados indican una mayor deformación de las muestras con 2 mm de espesor a diferencia de las muestras de 3 mm, esto indica una relación positiva entre el espesor y resistencia deformación.

Los ganchos retentivos fabricados en aleaciones metálicas, están expuestos a cambios constantes de deformación, debido a esto los valores de deformación fueron mayores a los presentados por el PEEK, en ambos estudios las muestras de Cr-Co al ser sometidas a 15.000 ciclos con una deflexión de 0.50 mm, mostraron una deformación de 1.1 μm en el primer estudio y de 0.9 μm en el segundo estudio. Los valores registrados por el PEEK en los dos estudios fueron menores de 0.8 μm en el primer estudio y el 0.7 μm en el segundo estudio. (5)

La diferencia de valores entre en estudio de El-Baz T. y Peng T. se debe a las condiciones del estudio como el espesor y forma de los retenedores utilizados como muestra. Los valores diferentes de deformación expresados en las muestras se deben a que las tensiones provocadas por los ciclos se concentraban en la base de cada muestra, por lo que hubo una correlación positiva entre el espesor de la base y la concentración de tensiones, lo que influye directamente en la deformación del material. (40)

El diseño del brazo retentivo, en forma, espesor y ancho de la base influyen directamente sobre la concentración de tensiones, por lo tanto, según el estudio de Peng T., los ganchos retentivos de Peek deben ser más gruesos y tener un espesor de 3mm y con un ancho de base superior a 2 mm, para tener una probabilidad menor de deformarse y un rendimiento clínico aceptable. (5)

4.2.5 Ajuste

Una vez analizado los tres estudios que valoraban el ajuste de las PPR, los resultados reportados en cada estudio muestran los niveles de ajuste que presentan el Cr-Co y el PEEK con diferentes métodos de elaboración. Las PPR fabricadas con PEEK mediante técnica de fresado muestran un mayor ajuste en comparación con las PPR fabricadas con PEEK mediante técnica de inyección. En el caso del Cr-Co, las PPR fabricadas mediante sintetizado láser muestran un mayor ajuste en comparación con las PPR fabricadas mediante la técnica tradicional o de fundido, demostrando una mayor precisión en las prótesis creadas utilizando sistemas digitales. (42)

En el estudio de Mayinger F. (2), se determinó que los valores de ajuste entre los 0 y 50 μm son contactos directos significativos, y valores de ajuste entre 50 y 311 μm se pueden considerar un ajuste clínicamente aceptable. En el estudio realizado por Ye, H. (42) se analizó los resultados para evaluar el ajuste aportado por las PPR, en donde las prótesis parciales removibles realizadas en Cr-Co utilizando la técnica de fundido tuvieron un valor de ajuste general de 130.9 μm , mientras que las PPR realizadas en Cr-Co mediante la síntesis láser tuvieron un valor de ajuste general de 50.5 μm . (39)

En el estudio de Ye H. y Mayinger F., las muestras de PEEK se elaboraron con técnica de fresado mostrando un ajuste general de 29.4 μm y 28.9 μm , en el estudio de Domingues M. se utilizaron muestras de PEEK elaboradas mediante la técnica de inyección mostrando valores de ajuste general de 52.8 μm . Demostrando que existe una mayor exactitud en la técnica de fresado digital que en la técnica de inyección. (3)

Los valores de ajuste demostrados por el Cr-Co fueron superiores en todas las zonas analizadas a los del Peek, pero cumplían con el ajuste clínicamente aceptable propuestos en este estudio, pero debido a las diferencias entre los métodos de evaluación, la técnica que se utilice para realizar las muestras y el tipo de material, pueden afectar la precisión dimensional dando resultados que no pueden compararse directamente con los utilizados en esta revisión bibliográfica, pero nos brindan una imagen general de la precisión obtenida con las diferentes técnicas de elaboración de PEEK y Cr-Co. (42)

4.2.6 Estabilidad de color

Los estudios In-vitro analizados determinaron la estabilidad del color del PEEK después del envejecimiento artificial para simular condiciones bucales y la inmersión en soluciones pigmentantes, en los cuales se pudo observar que PEEK mantiene el color más estable que los diferentes materiales utilizados para elaborar dentaduras postizas. En los tres estudios se investigó como afectan a la estabilidad de color las diferentes soluciones pigmentantes como el agua destilada, café caliente, Coca-Cola, vino tinto y el curry.

Para valorar el cambio de color, en estudio de Poronja L. (44) y Yuchen L. (43), se utilizó un espectrofotómetro Vita Easyshade IV en un fondo claro y oscuro, el cual fue calibrado previo al estudio, en cambio en el estudio de Heimer S. (42), se utilizó un colorímetro de Hach, los resultados obtenidos se valoraron según el sistema de la oficina nacional de estándares (NBS) que según el número de unidades NBS, se podría cuantificar en cambio de color de las muestras utilizadas en el estudio.

Los resultados evidenciados en el estudio Yuchen L, demostraron que el vino tinto produce un cambio marcado mostrando valores de 3.08 unidades NBS en las muestras de Cr-Co, en el caso del vino tinto estudios previos muestran que el alcohol puede acelerar el proceso de corrosión de los metales provocando cambios en su aspecto y superficie. En el caso del PEEK el estudio de Yuchen L. y Heimer S. los resultados mostraron valores de 2.81 unidades NBS en el primer estudio y 2.86 unidades NBS en el segundo estudio, mostrando cambios perceptibles de color en los dos estudios. (43)

El curry en su composición contiene cúrcuma que es un colorante natural color amarillo y debido a su baja solubilidad puede impregnarse en prótesis elaboradas con materiales termoplásticos como el PEEK. Varios estudios demuestran que las pigmentaciones amarillentas y anaranjadas tienen una afinidad por la fase polimérica de dichos materiales, los resultados del estudio de Heimer S. presentan valores de 3.02 unidades NBS, mostrando que el curry produce un cambio marcado del color. (42)

Las muestras de PEEK fueron sumergidas en una solución con café mostrando valores de 2.91 en y 2.78 unidades NBS en el estudio de Poronja L. y un valor 2.94 unidades NBS en el estudio Yuchen L., en los dos estudios se evidencio cambios perceptibles de color, esto se debe a que el café es más soluble en un medio caliente generando decoloración y pigmentación de las

prótesis y debido a que el PEEK presenta una solubilidad y absorción de agua más baja que otros materiales (PMMA, resina compuesta), aun así sufre cambios de color. (44)

La Coca-Cola mostró valores de 1.12 y 1.36 unidades NBS y el envejecimiento artificial en agua destilada mostró valores de 1.12 y 1.55 unidades NBS, presentando un ligero cambio de color en los resultados de los artículos, siendo el grupo que mejor conservo el color. En el estudio de Poronja L., se utilizaron dos tipos diferentes de muestras, el PEEK pulido y PEEK glaseado con cerámicas estéticas, los resultados demuestran que el PEEK pulido al ser sometido al envejecimiento artificial y sumergido en soluciones pigmentantes producen ligeros cambios de color y conservan de mejor manera el color que el PEEK glaseado que mostró cambios perceptibles de color. (43)

4.2.7 Rugosidad superficial y retención de la placa

Para determinar la rugosidad superficial en el estudio de Poronja L. et al (44), en cual se determinó que valores inferiores a $0,2 \mu\text{m}$ se considera clínicamente aceptables para evitar la retención de placa, utilizando un perfilómetro de contacto de 2 micrómetro, se valoró la rugosidad después del envejecimiento artificial en donde todos los grupos mostraron valores inferiores a los 18 micrómetros.

Al comparar los resultados de los estudios de Poronja L. y Yuchen L., se pudo determinar que el envejecimiento artificial y la tinción aumentaban la rugosidad superficial (R_a), el grupo que mostro los valores de R_a más bajos son el grupo sumergido en agua destilada que mostro valores de $0,01 \mu\text{m}$ para el PEEK BioHPP pulido y $0,08 \mu\text{m}$ para le PEEK BioHPP glaseado.

El segundo grupo que presento los valores más bajos de R_a fue el sumergido en Coca-Cola agua fría mostraron valores de $0,11 \mu\text{m}$ para el PEEK pulido y $0,07 \mu\text{m}$ glaseado, mostrando una pérdida de rugosidad mayor en el grupo pulido. (43)

Los valores más altos de R_a se observaron en el estudio de Yuchen L., el grupo sumergido en el vino tinto registraron valores de $0,13 \mu\text{m}$ en el PEEK y $0,18 \mu\text{m}$ en el Cr.-Co. Seguido de las muestras sumergidas en una solución con café caliente mostrando valores R_a de $0,12 \mu\text{m}$ para el PEEK pulido y $0,10 \mu\text{m}$ para el PEEK glaseado mostrados en el estudio de Poronja L. y en el estudio de Yuchen L. presento un valor de $0,14 \mu\text{m}$, en el caso del Cr-Co mostro valores $0,16 \mu\text{m}$, esto se debe a la gran cantidad de colorantes hidrosolubles propios del café que presentan un peso molecular mayor, que generan decoloración y un aumento de R_a . (43)

La rugosidad y la energía superficial está íntimamente relacionada con la formación de colonias bacterianas, estudios previos demuestran que en superficies rugosas que presenten defectos, fallas y regularidades en su superficie y un Ra mayor a 0.2 μm se han podido observar un gran número de bacterias y hongos entre las cuales incluían *S. oralis*, *S. gordonii* *S. sanguinis* y *C. albicans*. El PEEK a diferencia de otros materiales utilizados en prótesis removible posee propiedades antibacterianas y anti adhesivas durante un lapso de 24 a horas. (44)

4.2.8 Desempeño clínico

Las PPR elaboradas con PEEK no presentaron complicaciones clínicas después de la colocación y el seguimiento clínico, según un análisis de varios ensayos y reportes clínicos. Además, en comparación con las prótesis de Cr-Co, las prótesis de PEEK mostraron mayor satisfacción en los participantes de los estudios. Esto se debe a que las prótesis de PEEK tienen un peso menor que las prótesis de Cr-Co y debido a su bajo módulo de elasticidad conserva y distribuye de mejor manera las cargas oclusales hacia las piezas pilares. (49)(25)

En el ensayo clínico de Mohamed. Et al (47), se comparó la satisfacción de diez pacientes a los que se les solicitó usar prótesis removibles de PEEK y de estructura metálica Cr-Co durante 3 meses. La satisfacción de los pacientes con las prótesis con estructura de PEEK fresados fue mayor que con las prótesis con estructura de Cr-Co. No obstante, un control aleatorio realizado por Ali. Et al (45), examinó la satisfacción de 26 pacientes después de usar estructuras de Cr-Co y PEEK durante 4 semanas, 6 meses y 12 meses. Las puntuaciones del perfil de impacto en la salud bucal no tuvieron mayor impacto en las prótesis realizadas en PEEK en comparación a las de Cr-Co, por lo que se requieren más estudios que muestren el desempeño clínico a largo plazo.

Para determinar el comportamiento biológico de ambos materiales se utilizó un análisis de elementos finitos donde se comparó la distribución de la tensión y el desplazamiento en los tejidos como el hueso, mucosa y pilar periodontal bajo las fuerzas masticatorias en prótesis removibles realizadas en PEEK y de Cr-Co.(49)

En el estudio de Russo. Et al (48), se evaluó anualmente los cambios dimensionales de las crestas residuales de los pacientes que usaban prótesis parcial removible de PEEK fresado y de los que no lo hacían mediante exploraciones intraorales y fueron comparados. Durante el seguimiento, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la distancia 3D

media en los puntos correspondientes de las áreas portadoras de prótesis, no se observaron cambios significativos en la altura de la cresta edéntula en este estudio.

Por el contrario, un control aleatorio realizado en 14 personas por Elsarrif. Et al (48) examinó radiográficamente los efectos sobre el hueso alveolar de prótesis parciales fabricadas en PEEK con distintos métodos de elaboración (fresadas y prensadas) donde se encontró que ambos grupos experimentaron pérdida ósea. En este estudio, el Peek BioHPP prensado experimentó una pérdida ósea mayor que el BioHPP fresado, en la extensión distal de la cresta alveolar esto se debe a la precisión de elaboración que genera una mejor retención en comparación con el BioHpp prensado, esto se pudo observar durante todo el período de seguimiento del estudio.(46)

Otro ensayo clínico, por otro lado, examinó radiográficamente los efectos de dos fabricaciones CAM distintas (fresadas y prensadas) de estructuras de PEEK en la porción de extensión distal de la cresta, donde se encontró que ambos grupos experimentaron pérdida ósea. En comparación con las aleaciones metálicas, los pacientes están más satisfechos con la apariencia y la estética cuando usan ganchos de PEEK, según algunos estudios (45)(46)(47)(48)(49). La fuerza de retención de las prótesis removibles proviene de los ganchos retentivos que se encuentran alrededor del pilar dental sano y al ejercer una fuerza horizontal provocada por la inserción/extracción produce un estrés intenso provoca la afección periodontal y la resorción ósea alveolar, en particular en los dientes pilares que están cerca del defecto.

Debido al módulo de elasticidad baja del PEEK, fue el más adecuado para proteger el ligamento periodontal del pilar, ya que los dientes pilares de los diferentes estudios clínicos no mostraban inflamación gingival, ni movilidad anormal, además los ganchos de PEEK son más suaves con los materiales cerámicos de restauración y el esmalte evitando la abrasión provocada por los ganchos de Cr-co tradicionales, no obstante, se necesita más evidencia clínica a largo plazo.
(47)

CAPÍTULO V

5. CONCLUSIONES y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

- Después de la revisión de varios estudios se demostró que PEEK presentaba valores de retención significativamente menores que el Co- Cr, pero conserva valores de retención suficiente para evitar el desalajo, además el PEEK presentó valores superiores en ajuste y resistencia a la fractura, la resistencia a la deformación presento valores similares, aunque se necesitan más evidencia científica que respalde dichos resultados.
- A diferencia del Cr-Co el PEEK ha demostrado una mejor retención y resistencia a la fractura después de ser sometido al envejecimiento artificial, al ser sumergido soluciones pigmentantes (café, coca cola, vino tinto, curry), tanto el PEEK como el Cr-Co manifestaron alteraciones de color y de rugosidad superficial.
- Hemos llegado a la conclusión de que el desempeño clínico de PEEK en prótesis dentales removibles es satisfactorio y prometedor después de resumir numerosos informes, técnicas y ensayos clínicos a corto plazo, aunque se deben llevar a cabo ensayos clínicos controlados a gran escala y a largo plazo para obtener datos más precisos.

5.2 Recomendaciones

- Las prótesis removibles elaboradas en PEEK debido a su bajo modulo elástico, es recomendando en casos clínicos con pilares periodontalmente comprometidos.
- Para pacientes parcialmente edéntulos que tengan una alta exigencia estética el PEEK se puede considerarse una opción válida para la elaboración de prótesis removibles anatomizadas ya que se pueden pigmentar con cerámicas estéticas.
- Las PPR elaboradas en PEEK y con tecnología CAD-CAM han demostrado mayor exactitud que las prótesis hechas en Cr-Co, independientemente de la técnica de confección utilizada.
- Se recomienda continuar con la investigación de materiales termoplásticos como el PEEK para mejorar sus propiedades.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry – A Review. Vol. 12, Journal of Medicine and Life. 2019.
2. Mayinger F, Micovic D, Schleich A, Roos M, Eichberger M, Stawarczyk B. Retention force of polyetheretherketone and cobalt-chrome-molybdenum removable dental prosthesis clasps after artificial aging. Clin Oral Investig. 2021;25(5).
3. Pordeus MD, Santiago Junior JF, Venante HS, Bringel da Costa RM, Chappuis Chocano AP, Porto VC. Computer-aided technology for fabricating removable partial denture frameworks: A systematic review and meta-analysis. Vol. 128, Journal of Prosthetic Dentistry. 2022.
4. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. J Prosthodont. 2016;25(7).
5. 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;64(3).
6. Micovic D, Mayinger F, Bauer S, Roos M, Eichberger M, Stawarczyk B. Is the high-performance thermoplastic polyetheretherketone indicated as a clasp material for removable dental prostheses? Clin Oral Investig. 2021;25(5).
7. Moharil S, Reche A, Durge K. Polyetheretherketone (PEEK) as a Biomaterial: An Overview. Cureus. 2023;
8. Ermelinda Escudero D, Virginia Muñoz Rentería DM, María luisa De La Cruz Claire D, Laura Aprili Justiniano D, Yamil Valda Mobarec E, Xavier F. Prevalence of partial and total edentulism, its impact on the population's life quality from 15 to 85 years in sucre. Artículo Rev Cienc. 2020;18(2):161–90.
9. Fernández G MCGY. Consecuencias del edentulismo total y parcial en el adulto mayor. GeroInfo. 2018;13(3).
10. Samuel L. La pérdida dentaria. Sus causas y consecuencias [Internet]. Leyva Samuel

- Nila Ledesma Céspedes Myrna Fonte Villalón. 2019 [cited 2023 Apr 15]. p. 1–5. Available from: <https://remij.sld.cu/index.php/remij/article/view/212/417>
11. Stumbras A, Kuliesius P, Januzis G, Juodzbals G. Alveolar Ridge Preservation after Tooth Extraction Using Different Bone Graft Materials and Autologous Platelet Concentrates: a Systematic Review. *J oral Maxillofac Res.* 2019 Mar;10(1):e2.
 12. Chairunnisa R, Harahap R. The increasing risk of temporomandibular disorder and articular eminence inclination due to tooth loss. *Padjadjaran J Dent.* 2022;34(2).
 13. Rojas-Gómez ¹ PN, Mazzini-Torres ² MF, Romero-Rojas K. Pérdida dentaria y relación con los factores fisiológicos y psico-socio económicos. *Dominio las Ciencias, ISSN-e 2477-8818, Vol 3, N° 2, 2, 2017, págs 702-718.* 2017;3(2).
 14. Nadelman P, Magno MB, Pithon MM, de Castro ACR, Maia LC. Does the premature loss of primary anterior teeth cause morphological, functional and psychosocial consequences? *Vol. 35, Brazilian Oral Research.* 2021.
 15. Nadelman P, Bedran N, Magno MB, Masterson D, de Castro ACR, Maia LC. Premature loss of primary anterior teeth and its consequences to primary dental arch and speech pattern: A systematic review and meta-analysis. *Vol. 30, International Journal of Paediatric Dentistry.* 2020.
 16. Fan J, Caton JG. Occlusal trauma and excessive occlusal forces: Narrative review, case definitions, and diagnostic considerations. *Vol. 89, Journal of periodontology.* 2018.
 17. Liu Y, Yin T, He M, Fang C, Peng S. Association of congenitally missing teeth with adult temporomandibular disorders in the urban health checkup population. *BMC Oral Health.* 2023;23(1).
 18. Efectos psicosociales de la enfermedad periodontal en la calidad de vida de pacientes de la Facultad de Odontología (UdelaR) Un estudio cuali-cuantitativo. *Odontoestomatología.* 2021;23(37).
 19. Dau R, Ortiz E, Mazzini F, Ubilla W, Egas JL, Rodríguez K. Análisis de la prevalencia de la clasificación de Kennedy en pacientes parcialmente edéntulos. *J Chem Inf Model.*

- 2016;3(2).
20. Mora Merchán RM, Loor Albán JS, Anrango Bonilla HB. La clasificación de Kennedy en los pacientes parcialmente desdentados. RECIAMUC. 2022;6(3).
 21. Silva-Barrera TE, Fierro-Ortiz KE, Solis-Balladares YV, Manzano-Flores AB. Componentes de la Prótesis Parcial Removible. Rev Arbitr Interdiscip Ciencias la Salud Salud y Vida. 2022;6(3).
 22. Villacis Carabajo ED, Serrano Piedra SD. Tipos y duración de materiales para prótesis parcial removible. Artículo de revisión. Rev Cient Univ Odontol Dominic [Internet]. 2021 [cited 2024 Jun 29];1–8. Available from: <https://revistacientificauod.wordpress.com/wp-content/uploads/2021/03/revision-5-villacis-serrano.pdf>
 23. Castillo Pedraza MC, Mayumi Inagati C, Wilches Visbal JH. Uso de prótesis parcial removible con resina acrílica termoplástica: una revisión de literatura. Salud Uninorte. 2023;39(01).
 24. Baba NZ, Goodacre CJ, Kattadiyil MT. CAD/CAM Removable Prosthodontics. In: Clinical Applications of Digital Dental Technology. 2015.
 25. Harb IE, Abdel-Khalek EA, Hegazy SA. CAD/CAM Constructed Poly(etheretherketone) (PEEK) Framework of Kennedy Class I Removable Partial Denture: A Clinical Report. J Prosthodont. 2019;28(2).
 26. Cajas NNC, Escobar PJJ. review article: CAD-CAM in removable dental prosthesis. Int J Health Sci (Qassim). 2023;7(S1).
 27. Alhallak K, Hagi-Pavli E, Nankali A. A review on clinical use of CAD/CAM and 3D printed dentures. Br Dent J. 2023;
 28. Partal Lorente I. Usos del PEEK en prótesis dental [Internet]. [Sevilla]: Universidad de Sevilla; 2016 [cited 2024 Jun 29]. Available from: [https://idus.us.es/bitstream/handle/11441/62125/TFG Inmaculada Partal.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://idus.us.es/bitstream/handle/11441/62125/TFG_Inmaculada_Partal.pdf?sequence=1&isAllowed=y)
 29. 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. 2021.
30. Qin L, Yao S, Zhao J, Zhou C, Oates TW, Weir MD, et al. Review on development and dental applications of polyetheretherketone-based biomaterials and restorations. Vol. 14, Materials. 2021.
 31. Sariyev B, Abdikadyr A, Baitikenov T, Anuarbekov Y, Golman B, Spitas C. Thermal properties and mechanical behavior of hot pressed PEEK/graphite thin film laminate composites. Sci Rep. 2023;13(1).
 32. Zol SM, Alauddin MS, Said Z, Mohd Ghazali MI, Hao-Ern L, Mohd Farid DA, et al. Description of Poly(aryl-ether-ketone) Materials (PAEKs), Polyetheretherketone (PEEK) and Polyetherketoneketone (PEKK) for Application as a Dental Material: A Materials Science Review. Vol. 15, Polymers. 2023.
 33. Vasavi M, Vijay Kumar G, Suresh Sajjan M, Raju AV R, D BD, Chandrasekharan Nair K. The Role of Polyetheretherketone (PEEK) Polymer in Dentistry - A Review. Acta Sci Dent Sciencs. 2021;5(7).
 34. Miura D, Ishida Y, Shinya A. The Effects of Different Molding Orientations, Highly Accelerated Aging, and Water Absorption on the Flexural Strength of Polyether Ether Ketone (PEEK) Fabricated by Fused Deposition Modeling. Polymers (Basel). 2023;15(7).
 35. 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. Dent Mater. 2020;36(2).
 36. 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. J Prosthodont. 2022;31(4).
 37. El-Baz R, Fayad M, Abas M, Shoeib A, Gad MM, Helal MA. Comparative study of some mechanical properties of cobalt chromium and polyether ether ketone

- thermoplastic removable partial denture clasps: An in-vitro study. *Brazilian Dent Sci.* 2020;23(3).
38. Zheng J, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Fatigue behavior of removable partial denture cast and laser-sintered cobalt-chromium (CoCr) and polyetheretherketone (PEEK) clasp materials. *Clin Exp Dent Res.* 2022;8(6).
 39. Ye H, Li X, Wang G, Kang J, Liu Y, Sun Y, et al. A Novel Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Method for One-Piece Removable Partial Denture and Evaluation of Fit. *Int J Prosthodont.* 2018;31(2).
 40. Porojan L, Toma FR, Vasiliu RD, Topală-Ionel F, Porojan SD, Matichescu A. Optical properties and color stability of dental peek related to artificial ageing and staining. *Polymers (Basel).* 2021;13(23).
 41. Liu Y, Fang M, Zhao R, Liu H, Li K, Tian M, et al. Clinical Applications of Polyetheretherketone in Removable Dental Prostheses: Accuracy, Characteristics, and Performance. Vol. 14, *Polymers.* 2022.
 42. Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clin Oral Investig.* 2017;21(4).
 43. Lo Russo L, Lo Muzio E, Troiano G, Guida L. Cast-free fabrication of a digital removable partial denture with a polyetheretherketone framework. *J Prosthet Dent.* 2023;129(2).
 44. ELSARRIF H, Mohamed S, Sabet M. Effect of Different Techniques of CAD/CAM Designed BioHpp Frameworks on The Supporting Structures of Kennedy Class I Telescopic Partial Denture Cases. *Egypt Dent J.* 2021;67(4).
 45. Ali Z, Baker S, Sereno N, Martin N. A Pilot Randomized Controlled Crossover Trial Comparing Early OHRQoL Outcomes of Cobalt-Chromium Versus PEEK Removable Partial Denture Frameworks. *Int J Prosthodont.* 2020;33(4).
 46. Nishiyama H, Taniguchi A, Tanaka S, Baba K. Novel fully digital workflow for removable partial denture fabrication. *J Prosthodont Res.* 2020;64(1).
 47. Mohamed S, Rasha H. Digital PEEK framework and patient satisfaction compared to

- conventional metal framework in removable partial dentures. A clinical trial. *Egypt Dent J.* 2019;65(4).
48. Lo Russo L, Chochlidakis K, Caradonna G, Molinelli F, Guida L, Ercoli C. Removable Partial Dentures with Polyetheretherketone Framework: The Influence on Residual Ridge Stability. *J Prosthodont.* 2022;31(4).
 49. Ichikawa T, Kurahashi K, Liu L, Matsuda T, Ishida Y. Use of a polyetheretherketone clasp retainer for removable partial denture: A case report. *Dent J.* 2019;7(1).
 50. Güleryüz A, Korkmaz C, Şener A, Taş MO. The effect of thermo-mechanical fatigue on the retentive force and dimensional changes in polyetheretherketone clasps with different thickness and undercut. *J Adv Prosthodont.* 2021;13(5).

7. ANEXOS

Anexo 1 Artículos utilizados para el estudio.

N°	Revista	Cuartil	Autor	Tema	Año	Tipo de estudio
(35)	Dental Materials	Q1	Mendes J, Oliveira A, Souto A, Araujo R.	Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures.	2020	Estudio In vitro
(6)	Clinical Oral Investigations	Q1	Micovic D, Mayinger F, Bauer S, Roos M, Eichberger M Stawarczyk B.	Is the high-performance thermoplastic polyetheretherketone indicated as a clasp material for removable dental prostheses?	2021	Estudio In vitro
(36)	Journal of Prosthodontics	Q1	Gentz F. Brooks, D, Liacouras P, Petrich A, Hamlin C, Ellert D.	Retentive Forces of Removable Partial Denture Clasp Assemblies Made from Polyaryletherketone and Cobalt-Chromium: A Comparative Study.	2022	Estudio In vitro
(37)	Brazilian Dental Science.	Q3	El-Baz R, Fayad M, Abas M, Shoieb A, Gad, M, Hela M.	Comparative study of some mechanical properties of cobalt chromium and polyether ether ketone thermoplastic removable partial denture clasps: an In-vitro Study.	2020	Estudio In vitro

(38)	Clinical and Experimental Dental Research.	Q2	Zheng J, Aarts J. M., Ma S, Waddell J. Choi, J.	Fatigue behavior of removable partial denture cast and laser-sintered cobalt-chromium (CoCr) and polyetheretherketone (PEEK) clasp materials.	2022	Estudio In vitro
(5)	Journal of Prosthodontic Research.	Q1	Peng T, 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.	2020	Estudio In vitro
(39)	The International Journal of Prosthodontics	Q4	Ye, H, Li X, Wang G, Kang J, Liu Y, Sun Y, Zhou Y.	A novel computer-aided design/computer-assisted manufacture method for one-piece removable partial denture and evaluation of fit.	2018	Estudio In vitro
(2)	Clinical Oral Investigations	Q1	Mayinger F, Micovic D, Schleich A, Ross M, Eichberger M, Stawarczyk B.	Retention force of polyetheretherketone and cobalt-chrome-molybdenum removable dental prosthesis clasps after artificial aging.	2020	Estudio in vitro
(3)	The Journal of Prosthetic Dentistry	Q1	Domingues M, Ferreira J, Sandrini H, Moreira R, Chappuis A, Carvalho V.	Computer-aided technology for fabricating removable partial denture frameworks: A systematic review and meta-analysis	2020	Meta-análisis
(41)	Multidisciplinary digital publishing institute journal	Q2	Yuchen L, Ming F, Ruifeng Z, Hengyan L, kangjie L.	Clinical Applications of Polyetheretherketone in Removable Dental Prostheses: Accuracy, Characteristics, and Performance	2022	Estudio in vitro

(40)	Multidisciplinary digital publishing institute journal	Q2	Poronja L, Toma F, Vasiliu R, Topala F, Poronja S	Optical Properties and Color Stability of Dental PEEK Related to Artificial Ageing and Staining	2021	Estudio in vitro
(42)	Oral Clinical Investigations	Q1	Heimer S, Schmidlin P, Stawarczyk B.	Discoloration of PMMA, composite, and PEEK	2019	Estudio in vitro
(44)	Egyptian Dental Journal	Q3	Elsarrif H, Mohamed S, Sabet M.	Effect of Different Techniques of CAD/CAM Designed BioHpp Frameworks on The Supporting Structures of Kennedy Class I Telescopic Partial Denture Cases.	2021	Control aleatorio
(45)	Quintessence Publishing	Q1	Ali Z, Panadero S, Sereno N, Martin N.	A Pilot Randomized Controlled Crossover Trial Comparing Early OHRQoL Outcomes of Cobalt-Chromium Versus PEEK Removable Partial Denture Frameworks	2020	Control aleatorio
(43)	The Journal of Prosthetic Dentistry	Q1	Lo Russo L, Lo Muzio E, Troiano G, Guida L.	Cast-free Fabrication of a Digital Removable Partial Denture with a Polyetheretherketone Framework.	2021	Estudio clínico
(46)	Journal of Prosthodontic Research	Q1	Nishiyama H, Taniguchi, A, Tanaka S, Baba K.	Novel fully digital workflow for removable partial denture fabrication.	2020	Estudio clínico
(47)	Egyptian Dental Journal	Q3	Mohamed S, Rasha H.	Digital PEEK Framework and Patient Satisfaction Compared to Conventional Metal Framework in Removable Partial Dentures.	2019	Ensayo clínico

(48)	The Journal of Prosthetic Dentistry	Q1	Lo Russo L, Chochlidakis K, Caradonna G The Journal of Prosthetic Dentistry, Molinelli F, Guida L, Ercoli C.	Removable Partial Dentures with Polyetheretherketone Framework: The Influence on Residual Ridge Stability.	2022	Ensayo clínico
(49)	Multidisciplinary digital publishing institute journal	Q2	Ichikawa T, Kurahashi K, Liu L, Matsuda T, Ishida Y.	Use of a Polyetheretherketone Clasp Retainer for Removable Partial Denture: A Case Report.	2019	Reporte de caso
(25)	The Journal of Prosthetic Dentistry	Q1	Harb I, Abdel-Khalek E, Hegazy S.	CAD/CAM Constructed Poly(etheretherketone) (PEEK) Framework of Kennedy Class I Removable Partial Denture: A Clinical Report: CAD/CAM PEEK RPD Framework.	2019	Reporte de caso
(4)	Journal of Prosthodontics	Q1	Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G.	The use of a modified polyether-ether-ketone (PEEK) as a material alternative structure for removable dentures. One Clinical report.	2019	Ensayo Clínico