



**Universidad
Europea** VALENCIA

Grado en ODONTOLOGÍA

Trabajo Fin de Grado

Curso 2022-23

**EL FUTURO DE LA PRÓTESIS PARCIAL
REMOVIBLE: poliéter-éter-cetona VS cromo-
cobalto.**

REVISIÓN SISTEMÁTICA

Presentado por: Mattia Cazzola

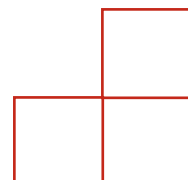
Tutora: Prof.^a Dra. Carmen Parra Arenos

Campus de Valencia

Paseo de la Alameda, 7

46010 Valencia

universidadeuropea.com



AGRADECIMIENTOS

Me gustaría agradecer especialmente a mi tutora, la profesora Dra. Carmen Parra Arenos. Es gracias a ella que he descubierto este mundo que cada día me ha apasionado más a lo largo de estos meses. Se lo agradezco de todo corazón por haberme permitido de realizar este trabajo, estudiando un material nuevo que me ayudara a lo largo de mi carrera.

Agradezco al profesor Dr. Santiago Emilio Aria Herrere por haberme dirigido durante todo el año cuando tenía dudas sobre como desarrollar mi trabajo. Ha sido por un modelo, respondiendo siempre a todas mis dudas con gran rapidez y disponibilidad, a pesar de sus a pesar de sus compromisos profesionales. Agradezco a la profesora Dra. Natalia Blanch Martinez, gracias a su conocimiento de este material, ha sido una guía fundamental en el desarrollo de mi investigación, además de haber sido una persona indispensable en clínica para mi desarrollo profesional.

A mis padres Anna y Roberto, a quienes debo todo, que con su sostén diario me han permitido seguir adelante en esta aventura a pesar de todas las dificultades a las que se enfrentaron.

A Enrico y Paola que ha sido una guía increíble en mi camino cultural y personal, ayudándome a devenir la persona que soy.

Un gracias especial a mis abuelos que siempre me han amado y que siempre me amaran. Me gustaría escribir muchas páginas para darles las gracias como lo haría, pero creo que en algunas situaciones las palabras no pueden describir realmente los sentimientos.

Un gracias especial a todas las personas que me han acompañado a lo largo de este camino, a los que siguen andando con nosotros y a los que han por razones de vida han tomado un camino diferente. Porque siempre formaran parte de mi.

Simplemente gracias

ÍNDICE

1. RESUMEN	1
2. ABSTRACT	2
3. PALABRAS CLAVES	3
4. INTRODUCCIÓN	4
4.1 Clasificación de Kennedy	5
4.2 Los tipos de prótesis	6
4.3 Consideraciones sobre las prótesis parcialmente removibles	7
4.4 La necesidad de innovaciones	8
4.4.1 La técnica CAD-CAM, su uso y su funcionalidad	10
4.4.2 La aplicación del sistema CAD-CAM en la PPR de resina	12
4.4.3 Los materiales empleados en las impresiones 3D	14
5. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS	17
5.1 Justificación	17
5.2 Hipótesis	18
6. OBJETIVOS	19
7. MATERIAL Y MÉTODO	20
7.1 Identificación de la pregunta PICO	20
7.2. Criterios de elegibilidad	21
7.3. Fuentes de información y estrategia de la búsqueda de datos	22
7.4. Proceso de selección de los estudios	24
7.5. Extracción de datos	24
7.6. Valoración de la calidad	26
7.7. Síntesis de datos	26
8. RESULTADOS	28
8.1. Selección de estudios. Flow chart	28
8.2. Análisis de las características de los estudios revisados	30

8.3 Evaluación de la calidad metodológica y riesgo de sesgo	32
8.4. Síntesis de resultados	33
8.4.1 Retención	34
8.4.2 Resistencia	37
8.4.2 Ajuste	40
9. DISCUSIÓN	42
9.1 Retención	42
9.1.1 Retención en momento 0	43
9.1.2 Retención después de envejecimiento artificial	46
9.2 Resistencia	47
9.2.1 Resistencia a la fractura	48
9.2.2 Resistencia a la deflexión	48
9.2.3 Resistencia a la deformación	50
9.3 Ajuste	51
9.4 Limitaciones del estudio	53
10. CONCLUSIONES	54
11. BIBLIOGRAFIA	55
12 ANEXOS	64

1. RESUMEN

Introducción: El elevado número de pacientes parcialmente edéntulos ha influido sobre la necesidad de innovación de las PPR. Un material prometedor es el poliéter-éter-cetona, este polímero puede ser elaborado utilizando la tecnología CAD-CAM con técnicas substractivas y aditivas presentando óptimas características de resistencia, biocompatibilidad, ópticas y de elasticidad. El objetivo fue comparar el PEEK y Cr-Co para la realización de esqueléticos en cuanto a su retención, resistencia y ajuste.

Material y método: Se realizó una búsqueda electrónica en las bases de datos PubMed, Scopus y Web Of Science sobre artículos que comparaban el PEEK y el Cr-Co para la realización de esqueléticos hasta febrero de 2023.

Resultados: De 751 artículos se eligieron 8; 4 estudios analizaban la retención, 4 la resistencia y 2 el ajuste. Los ganchos realizados en PEEK mostraron una retención suficiente en profundidades de socavado mínimas de 0.50mm, mientras que para el metal se necesitaba 0.50mm. La resistencia a la fractura del PEEK fue superior mostrando solo el 6% de muestras fracturadas contra el 76.6% en Cr-Co. La deformación plástica de los dos materiales fue similar, aunque para deformar el Cr-Co se necesitaron 8.26N contra los 3.67N del PEEK. El valor medio de desajuste encontrado en el PEEK fue $42.8 \pm 29.4 \mu\text{m}$ contra los $130.9 \pm 50.5 \mu\text{m}$ de las PPR realizadas en Cr-Co con metodología tradicional y de $174 \pm 117 \mu\text{m}$ realizadas con CAD-CAM.

Conclusiones: El PEEK puede considerarse una válida alternativa al Cr-Co para la realización de esqueléticos. Presenta una retención inferior al metal pero suficiente. La resistencia a la fatiga fue superior en el PEEK aunque la resistencia a la deformación fue mejor con el Cr-Co. El ajuste aportado por el poliéter-éter-cetona ha dado resultados mejores respecto al cromo-cobalto.

2. ABSTRACT

Introduction: The high number of partially edentulous patients has influenced the need for removable partial denture innovation. A promising material is polyether ether ketone, this polymer can be elaborated using CAD-CAM technology with subtractive and additive techniques presenting optimal characteristics of resistance, biocompatibility, optics, and elasticity.

Objectives: To compare PEEK and CoCr for the fabrication of RPD, the variables analyzed were retention, strength and fit.

Material and methods: An electronic search was carried out in PubMed, Scopus, and Web Of Science databases for articles comparing PEEK and CoCr for removable partial lost wax casting process denture up to February 2023.

Results: Out of 751 articles, 8 were selected: 4 studies analyzed retention, 4 analyzed retention and 2 assessed fit. Due to the difference in the utilized techniques, it was not possible to make a true comparison between the results of the articles.

PEEK has sufficient retention when placed at 0.50mm and 0.75mm undercut, while metal is indicated at maximum of 0.50mm.

The stress resistance of PEEK was superior, showing only 6% of fractured samples against 76.6% in CoCr.

No differences were found between the deformation of the two materials, but to deform CoCr it took 8.26N against 3.67N for PEEK.

The mean mismatch value found with PEEK was $42.8 \pm 29.4 \mu\text{m}$ versus $130.9 \pm 50.5 \mu\text{m}$ for PPRs made in CoCr with lost wax casting process and $174 \pm 117 \mu\text{m}$ made with CAD-CAM.

Conclusions: PEEK can be considered a valid alternative to CoCr for the realization of RPD. It presents a lower but sufficient metal retention. The fatigue strength was superior in PEEK, but the deformation resistance was better with CoCr. The adjustment provided by the polyether-ether-ether-ketone gave better results with respect to cobalt-chromium.

3. PALABRAS CLAVES

- I. Partial denture
- II. Partial dental prosthesis
- III. Removable denture
- IV. Polyetheretherketone
- V. PEEK
- VI. Cobalt-chrome
- VII. Cr-Co
- VIII. Cad-Cam
- IX. Computer-aided design
- X. Computer-aided manufacturing
- XI. Milled partial prosthesis
- XII. 3D printing
- XIII. Intraoral scanner
- XIV. New materials
- XV. Partial edentulous
- XVI. Partial edentulous jaw
- XVII. Partial edentulous mandible
- XVIII. Partially edentulous maxilla
- XIX. Dental reposition
- XX. Accuracy
- XXI. Fatigue resistance
- XXII. Denture retention
- XXIII. Denture fabrication steps

4. INTRODUCCIÓN

En los últimos años la odontología moderna está enfocada hacia tratamientos más conservadores y hacia la realización de programas de prevención de la salud. Además, se ha desarrollado un conocimiento más preciso de las enfermedades orales, cómo reducirlas y a una mejoría de los materiales empleados en odontología. (1)

Debido a estos factores, el porcentaje de los edéntulos de arcada completa se ha reducido de forma progresiva en la población más anciana por un cambio de enfoque de la odontología frente a la salud oral. (1) Sin embargo, el porcentaje de población que presenta un edentulismo parcial se ha incrementado significativamente. (1, 2)

Entre las principales causas de este fenómeno se tiene que considerar el aumento de la expectativa de vida en muchos países, el aumento de la edad media de la población, el incremento de los dientes tratados de la población y esto lleva a un cambio desde la pérdida completa de los dientes en una arcada a la pérdida sólo de algunas piezas. (1, 2)

De hecho, 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. (3)

Son numerosas las posibilidades de sanear una boca a través de prótesis dentales y cada una tiene resultados diferentes sobre la salud oral y sobre la percepción de la salud que tienen los pacientes. (2)

En algunas regiones de los Estados Unidos se ha estimado que el edentulismo parcial afecta hasta al 20% de la población y este número está destinado a crecer en los próximos años. (2)

Tras una encuesta realizada por “Dental Health Survey” se ha descubierto que una de cada cinco personas adultas utiliza prótesis removibles, de éstas un 6% tiene edentulismo completo en una o ambas arcadas y el 13% de este grupo combina sus dientes naturales con algún tipo de prótesis. (2)

Este último dato puede considerarse como positivo, siendo que la reposición artificial de los dientes ayuda a prevenir complicaciones como la reducción de la estética, complicaciones durante el habla y la masticación y evitar desórdenes temporomandibulares. (4)

Entre las complicaciones más importantes hay que considerar que la pérdida de dientes puede causar el desplazamiento indeseado de los dientes adyacentes hacia la zona edéntula, la erupción de los dientes antagonistas y la pérdida de piezas junto a la zona edéntula. (5)

De ahí que hoy en día, haya múltiples opciones terapéuticas para el reemplazo de los dientes perdidos. Entre ellas las prótesis removibles, que hasta día de hoy es uno de los tratamientos más comúnmente utilizados entre los pacientes desdentados.

4.1 Clasificación de Kennedy

En 1925, Edward Kennedy propuso una clasificación para agrupar en cuatro categorías los principales tipos de pacientes parcialmente edéntulos. (4)

Hoy en día esta clasificación es la más utilizada y las clases se dividen según la localización de las piezas ausentes. (1)

- Clase I: edentación bilateral posterior, también llamada extremo distal libre bilateral. Es decir que a partir de cierto diente no tiene ningún diente más en el sector posterior, en esta clasificación no se tiene que considerar el tercer molar.
- Clase II: edentación unilateral posterior o extremo distal libre unilateral. Hay un área edéntula a partir del último diente natural, esto afecta sólo un lado de la arcada.
- Clase III: edentación unilateral intercalada. Es cuando hay un área edéntula, unilateral, a los cuales extremos hay dientes naturales.
- Clase IV: edentación anterior que cruza la línea media. Es la ausencia de dientes a ambos lados de la línea media y está situado anteriormente los

dientes naturales. En esta clase se puede incluir también la ausencia de los dos incisivos centrales. (1, 4)

En un estudio realizado a la “King Saud University (KSU)” se destacó que entre todas las prótesis, las más utilizadas son aquellas fabricadas para resolver pacientes que presentan una clase de Kennedy III. (4)

4.2 Los tipos de prótesis

Dependiendo de la situación clínica hay diferentes opciones terapéuticas para tratar a un paciente parcialmente desdentado, entre éstas encontramos:

- 1) No hacer nada: si el espacio que se ha creado por la pérdida del diente no se encuentra en un área estética y no afecta de ninguna manera las funciones fisiológicas del paciente el tratamiento se puede considerar como no necesario. De hecho, la función y el mantenimiento de un arco dental más corto puede considerarse como una solución válida y planteable, siendo que se demostró que al tener mínimo diez dientes en cada arco dentario pueden cumplir una suficiente función masticatoria (6, 7)
- 2) Prótesis fija: esta tipología de prótesis está apoyada por los dientes de los pacientes o por el uso de implantes dentales.

La retención de estas prótesis en su posición se realiza tras la preparación de los dientes para restauraciones indirectas y usando pónicos para reemplazar los dientes ausentes o a través de implantes dentales. En los puentes hay diferentes diseños posibles y la elección varía según el área en la cual se requiere reponer los dientes. (6)

Las prótesis fijas se han considerado como los tratamientos gold standard para el tratamiento de pacientes parcialmente edéntulos. Igualmente se ha de considerar que en situaciones en las cuales no está presente un

diente pilar a distal del tramo edéntulo o si está presente un área desdentada muy extensa, el tratamiento con prótesis fijas, sin el apoyo de implantes dentales está contraindicado. En estas situaciones los pacientes no tienen otra forma de sanear su situación más que a través de una prótesis parcialmente removible. (1)

3) PPR (prótesis parcialmente removible): aún si los tratamientos protésicos fijos, hoy en día, se consideran como el tratamiento de elección para la reposición de dientes, en algunos pacientes no se puede plantear este tipo de solución. Siendo así el uso de las PPR la única solución para reponer los dientes ausentes. (6)

Además, hay condiciones en las cuales este tipo de prótesis sigue considerándose un tratamiento eficaz y efectivo, como por ejemplo, en los pacientes que presentan extremos distales libres. (8)

Entonces, aun si no se consideran el gold estándar para la reposición de ausencias dentaria, las PPR se tienen que considerar como tratamientos con un alto rendimiento coste-beneficio. (9, 10)

4.3 Consideraciones sobre las prótesis parcialmente removibles

Los pacientes que utilizan prótesis parcialmente removibles deben tener un particular cuidado para prevenir la aparición de caries, enfermedades periodontales y la reabsorción de los rebordes alveolares. Estos factores pueden influir significativamente sobre la sobrevivencia a largo plazo de la PPR. (1, 11)

La correlación entre el uso de PPR y las enfermedades periodontales como gingivitis y periodontitis ha sido confirmada en numerosos estudios (11).

Estudios longitudinales expresan ampliamente como pacientes portadores de este tipo de prótesis removible puedan mantener valores adecuados acerca del mantenimiento de higiene y del estado periodontal por lo

que no se pueden considerar las PPR como determinantes en la prognosis de los dientes que siguen en la cavidad oral (3).

Sin duda, hay que considerar la reabsorción de los rebordes alveolares tras las extracciones dentales. Este proceso ha de considerarse fisiológico y común en pacientes total y parcialmente edéntulos y puede ser afectado por diferentes factores, entre ellos el tratamiento protésico empleado. (3)

Las complicaciones relacionadas a las PPR son principalmente debidas a una baja calidad y a un diseño realizado de forma inoportuna. (9) Además de los varios efectos como lo ya descritos antes, una falta de higiene o errores en el diseño de la prótesis pueden conllevar a un aumento de la placa dental, que puede ser un factor de riesgo para enfermedades como la candidiasis, halitosis y estomatitis protésica. (12)

4.4 La necesidad de innovaciones

Las prótesis parcialmente removibles se realizaban a través de las técnicas del encerado, procedimiento que requería muchos pasos por parte del laboratorio y del odontólogo. (12)

Este proceso normalmente necesita de cinco sesiones clínicas. La primera para la toma de impresiones preliminares, la segunda para la toma de impresiones definitivas, la tercera para los registros intermaxilares, la cuarta para realizar pruebas y registros de movimientos excéntricos y la última para la colocación de la prótesis. (13)

En origen los esqueléticos estaban realizados normalmente de cromo-cobalto (vitalium) o de níquel-cromo (ticonium), estos materiales se consideraban ideales debido a la gran resistencia, la termo conductividad, la resistencia y su biocompatibilidad. (1)

Aun si las PPR con armazón de metal se consideran baratas y con resultados predecible, presentaban también unos inconvenientes como el factor estético, peso, reacciones alérgicas y sabor metálico que puede suponer un problema para los pacientes. (1, 2)

Por esta razón, en los años se ha intentado buscar alternativa para la fabricación de este tipo de prótesis empleando materiales como: poliamida (nylon), poliéster, policarbonato, resinas acrílicas, y polipropileno. (14)

Muchos de estos materiales siguen necesitando estudios sobre sus características física, pero presentan problemas de inestabilidad de color, dificultad de reparación, alto riesgo de fractura y falta de rigidez. (1)

En los últimos años la tecnología CAD-CAM (computer-aided design, y computer-aided manufacturing) se ha aplicado también a los procedimientos de fabricación de las prótesis parcialmente removibles, ayudando a revolucionar y simplificar la forma de realizar las PPR y los esqueléticos. (12)

En la actualidad las prótesis parcialmente removibles con base de resina o de metal pueden presentar problemas para los pacientes y debido al incremento de demanda cerca este tipo de tratamiento se ha evidenciado la necesidad de desarrollar nuevas técnicas y materiales para su confección. (2)

Para realizar una prótesis utilizando la tecnología CAD-CAM se pueden seguir dos protocolos distintos:

1. Protocolo de cuatro sesiones clínicas: en la primera se realiza una impresión primaria con alginato y se realizan impresiones utilizando escáner intraoral, en la segunda se realizan impresiones definitivas y se toman los registros intermaxilares, la tercera sesión se realiza la prueba y en la cuarta se entrega la prótesis.
2. Protocolo de dos sesiones clínicas: en la primera se realizan las impresiones primarias, definitivas y además, se toman los registros intermaxilares, en la segunda se entrega la prótesis ya acabada. (13)

4.4.1 La técnica CAD-CAM, su uso y su funcionalidad

En los últimos años la tecnología digital ha revolucionado drásticamente la forma de crear no sólo las prótesis fijas si no también las removibles, ayudando a reducir el tiempo de tratamiento y los tiempos de laboratorio. (15, 16)

Esta tecnología, que en los últimos años se ve cada vez más frecuentemente, ha sido un fenómeno emergente de la odontología, influyendo positivamente en la confección de varios tipos de prótesis, empezando por coronas unitarias hasta arcadas completas y aporta una gran ayuda también a los tratamientos de reposición dentaria con implantes (2).

La técnica CAD-CAM está dividida en 3 partes:

- CAD (computer-aided design): Se trata de programas específicos actos a diseñar los varios tipos de prótesis y basándose sobre las informaciones recibida por el escáner intraoral el técnico dental puede realizar un encerado virtual de la prótesis futura. (17, 18)

Esta parte del proceso se considera como la mas importante, siendo que sin estas informaciones el sistema CAM no tendría alguna utilidad. (19)

Los actuales softwares disponibles en el mercado reciben continuamente mejoras para poder proyectar los diferentes tipos de prótesis, de hecho, los usuarios necesitan actualizar constantemente estos programas para poder utilizar todas sus funciones. (17)

Las informaciones y los resultados de este procedimiento pueden ser guardadas en diferentes formatos, siendo lo más habitual el STL (standard transformation language), sin embargo hay distintas casas comerciales que utilizan su mismo formato, esto implica que sus sistemas CAD sean incompatibles con sistemas CAM diferentes. (17)

- CAM (computer-aided manufacturing):

Esta parte del proceso puede ser llevada a cabo de dos maneras diferentes:

1. Las técnicas sustractivas, con las cuales la odontología tiene una cierta familiaridad y se trata de la remoción de material de un disco del material deseado. (19)

Las informaciones recibidas por el programa CAD, se convertirán en “líneas de fresado” que servirán al sistema CAM para empezar a producir la prótesis. (17)

Los dispositivos de procesamiento por técnica sustractiva se pueden distinguir según el número de ejes de fresado, que varían entre 3 y 5. (17)

Aún si el procedimiento con múltiples ejes de fresado sigue siendo largamente empleado, requiere mucho tiempo y siendo fresado desde un bloque único, presupone muchos desechos. Además la precisión está limitada por la dificultad del artefacto que se quiere realizar, para la dimensión de la fresa y para las propiedades del material empleado. (15, 19)

2. Las impresoras 3D, este término se utiliza, generalmente para aparatos que crean objetos capa por capa, este procedimiento se llama también fabricación aditiva. (19)

Uno de los primeros usos de esta tecnología, en ámbito odontológico, ha sido para la realización de modelos de estudio anatómicos. Esto permitía a los odontólogos estudiar y revisar casos de pacientes con una anatomía compleja o inusual. (19)

Esta tecnología permite también realizar estructuras más complejas y empleando materiales con propiedades excelentes para la odontología. De hecho, se empezaron a utilizar en diferentes ámbitos como: guías de fresado y corte, coronas y estructuras dentales parciales, modelos dentales para odontología

restaurativa, ortodoncia digital, implantes dentales, implantes OMF y fabricación de instrumentos. (19)

Ambas técnicas tienen mejor ajuste, menor tiempo de producción y requieren menos trabajo respecto a los métodos tradicionales de confección de prótesis. (12)

- Impresiones ópticas: los escáneres intraorales se han convertido en una herramienta muy popular para la toma de impresiones. (16)

Esta técnica consta de numerosas imágenes unidas entre ellas para recrear la forma del diente y de los tejidos blandos útiles para la realización de las prótesis. (15)

Los beneficios aportados por las impresiones ópticas van ligadas principalmente a la ausencia del uso de materiales odontológicos de impresión reduciendo así los costes, el tiempo de espera a que el material fotopolimerize, la reducción en los reflejos faríngeos y además reduciendo el tiempo necesario para limpiar el instrumental. (16)

Por estas razones actualmente se pueden utilizar los IOS (intraoral scanner) como una alternativa válida a las impresiones definitivas realizadas con materiales elásticos. Mejorando la eficiencia, la velocidad, la productividad y la precisión (15)

La utilización del escáner intraoral puede ser de gran ayuda durante el tratamiento de las clases III de Kennedy, pero en situaciones como las clases I y II, en las cuales hay extremos distales libres, las impresiones analógicas, utilizando los materiales tradicionales, siguen dando un resultado mejor respecto a las técnicas digitales. (15)

4.4.2 La aplicación del sistema CAD-CAM en la PPR de resina

Las prótesis parcialmente removibles (PPR) normalmente pueden ser complicadas de realizar debido a que están compuestas por diferentes partes,

pueden tener una estructura metálica, una base de resina y dientes artificiales además de que todos estos elementos están compuestos por diferentes materiales con diferentes características. (16)

La odontología digital con CAD-CAM, gracias a la ayuda de impresoras 3D de alta precisión y escáneres intraorales podría mejorar la adaptación, la estética, la biocompatibilidad y la funcionalidad de las PPR, reduciendo significativamente los precios y los tiempos necesarios para su fabricación. (2, 12, 16, 20)

Las prótesis parcialmente removibles pueden estar producidas por métodos substractivos o aditivos, dependiendo de esto, el resultado puede salir directamente de la máquina, o puede salir de un disco de resina colocado anteriormente en el aparato. (12)

- La mayoría de estos sistemas trabaja con técnica substractiva, utilizando fresas que permiten fresar el material hasta que tenga la forma deseada y siguiendo las instrucciones del CAD. (15)

Esta técnica todavía tiene numerosos problemas como la dificultad de realizar formas y estructuras complicadas, la imposibilidad de reutilizar los desechos creados por el fresado, la falta de precisión si hay desgaste de la parte cortante y requiere mucho tiempo para la realización de las prótesis. (15, 19)

- Los métodos aditivos (AM) utilizan un proceso de impresión por capas, depositando el material capa por capa directamente desde la maquina 3D y siguiendo las informaciones recibidas por parte del sistema CAD. (15)
Esta tecnología incluye las técnicas SLA (stereolithography), DLP (digital light projection), FDM (fused deposition modeling), SLM (selective laser melting) y el jet printing. (12)

Ambas técnicas pueden ser consideradas tratamientos validos aún si cada una tiene sus ventajas y desventajas, pero hay que tener en cuenta que independientemente de la técnica utilizada, una de las mayores causas de

fracaso de las prótesis y de problemas en términos de satisfacción de los pacientes está debido a un inadecuado diseño de la PPR, resultando así la parte CAD como fundamental para el buen éxito del tratamiento. (9, 19)

4.4.3 Los materiales empleados en las impresiones 3D

Las prótesis parcialmente removibles (PPR) con ganchos no metálicos están constituidas por ganchos de resina, una base de la prótesis y dientes artificiales.

Los ganchos de resinas están realizados con una resina termoplástica, que puede ser poliamida, poliéster o policarbonato. Estos materiales son más flexibles que los empleados para fabricar las prótesis con métodos convencionales y se utiliza polimetilmetacrilato (PMMA) pero, siendo que este material falta de rigidez podría representar un problema para el buen éxito del tratamiento. (16)

Debido a esta falta de propiedades óptimas para su empleo, se ha destacado la necesidad de nuevos materiales a base de polímeros y técnicas de fabricación que puedan aportar mejoras a los procedimientos CAD-CAM para la confección de prótesis parciales. El aumento de biocompatibilidad, durabilidad, elasticidad, estética y una mejoría de la relación coste beneficio de los materiales podría ser la clave para expandir el uso de estos nuevos materiales también para la producción de esqueléticos no metálicos. (21)

Para responder a esta necesidad, en los últimos años se ha estudiado el empleo del PEEK (poliéter-éter-cetona), este polímero, se utiliza en odontología para puentes implantosoportados y unidades de retención de los esqueléticos no metálicos. (22)

Debido a su color, a la resistencia a altas temperaturas, a la gran biocompatibilidad, estabilidad química y a sus propiedades mecánicas, este nuevo material permite la fabricación de ganchos retentivos y topes oclusales con una mejor estética y que aporten una mejor estabilidad oclusal,

representando así una buena alternativa a los esqueléticos con base de metal. (21, 22, 23, 24)

Además, este material presenta buenas propiedades antialérgicas, capacidad de pulido y baja afinidad de placa. (25, 22) Debido también a la facilidad de procesado del PEEK, este nuevo polímero ha sido tenido en gran consideración por parte de los profesionales clínicos y de laboratorio que buscan alternativas y mejoras en los nuevos materiales dentales. (22) El poliéter-éter-cetona puro ha sido ampliamente utilizado para la confección de prótesis provisionales, pero se ha valorado que sus propiedades mecánicas pueden ser mejoradas añadiendo el óxido de zirconio formando así un material llamado BioHPP. (25)

El PEEK se puede presentar en forma de gránulos, de polvo o de polvo ultrafino, dependiendo de la técnica utilizada para su elaboración. (25) Para las técnicas de inyección se recomienda el uso de gránulos, para el método subtractivo el polvo y para el moldeo por compresión se utiliza el polvo ultrafino. (25)

Este material puede ser procesado utilizando ambas técnicas CAM, tanto los métodos subtractivos como los métodos aditivos, siendo el primero ya utilizado en los ámbitos médicos. (24, 25)

Utilizando la técnica de fresado se pueden obtener artefactos que presentan mejores propiedades mecánicas, como resistencia a la tracción, flexión y fractura, pero la técnica de impresión 3D consiente más precisión, diámetro y espesor del material, reduciendo también los desechos y aumentando la eficiencia de producción. (23)

En la técnica de Modelado por Deposición Fundida (FDM) también llamada Fusion Filament Fabrication (FFF), el material termoplástico, se funde en una boquilla que se mueve, para crear una estructura 3D en una plataforma de construcción fija capa por capa. (26) En esta situación el punto de fusión de los materiales para la impresión 3D es considerado fundamental y el PEEK para

ser utilizado tiene que llegar a una temperatura de 343° C. Este polímero sufre una transformación de fase durante el enfriamiento y se presenta en un estado semicristalino después de la solidificación completa, la fracción de fase cristalina amorfa depende en gran medida del difícil ajuste de los parámetros de enfriamiento, ya que un enfriamiento rápido evita la formación de estructuras cristalinas. (26) La cristalinidad ejerce un fuerte impacto en las propiedades del material, con un alto porcentaje de fase cristalina que aumenta las propiedades mecánicas de la restauración, mientras que un aumento en el contenido de fase amorfa puede mejorar sus propiedades ópticas, como la translucidez. (26)

Siendo considerada la temperatura de fusión un parámetro fundamental para la técnica de impresión 3D, la polifenilensulfona termoplástica (PPSU) se podría considerar una alternativa válida, debido al hecho que requiere una temperatura inferior. Este material está presente solo en un estado sólido amorfo, por lo cual podría presentar una mayor resistencia de las restauraciones de PPSU impresas en comparación con PEEK. (26)

5. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS

5.1 Justificación

El propósito de nuestro estudio es valorar a nivel biomecánico el comportamiento del poliéter-éter-cetona como nuevo material para la confección de prótesis parcialmente removibles y compararlo con las aleaciones de Cr-Co para la confección de PPR.

Debido al potencial aumento de la necesidad de prótesis parcialmente removibles con base de metal en un futuro (1, 2) y a los problemas presentados por las técnicas (13) y los materiales (2) se ha destacado la necesidad de innovación en este campo.

Una de las soluciones puede ser el empleo de la tecnología CAD-CAM, gracias al cual es posible reducir los tiempos necesario para la realización de las prótesis (13) y de utilizar materiales innovadores que presenten propiedades óptimas para este tipo de tratamiento. (21, 22, 23, 24)

El poliéter-éter-cetona es un material que ya ha sido utilizado en medicina para prótesis óseas debido a sus propiedades tan mecánicas como químicas y biológicas. (23)

Últimamente se esta empezando a utilizar también en odontología, dando buenos resultados en la realización de implantes, puentes, provisionales y bases de esqueléticos (22).

Este material gracias a su resistencia mecánica, biocompatibilidad, estética y facilidad de procesado puede representar una opción viable para la producción de armazones de los esqueléticos.

Además permite su procesado ambas las formas de producción del CAD-CAM las cuales influyen sobre el resultado final en términos de precisión, capacidad de reproducir formas complejas y resistencia. (23)

Enseguida de todas estas consideraciones, se puede creer justificable una revisión sistemática de la literatura que paragones los resultados y las

probables ventajas aportadas por el PEEK con respecto al Cr-Co analizando la precisión y el ajuste, la retención y la resistencia a la fatiga.

5.2 Hipótesis

La hipótesis de trabajo de nuestro estudio confía en mejores resultados mecánicos y biológicos en esqueléticos realizados con tecnología CAD-CAM utilizando el poliéter-éter-cetona (PEEK) en comparación con el Cr-Co, material que se utiliza normalmente para la producción de este tipo de prótesis.

Esta hipótesis está basada sobre datos prometedores encontrado en los estudios que evalúan este material.

6. OBJETIVOS

Objetivo general:

1. Comparar las propiedades de las prótesis parcialmente removibles con base de poliéter-éter-cetona (PEEK) respecto a los esqueléticos con base de Cr-Co.

Objetivos específicos:

1. Comparar la retención aportada por los ganchos de los esqueléticos realizados en PEEK respecto a los esqueléticos con base de Cr-Co, valorando también los valores después de haber sido sometidas las muestras a envejecimiento artificial.
2. Comparar la resistencia a la fractura, a la deflexión y a la deformación de los componentes de las PPR realizadas en PEEK respecto a los esqueléticos con base de Cr-Co.
3. Comparar la precisión de las prótesis esqueléticas realizadas con el poliéter-éter-cetona respecto a los esqueléticos con base de Cr-Co.

7. MATERIAL Y MÉTODO

La presente revisión sistemática se llevó a cabo siguiendo la declaración de la Guía PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses). (27)

7.1 Identificación de la pregunta PICO

Se utilizaron las bases de datos de PubMed (MEDLINE), Web of Science y Scopus para la realización de la búsqueda sobre pacientes parcialmente edéntulos que necesitan prótesis esquelética paragonando las propiedades de los esqueléticos con base de PEEK realizado con CAD-CAM respecto a la misma tipología de prótesis realizada con Cr-Co. Se evalúo en pacientes parcialmente desdentados el utilizzo del sistema Cad-Cam con el PEEK pueda aportar beneficios respecto a los materiales tradicionales empleados para la fabricación de prótesis.

Se consideraron los artículos publicados hasta 16 febrero 2023 poner la fecha de la búsqueda para responder a esta pregunta: “*¿En los pacientes parcialmente edéntulos una prótesis esquelética de poliéter-éter-cetona (PEEK) realizada con técnica CAD-CAM, respecto al empleo de base de cromo-cobalto para realizar la misma prótesis aporta beneficios cerca retención, resistencia y ajuste?*”

Esta pregunta se planteó utilizando come base la pregunta PICO, que se estructuró de la siguiente manera:

- P (población): Pacientes parcialmente edéntulos con prótesis parcial removible esquelética
- I (intervención): El uso de poliéter-éter-cetona (PEEK) elaborada con técnica CAD-CAM
- C (comparación): El uso de aleaciones de cromo-cobalto
- O (resultados):

- Retención
- Resistencia
- Ajuste

7.2. Criterios de elegibilidad

Los criterios de inclusión fueron:

- **Tipo de Estudio:** Estudios experimentales in vitro. Publicaciones en italiano, inglés, español y francés. Publicados en los últimos 10 años y entro enero 2023.
- **Tipo de Paciente (P):** Estudios in vitro, considerando las prótesis parcialmente removible esqueléticas.
- **Tipo de Intervención (I):** Se tomaron en consideración los estudios sobre el PEEK para la realización de prótesis esqueléticas con la ayuda de tecnología CAD-CAM utilizando métodos aditivos y substractivos.
- **Tipo de comparación (C):** Se utilizó como comparación las prótesis parcialmente removibles con base de Cr-Co realizadas con técnicas tradicionales o con el empleo de tecnología CAD-CAM.
- **Tipo de Variables de Resultados (O):** Estudios que proporcionaban datos cerca las características del PEEK con respecto al Cr-Co, en específico los artículos que valoraban retención, ajuste, y la resistencia.
- **Los criterios de exclusión fueron:** a propósito de un caso, cartas o comentarios al editor, informes de expertos, revisiones sistemáticas, serie de casos y estudios experimentales en animales.

Además, se excluyeron los estudios que tomaban en consideración pacientes totalmente edéntulos, rehabilitaciones con prótesis total o con prótesis mixta y estudios que incluyeron los implantes como variables.

7.3. Fuentes de información y estrategia de la búsqueda de datos

Se utilizaron las bases de datos citadas previamente para realizar una búsqueda automatizada, de hecho, se realizó una búsqueda en PubMed, Scopus y Web of Science utilizando las siguientes palabras claves:

“partial edentulism”, “partial edentulous”, “partial dentition”, “edentulous patients”, “partial denture”, “removable partial denture”, “computer aided design”, “computer aided manufacturing”, “dental prostheses”, “digital”, “computer”, “3d”, “cad cam”, “PEEK”, “Polyetheretherketone”, “denture manufacturing”, “cobalt-chromium”, “Co-cr”, “accuracy”, “retentive”, “compressive strength”, “gaps”, “fatigue”, “fit”, “adjustment”

Se combinó las palabras claves utilizando los operadores booleanos AND, OR y NOT para obtener el más amplio número de resultados inherentes a nuestra búsqueda. Además, en PubMed se incluyeron los términos controlados MeSH para obtener un resultado mejor para nuestra investigación.

En Pubmed se realizó la siguiente búsqueda:

```
((partial edentulous[MeSH Terms] OR (((((partial edentulism) OR (partial edentulous)) OR (partial edentulous patients)) OR (partial dentition)) OR (edentulous)) OR (edentulous patients)) OR (partial denture) OR (partial denture[MeSH Terms]) OR (partial denture, removable[MeSH Terms])) AND (((((computer aided design[MeSH Terms]) OR (computer aided manufacturing[MeSH Terms])) OR (dental prostheses[MeSH Terms]) OR (((digital) OR (computer)) OR (3d)) OR (cad cam))) AND (PEEK OR Polyetheretherketone)) AND (((("Denture, Partial"[Mesh] OR "Denture, Partial, Removable"[Mesh]) OR ((denture manufacturing)))) OR (cobalt-chromium OR Co-cr)) AND (accuracy OR retentive OR compressive strength OR gaps OR fatigue OR fit OR adjustment) AND (y_10[Filter])
```

En SCOPUS se realizó la siguiente búsqueda:

(ALL ((partial AND edentulism OR partial AND edentulous OR partial AND dentition OR edentulous AND patients OR partial AND denture OR removable AND partial AND denture)) AND ALL ((computer AND aided AND design OR computer AND aided AND manufacturing OR dental AND prostheses OR digital OR computer OR 3d OR cad AND cam OR peek OR polyetheretherketone)) AND ALL ((denture AND manufacturing OR cobalt-chromium OR co-cr)) AND ALL ((accuracy OR retentive OR compressive AND strength OR gaps OR fatigue OR fit OR adjustment))) AND (LIMIT-TO (PUBYEAR , 2023) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2022) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2021) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2020) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2019) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2018) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2017) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2016) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2015) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2014))

En Web of Science se realizó la siguiente búsqueda:

(partial edentulism OR partial edentulous OR partial dentition OR edentulous patients OR partial denture OR removable partial denture) (Topic) AND (computer aided design OR computer aided manufacturing OR dental prostheses OR digital OR computer OR 3d OR cad cam OR PEEK OR Polyetheretherketone) (Topic) AND (denture manufacturing OR cobalt-chromium OR Co-cr) (Topic) AND (accuracy OR retentive OR compressive strength OR gaps OR fatigue OR fit OR adjustment) (Topic) and 2023 or 2022 or 2021 or 2020 or 2019 or 2018 or 2017 or 2016 or 2015 or 2014 or 2013 (Publication Years)

En la Tabla 1 incluida en el apartado de Anexos se muestra el resumen de las búsquedas de cada una de las bases de datos consultadas.

Para asegurarnos de haber encontrado todos los estudios útiles a lo largo de nuestra búsqueda, se implementó la búsqueda inicial con una revisión de la bibliografía de los artículos previamente encontrados.

Al final se realizó una búsqueda cruzada de los artículos potencialmente útiles para nuestro análisis.

Para los artículos no disponibles en las bases de dato se obtuvieron contactando los autores y buscándolo en otros archivos, además se eliminaron los estudios duplicados.

7.4. Proceso de selección de los estudios

Para la selección de los estudios se realizó un proceso en tres etapas, esta misma ha sido realizada por parte de dos revisores (CM y PC). En la primera fase se filtraron los artículos encontrados analizando los títulos, esto nos ayudó a eliminar las publicaciones que no tenían relevancia. En la siguiente etapa se revisaron los resúmenes y se realizó un cribado seleccionando los artículos de nuestro interés. En la última parte se llevó a cabo una lectura integral del texto de los estudios con el fin de encontrar y extraer los datos utilizados para nuestro trabajo.

El grado de acuerdo respecto a la inclusión de los estudios potenciales fue calculado por k-stadistics (Cohen kappa test) para la segunda y la tercera etapa de selección.

7.5. Extracción de datos

Los datos fueron extraídos de los estudios y se agruparon en una tabla según autor y año de publicación, tipo de estudio (estudio in-vitro), material empleado, técnica empleada para la fabricación de artefactos, espesor de los brazos retentivos y la cantidad de PS (profundidad de socavado) o la deflexión aplicada.

- **Objetivo general:** como objetivo general se eligió los resultados obtenidos comparando las prótesis parcialmente removibles con base de PEEK respecto a los esqueléticos en Cr-Co.

Para valorar los resultados aptos a cumplir nuestro objetivo general se optó dividir este objetivo en tres objetivos específicos, eligiendo las variables encontradas más frecuentemente en los estudios que comparaban estos materiales.

- **Objetivos específicos:**
 - **Retención:** para examinar la retención de los diferentes materiales aportada a los esqueléticos se insertaron las unidades de retención directa en los dientes extraídos o réplicas y se realizaron pruebas aplicando fuerzas extrusivas hasta el desalojo de los ganchos retentivos. La fuerza necesaria para la extrusión de este modelo se midió en Newton (N).
 - **Resistencia:**
 - **A la fatiga:** se crearon artefactos similares a mancuernas de forma semicircular con dimensión de la sección transversal de 1,25 mm para simular el diseño y el tamaño de los brazos retentivos. Al principio del experimento se recolectaron datos sobre las propiedades físicas de estas muestras a través de prueba de estrés. Cada muestra se sometió a ciclos de fatiga y se evaluaron los efectos sometidos a pruebas de estrés y se midieron las diferencias respecto a los resultados obtenidos antes de los ciclos de fatiga. El experimento terminaba a 30000 ciclos o a la fractura del artefacto.
 - **A la deflexión:** se aplicó una fuerza sobre los brazos retentivos y/o recíprocos hasta que llegaban a la deflexión marcada. La fuerza necesaria para producir esta desviación es en Newton (N).

- **A la deformación:** se sometieron los artefactos a ciclos de inserción y remoción midiendo la distancia entre dos puntos específicos en milímetros (mm) antes y después del envejecimiento mecanizado.
- **Precisión y ajuste:** para evaluar este valor se utilizaron modelos de yeso sobre los cuales, después de haber recubierto los mismos con silicona de impresión, se adaptaron las prótesis esqueléticas y se midió el espesor de la capa de silicona, considerándola como desajuste en micras (μm).

La forma de medición de estas variables encontradas en cada uno de los estudios se describe en la Tabla 2 en el apartado de Anexos.

7.6. Valoración de la calidad

Se evaluó el riesgo de sesgo por dos revisores (CM y PC) con el fin de analizar la calidad metodológica de los artículos utilizados en nuestro estudio.

Para llevar a cabo la evaluación de los estudios in vitro se utilizó la escala modificada de ARRIVE y CONSORT (28)

Además, se evaluó el grado de acuerdo inter-examinador con la prueba “kappa de Cohen” siguiendo la escala propuesta por Landis y Koch (29).

7.7. Síntesis de datos

Con el fin de resumir y comparar las variables de resultados entre los estudios, se eligió de agrupar las variables de los mismos objetivos específico.

En función de la variable que queríamos evaluar se realizó una ponderación de los datos obtenidos de cada artículo, dividiendo los resultados

según el número de pruebas realizadas y se multiplicó por la media obtenida en cada estudio.

Se repitió este procedimiento para todas las variables de nuestro estudio y en cada grupo de estudio.

8. RESULTADOS

8.1. Selección de estudios. Flow chart

Se obtuvieron un total de 751 publicaciones gracias a la búsqueda inicial: Medline - PubMed (n=25), SCOPUS (n=335), Web of Science (n=391).

Además, se encontraron 1 estudio adicionales a través de la búsqueda cruzada sobre nuestros artículos (lista de referencias y fuentes primarias). De estos artículos, 17 se identificaron como potencialmente elegibles mediante el cribado por títulos y resúmenes. Se evaluaron a fondo los textos completos de ònestos últimos y se obtuvo un resultado de 7 artículos que cumplieron con los criterios de inclusión y fueron incluidos en la presente revisión sistemática (Fig 1). La información relacionada con los artículos excluidos (y las razones de su exclusión) se presenta en la Tabla 3.

El valor k para el acuerdo interexaminador sobre la inclusión de los estudios fue de 0,84 (títulos y resúmenes) y 1.0 (textos completos) lo que indica un acuerdo "bueno" y "completo", respectivamente, según los criterios de Landis y Koch (29).

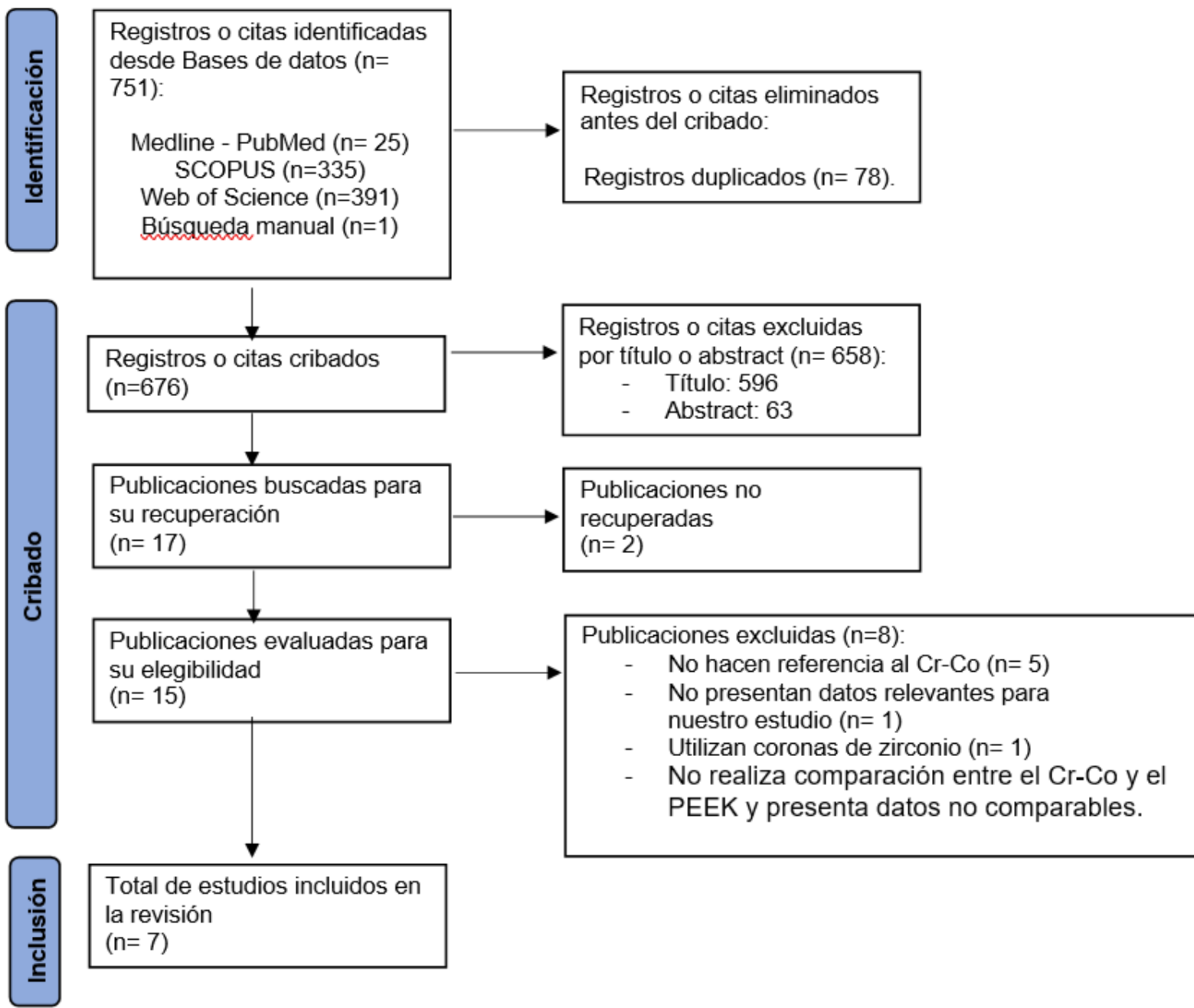


Fig. 1: Diagrama de flujo de búsqueda y proceso de selección de títulos durante la revisión sistemática.

Tabla 3: Artículos excluidos (y su razón de exclusión) de la presente revisión sistemática.

Autor	Año	Revista	Motivo de exclusión
Wu Q. (30)	2022	Heliyon	No cumple los criterios de inclusión siendo que no hace referencia al Cr-Co
Owen C. P. (31)	2022	International Dental Journal	No cumple los criterios de inclusión siendo que no hace referencia al Cr-Co
Hussein M. O. (32)	2022	Polymers	No cumple los criterios de inclusión siendo que no hace referencia al Cr-Co
Lo Russo L. (2)	2022	Journal of Prosthodontics	No presenta datos numéricos que sea evaluables para el estudio
El Mekawy N. (33)	2021	Journal of Dentistry	No cumple los criterios de inclusión siendo que no hace referencia al Cr-Co
Güleryüz A. (34)	2021	The Journal of Advanced Prosthodontics	Utiliza coronas de zirconio
Negm E. E. (35)	2019	Journal of Prosthodontics	No cumple los criterios de inclusión siendo que no hace referencia al Cr-Co
Guo, F. (36)	2022	Dental Materials Journal	No realiza una comparación clara entre el Cr-Co y el PEEK y presenta datos no comparables.

8.2. Análisis de las características de los estudios revisados

De los 7 artículos utilizados en este estudio, 4 artículos analizaban la diferencia de retención de los ganchos de las prótesis parcialmente removibles realizadas con Cr-Co y las realizadas en PEEK mediante técnica CAD-CAM (37, 38, 39, 40), tres comparaban la resistencia a la fatiga y al estrés (40, 41, 42) y uno comparaba el ajuste del esquelético al modelo (43).

Todos los 10 artículos utilizados en nuestros estudios fueron estudios experimentales *In-vitro* en los cuales se comparaban las características del PEEK respecto al Cr-Co.

Un total de mínimo 316 artefactos fueron creados y analizados en los estudios pero no todos los datos obtenidos han sido utilizados en esta revisión, siendo que en 3 de estos, se analizaban también otros materiales que no fueran de nuestro interés (37, 40, 43).

Para analizar la retención se analizaron 4 artículos (37, 38, 39, 40). Se utilizaron parámetros muy heterogéneos en cuanto a dientes seleccionados para los estudios y técnicas de medición de la retención. En todas se empleó una fuerza extrusiva midiendo el valor en el cual el artefacto se removía del modelo empleado.

Un estudio analizó 18 grupos, de los cuales sólo 6 trataban materiales de interés para nuestra revisión pero no se destacaron datos sobre el número de muestras analizadas (37). En otro estudio se realizaron 60 dispositivos y se dividieron en 4 grupos (38). En el estudio de Gentz et al. 2022 (39) se construyeron 48 muestras divididas en 3 grupos diferentes, uno para el Cr-Co y dos para el PEEK (39).

Por último en un artículo (40) se realizaron 8 PPR en PEEK y otras 8 en Cr-Co para valorar la resistencia.

Para el análisis de la resistencia se analizaron tres artículos (40, 41, 42), de los cuales uno (40) ya se utilizó para la valoración de la resistencia.

En uno (41) se analizaron 30 esqueléticos realizados en PEEK y 60 en Cr-Co. En un artículo (42) se valoraron 54 artefactos realizados en PEEK y 18 en Cr-Co.

Para la valoración del ajuste se encontraron sólo dos artículos válidos para nuestro estudio. En un estudio (43) se analizaron 30 muestras, de las cuales 15 bases de esqueléticos realizadas en PEEK y otras 15 en Cr-Co y confeccionadas con técnicas analógicas. El desajuste se midió con el uso de silicona de impresión y con sistemas de impresiones digitales.

El número de los artefactos analizados para nuestro estudio se resume en la Tabla 4, en la cual se pueden comparar las muestras realizadas en PEEK en comparación con las realizadas en Cr-Co.

Tabla 4: Artefactos realizados en cada estudio

Estudio	Artefactos en PEEK	Artefactos en Cr-Co	Otras consideraciones
37	(6 grupos)	(6 grupos)	Se realizaron 18 grupos sin evaluar el número de las piezas
38	45	15	/
39	32	16	/
40	8	8	/
41	30	60	/
42	54	18	/
43	15	15	/
Totales	184	132	

8.3 Evaluación de la calidad metodológica y riesgo de sesgo

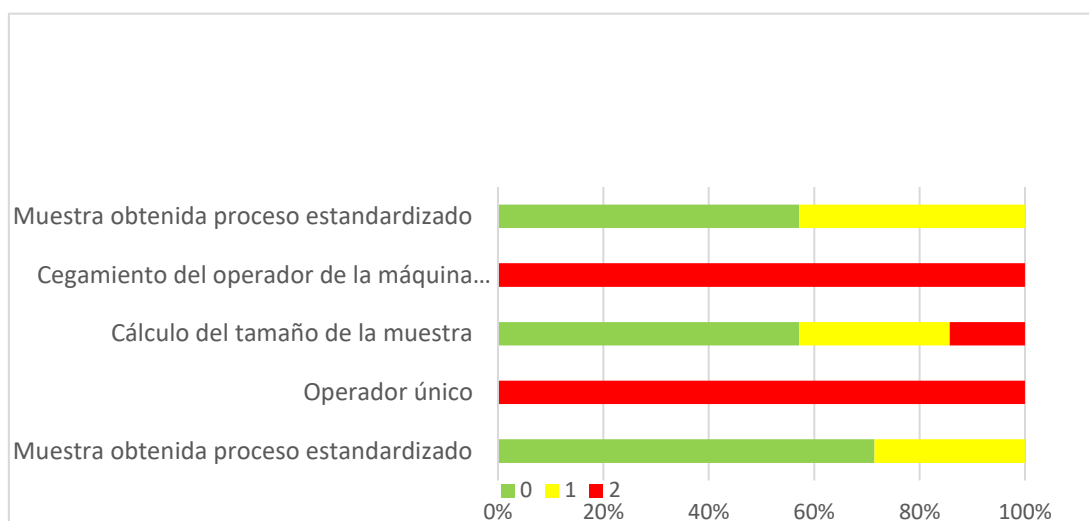
Para los estudios en vitro, 6 estudios presentaron un medio riesgo de sesgo mientras 2 estudios en vitro fueron considerados de alto riesgo de sesgo (Tabla 5). Los sesgos de “operador único” y “cegamiento del operador de la máquina de ensayo” fueron los ítems de mayor riesgo de sesgo (Fig. 2).

El valor k (Cohen kappa test) sobre el acuerdo entre los revisores de la calidad metodológica fue de 0,82 según la escala de Landis & Koch (29).

Tabla 5: Medición del riesgo de sesgo de los estudios randomizados según la guía Cochrane.

Artículo	Muestra obtenida proceso estandarizado	Operador único	Cálculo del tamaño de la muestra	Cegamiento del operador de la máquina de ensayo	Muestras, pruebas y formula según las especificaciones estándar	Riesgo de Sesgo
Tribst et al. 2019 (37)	0	2	0	2	0	Moderado
Micovic et al. 2021 (38)	0	2	0	2	0	Moderado
Gentz et al. 2022 (39)	0	2	1	2	1	Moderado
El-Baz et al. 2020 (40)	1	2	1	2	1	Moderado
Zheng, J. et al. 2022 (41)	0	2	0	2	0	Moderado
Peng, T.-Y. et al. 2020 (42)	0	2	0	2	0	Moderado
Ye H. et al. 2018 (43)	1	2	2	2	1	Alto

Fig. 2: Representación del riesgo de sesgo



8.4. Síntesis de resultados

Se eligió dividir los resultados obtenidos de nuestros artículos según 3 parámetros distintos que se tomaron en consideración en los varios estudios.

Se utilizaron cuatro estudios para la retención (37, 38, 39, 40), tres para valorar la resistencia (40, 41, 42) y uno para valorar el ajuste sobre los modelos

(43). La razón por la cual se eligieron estos parámetros para nuestra revisión es que nos parecieron los más importantes para valorar la calidad de los artefactos y porque siendo un estudio relativamente nuevo no se realizaron muchos experimentos comparativos sobre otros aspectos que pudieran influir sobre los resultados clínicos.

8.4.1 Retención

Para la valoración de la retención se encontraron cuatro estudios (37, 38, 39, 40) que analizaban este parámetro y en todos se destacaron resultados mejores aportados por los esqueléticos realizados en Cr-Co respecto a los fabricados en PEEK.

Los valores entre los estudios han presentado resultados estadísticamente diferentes siendo que se utilizaron técnicas de medición distintas y en un caso (38) se utilizó un atache de tipo Bonwill para llevar a cabo los experimentos y los resultados obtenidos fueron incomparables con los estudios en que utilizaban ataches tipo Ackers (37, 39, 40).

En el artículo de Mendes et al. (37), se realizaron ganchos circunferenciales tipo Ackers que se adaptaron a réplicas realizadas en laboratorio de primeros molares superiores. Además se subdividieron los artefactos en tres niveles diferentes de PS correspondientes a 0.25mm, 0.50mm, 0.75mm por cada material analizado obteniendo así un total de 6 grupos diferentes útiles para nuestro estudio.

Gentz et al. 2022 (39) en su estudio utilizaron un primero molar mandibular artificial que después de haber sido situado en resina autopolimerizable ha sido preparado para obtener una contrasalida de 0.25mm en la superficie buco-distal y por último se preparó un lecho oclusal. El diente fue escaneado y el resultado trasladado a una fresadora de 5 ejes para ser replicado en Cr-Co. También los ataches en resina y en Cr-Co se realizaron con la ayuda de fresadoras después de su diseño realizado en formato STL. Los artefactos realizados fueron 16 y se obtuvieron desde discos de PEEK, 16 de discos de PEKK y para el Cr-Co se

realizaron antes los artefactos en resina calcinable y elaborados sucesivamente en metal con la técnica de molde perdido.

Para el estudio de El-Baz 2020 et al. (40) se coleccionaron 16 primeros molares inferiores, y después de haberlos limpiado se comprobó que no presentaban caries ni imperfecciones en el esmalte. Se realizaron otros tantos modelos insertando esos dientes en bloques de resina acrílica y enseguida se dividieron en dos grupos de 8 unidades, uno por cada material testado. En el grupo GI se utilizaron ataches tipo Ackers realizados en CrCo, mientras que en el GII se utilizó el mismo tipo de atache, pero realizado en PEEK (BioHPP). Sucesivamente, antes de empezar las pruebas de retención, se comprobó el ajuste de los ataches a los modelos, para asegurar que los artefactos asentaban de forma adecuada a los modelos.

En el estudio de Micovic et al. (38) se valoró la retención aportada por ataches circunferenciales tipo Bonwill (Doble Ackers) realizados a través de tres tipologías de PEEK (Dentokeep: PEEKmilled1; breCAM BioHPP Blank: PEEKmilled2; BioHPP Granulat for 2 press: PEEKpressed) y se compararon con la misma tipología de atache, realizada en Cr-Co con técnica a cera perdida. En esta valoración se utilizó un único valor de profundidad de PS de 0.75mm por todos los materiales.

Los resultados numéricos obtenidos, los materiales empleados y los datos relativos a la retención encontrados en nuestros estudios se resumieron en la tabla 6.

Tabla 6: Resultados obtenidos sobre la retención expresados en Newton (N)

Estudio	Material	Profundidad de la zona retentiva (mm)	Retención (N)	Tipo de atache y diente
Tribst et al. 2019 (37)	PEEK	0.25	6.45 N	Ackers. Replica en resina de un primero molar maxilar. Semicircular 1.0 mm de espesor
		0.50	12.95 N	
		0.75	18.36 N	
	Cr-Co	0.25	21.78 N	
		0.50	43.57 N	

		0.75	65.37 N	
Gentz et al. 2022 (39)	PEEK	0.25	2.74 N	Ackers. Replica de un primero molar mandibular, preparado y replicado en Cr-Co mediante CAD-CAM Brazo retentivo 1x1.2 mm
	PEKK	0.25	2.16 N	
	CoCr	0.25	11.98 N	
El-Baz et al. 2020 (40)	PEEK BioHPP	0.50	22.68 N	Ackers. Primero molare mandibular natural. Semicircular 1.0 mm de espesor
	CoCr	0.50	36.04 N	
Micovic et al. 2021 (38)	PEEKmilled1	0.75	58.1 N ± 18.8	Bonwill. (Doble Ackers) Ente segundo premolar y primero molar en resina (Frasaco Mandible 119). Brazo retentivo 2.33x1.76mm Brazo reciproco 1.73x1.72mm
	PEEKmilled2	0.75	43.9 N ± 22.6	
	PEEK pressed	0.75	50.8 N ± 17.9	
	CoCrMo	0.75	163 N ± 55.2	

En dos artículos encontrados (38, 40) se evaluaba también la retención de los ganchos retentivos en PEEK y en CrCo después de haberlos sometido a envejecimiento artificial.

En el estudio de Micovic et al. (38) se realizó también el seguimiento a largo plazo simulando el envejecimiento de los artefactos en la cavidad oral, para esto se almacenaron en saliva artificial a 37°, renovándola cada 15 días y repitiendo las pruebas a los 90 y 180 días. Los datos relativos al envejecimiento en laboratorio fueron resumidos en la tabla 7.

Tabla 7: Resultados obtenidos sobre la retención expresados en Newton (N) incluyendo el envejecimiento en saliva artificial a temperatura fisiológica.

Estudio	Material	Profundidad de zona retentiva (mm)	Retención (N)	Envejecimiento 90 días	Envejecimiento 180 días	Retención % 90 días	Retención % 180 días
Micovic et al. 2021 (38)	PEEKmilled1	0.75	58.1 ± 18.8a	43.0 ± 14.4a	36.4 ± 9.50a	74.01%	62,65%
	PEEKmilled2	0.75	43.9 ± 22.6a	40.3 ± 20.4a	33.5 ± 13.3a	91,80%	76,33%
	PEEK pressed	0.75	50.8 ± 17.9a	45.6 ± 14.9a	35.7 ± 13.2a	89,76%	70,27%
	CoCrMo	0.75	163 ± 55.2b	127 ± 40.4b	102 ± 29.3b	77,91%	62,57%

Durante el experimento llevado a cabo por El-Baz 2020 et al. (40) el envejecimiento se realizó simulando los ciclos de inserción y retención a los cuales se somete normalmente un esquelético en dos años. Se recogieron los datos relativos a la retención a los 360, 730, 1080, 1440, 2116 y 2880 ciclos (correspondientes a 3, 6, 9, 12, 18 y 24 meses). De todos estos datos se eligieron los relativos a los 12 y 24 meses como representativos de este estudio y se resumieron en la tabla 8.

Tabla 8: Retención de los ataches después de ciclos de fatiga

Estudio	Material	Profundidad de zona retentiva	Nº Ciclos	Retención inicial	Reducción %	Perdida % anua
El-Baz et al. 2020 (40)	PEEK BioHPP	0.50	1	22.68 N	n/a	n/a
			1440	11.19 N	50,67%	50,67%
			2880	4.53 N	71,53%	35,76%
	CoCr	0.50	1	36.04 N	n/a	n/a
			1440	15.65 N	56,58%	56,58%
			2880	8.60 N	76,14%	38,07%

8.4.2 Resistencia

Para valorar la resistencia se utilizaron 3 artículos (40, 41, 42) y este parámetro a su vez se dividió en tres aspectos evaluables: la resistencia a la fractura, la resistencia a la deflexión y la resistencia a la deformación.

En el estudio de Zheng, J. et al. (41) del 2022, se analizó la resistencia a la fractura del Cr-Co realizado con técnica a molde perdido (Cast) y sinterizado por láser (LS) con el PEEK. Para este experimento se realizaron 90 muestras en forma de mancuerna, cada material se dividió en 3 grupos que se diferenciaban por la deflexión aplicada (0.25, 0.50 y 0.75mm). El experimento se consideraba acabado al cumplimiento de 30000 ciclos (21 años) o a la fractura de la muestra. Los datos obtenidos en este estudio fueron resumidos en la tabla 9.

Tabla 9: Datos relativos a la fractura de las muestras.

Estudio	Material y desviación	Ciclos medios de vida	Supervivencia a 30'000 ciclos
Zheng, J. et al. 2022 (41)	Cast 0.25	27,155	60%
	Cast 0.50	9298	0%
	Cast 0.75	5642	10%
	LS 0.25	26,765	70%
	LS 0.50	11,318	0%
	LS 0.75	2861	0%
	PEEK 0.25	30,000	100%
	PEEK 0.50	30,000	100%
	PEEK 0.75	26,508	75%

Para valorar la fuerza expresada en N (Newton) necesaria para aplicar una determinada deflexión se emplearon dos estudios (41, 42).

En el estudio de Zheng, J. et al. (41) se valoró la fuerza necesaria para producir una desviación de 0.25, 0.50 y 0.75mm sobre artefactos en forma de mancuernas realizados en Cr-Co (Cast, LS) y PEEK, este experimento aun llegando al máximo de 30000 ciclos nos da valores sobre la carga media, sin especificar el momento en el cual se mide.

En el artículo de Peng, T. et al. (42) del 2020 se produjeron 72 artefactos, simulando los brazos de los ganchos, divididos en 12 grupos con diferentes formas y tamaños. De estos grupos solo 3 del PEEK se consideraron con formas optimas: Grupo B3 (0.9-taper), Grupo C3(0.5-taper) y Grupo D2 (0.7-taper) y se utilizó como comparación el grupo A1 (0.8-taper) para el Cr-Co. Se realizaron movimientos de 0.25mm para el PEEK y el Cr-Co y de 0.50mm solo para el PEEK, un movimiento constante con una frecuencia de onda sinusoidal de 5 Hz se aplicó para mantener este desplazamiento constante. Se registraron los valores de cargas necesarios para realizar la desviación requerida y se cambió dirección de aplicación de la fuerza cada 3000 ciclos aplicados. Los valores obtenidos en estos experimentos (41, 42) se resumieron en la tabla 10.

Tabla 10: Datos relativos a la carga media para producir una desviación deseada

Estudio	Material	Desviación	Carga media (N)	Carga media (N) a 15000 ciclos	Tamaño de la muestra	Conicidad
Zheng, J. et al. 2022 (41)	Cast	0.25	5.72	n/a	2.00 x 1.25	1.0
		0.50	9.37	n/a		
		0.75	14.47	n/a		
	LS	0.25	7.10	n/a	2.00 x 1.25	1.0
		0.50	13.22	n/a		
		0.75	19.32	n/a		
	PEEK	0.25	0.23	n/a	2.00 x 1.25	1.0
		0.50	0.37	n/a		
		0.75	0.49	n/a		
Peng, T. et al. 2020 (42)	Cr-Co	0.25	n/a	8.26 ± 0.55	2.00 x 1.00	0.8
	PEEK B3	0.25	n/a	2.15 ± 0.08	3.00 x 1.88	0.9
		0.50	n/a	3.20 ± 0.32		
	PEEK C3	0.25	n/a	2.14 ± 0.14	3.00 x 2.25	0.5
		0.50	n/a	3.67 ± 0.17		
	PEEK D2	0.25	n/a	2.14 ± 0.14	2.50 x 2.19	0.7
0.50		n/a	3.54 ± 0.29			

Para la valoración de la resistencia a la deformación se analizaron dos estudios (40, 42), en ambos se sometieron las muestras a ciclos que simulaban la inserción y remoción de los aparatos y medían la deformación en milímetros.

En el estudio de El-Baz et al. (40) del 2020 se construyeron 16 artefactos, 8 en BioHPP y 8 en Cr-Co luego fueron sometidos a ciclos de inserción y remoción sobre 16 dientes primeros molares inferiores. Se eligieron dos puntos de los ganchos Ackers producidos, uno en el brazo retentivo y uno en el brazo reciproco y se midió la distancia entre estos dos puntos de referimiento cada 360, 730, 1080, 1440, 2116 y 2880 ciclos (correspondientes a 3, 6, 9, 12, 18 y 24 meses).

En el experimento de Peng, T. et al. (42), realizado en 2020, además de valorar la resistencia a la desviación, se valoró también la resistencia a la deformación a lo largo del mismo estudio. La deformación se midió, utilizando un microscopio, en dirección de la fuerza aplicada cada 3000 ciclos.

Los resultados de estos dos estudios fueron resumidos en la tabla 11.

Tabla 11: Deformación en mm después de haber sido sometidos a ciclos de inserción/remoción

Estudio	Material	Desviación	Deformación media (mm) a 1440 ciclos	Deformación media (mm) a 2880 ciclos	Deformación media (mm) a 15000 ciclos	Tamaño de la muestra empleada
El-Baz et al. 2020 (40)	CoCr	0.50	0.957188	0.775	n/a	Semicircular 1.0 mm de espesor
	PEEK BioHPP	0.50	0.835	1.158403	n/a	
Peng, T.-Y. et al. 2020 (42)	Cr-Co	0.25	n/a	n/a	0.017 ± 0.004	2.00 x 1.00mm
	PEEK B3	0.25	n/a	n/a	0.012 ± 0.005	3.00 x 1.88mm
		0.50	n/a	n/a	0.015 ± 0.005	
	PEEK C3	0.25	n/a	n/a	0.011 ± 0.003	3.00 x 2.25mm
		0.50	n/a	n/a	0.017 ± 0.010	
	PEEK D2	0.25	n/a	n/a	0.014 ± 0.006	2.50 x 2.19mm
0.50		n/a	n/a	0.015 ± 0.005		

8.4.2 Ajuste

Con relación al ajuste aportado por cada material, se evidenció en un estudio de Ye, H. (43), en el cual se comparaban 15 armazones de esqueléticos realizados en Cr-Co utilizando técnicas tradicionales con 15 armazones de esqueléticos realizados en PEEK con el sistema CAD-CAM. Se destacó un resultado notablemente mejor, en términos de precisión, en el segundo grupo. Para llevar a cabo este estudio se midió el desajuste de los artefactos haciéndolos encajar en un modelo de yeso de una arcada inferior sobre el cual se inyectó silicona de impresión para valorar el espacio entre la réplica de la anatomía dental y la PPR. El material de impresión fue sucesivamente medido para comprobar su espesor y los resultados fueron resumidos en la tabla 12.

Tabla 12: Espesor de silicona encontrado en cada zona (43).

Estudio	Zonas de interés	PEEK (µm)	Cr-Co (µm)	Técnica de medición
Ye H. et al. 2018 (43)	Apoyo oclusal	86.2 ± 22.6	133.9 ± 49.7	Estudio en modelos mandibulares.

	Conector mayor	52.8 ± 44.6	131.1 ± 87.1	Para la valoración del desajuste se realizó una medición en 3D utilizando un software específico. No tenemos datos cerca de las condiciones aplicadas a lo largo de la polimerización del material.
	Base de la dentadura	37.4 ± 31.0	129.3 ± 49.2	
	Ajuste general	42.8 ± 29.4	130.9 ± 50.5	

9. DISCUSIÓN

Durante la elección de los materiales para la confección de una prótesis parcial removible, tenemos que valorar ciertos comportamientos de los materiales que van a componer dicha prótesis, ya que estará en estrecha relación con la respuesta de los tejidos blandos y duros.

En esta revisión sistemática nos centramos en el análisis biomecánico del material Poliéter-éter-cetona (PEEK) para la confección de estructuras o armazón de las prótesis parciales removibles en pacientes parcialmente desdentados.

En la literatura podemos observar un gran interés en nuevos materiales libres de metal donde buscamos que tengan propiedades lo más parecidas a la estructura anatómica que éstos reponen.

Por lo tanto comenzaremos a desarrollar dicho comportamiento del material PEEK, empezando por la evidencia científica de los artículos encontrados en cuanto a la retención.

9.1 Retención

Los resultados de este parámetro de nuestra revisión sistemática, basados en 4 investigaciones nos dieron datos muy discrepantes entre ellos.

Las razones principales pueden ser debidas a la diferencia entre los métodos evaluativos, los dientes, la PS empleada y en un caso (37) la tipología de los attaches examinados en el estudio.

En la mayoría de los estudios implicados (36, 38, 39) se utilizaron attaches tipo Ackers, dando resultados estadísticamente distintos y no comparables entre ellos.

9.1.1 Retención en momento 0

En el experimento llevado a cabo por Tribst et al. (37) en 2019, se obtuvo un valor de retención de 6.45 N con 0.25mm de PS, datos similares se pudieron hallar en el estudio de Tannous et al. (44) a lo largo del cual, utilizando parámetros similares y espesor de los brazos de 1,5mm se obtuvo un valor de 6.7 N para el PEEK y de 5.6 N por el PEKK, demostrando una resistencia mayor aportada por el primero.

Ambos resultados, según un estudio de Torii, M. (45) del 2019, muestran valores aceptables de retención para la fabricación de ataches para PPR, siendo el valor mínimo entre 5 N y 10 N para consentir una suficiente resistencia al desalojo durante la masticación de alimentos pegajosos, aun no existiendo un consenso sobre la cantidad mínima de fuerza retentiva debido a los múltiples factores que pueden influir la resistencia final de la prótesis (38).

Sin duda estos valores (37, 44) están en desacuerdo con lo afirmado por Gentz et al. (39) en su estudio, a lo largo del cual el valor medio de la retención aportada por el PEEK fue de 2,45 N (2.74N PEEK, 2.16N PEKK), siendo este resultado notablemente inferior al umbral mínimo para considerar la retención suficiente. En otro estudio de Güleriyüz, A. et al. (34) del 2021, se analizaron dos tipologías de ganchos Ackers situados a 0.25mm de PS, diferenciándose por el espesor de los brazos utilizados. El valor reportado por los ganchos con espesor de 1mm fue de 4.39 N, mientras que para los de espesor de 1.5mm fue de 5.16 N, siendo el primero inferior al umbral reportado (39) y el segundo superior, pero ambos los resultados nos dieron resultados inferiores a los reportados por Tribst et al. (37) y Tannous et al. (44).

Igualmente, todos los estudios que presentaban valores de resistencia a 0.25mm de profundidad de zona retentiva (37, 39, 44) mostraron valores siempre superiores a los límites mínimos cuando se evaluaban los ataches en Cr-Co. Analizando los datos relativos a los artefactos en aleación metálica, dos estudios presentaron valores similares de retención equivalentes a 11.98 N (39) y 11.3 N

(44) pero en el estudio de Tribst et al. (37) los valores reportados fueron mayores dando resultados de 21.78 N.

Los estudios que valoraron la retención a 0.50mm de PS (37, 40) mostraron valores significativamente mayores con respecto a los mencionados anteriormente.

En el estudio de Tribst et al. 2019 (37) se destacó un valor de retención de 12.95 N aportados por ganchos con brazos de 1.5mm de espesor, valores diferentes se encontraron en otros artículos (34, 44). En el estudio de Tannous et al. (44) se encontraron valores de resistencia de 8.6 N PEEK y de 9.1 N por el PEKK, estos resultados además de ser inferiores con respecto al artículo analizado en nuestro estudio (37) demuestran que el PEEK, que a 0.25mm de PS tenía una retención mejor del PEKK, a 0.5mm de profundidad de PS tiene peores propiedades. Ambos estudios (37, 44) presentaron datos estadísticamente diferentes de los descritos por Gülerüz, A. et al. (34) en el cual destacó valores de retención de 4.39 N por ganchos realizados con brazos retentivos de 1mm de espesor y de 5.46 N con espesor de ganchos de 1.5mm.

El estudio de El-Baz et al. 2020 (40) utilizó el poliéter-éter-cetona reforzado con óxido de zirconio, llamado BioHPP. Este material se utilizó para la creación de ganchos Ackers de 1mm de espesor dando una retención de 22.68 N. Estos valores pueden ser debidos a las mejores propiedades mecánicas aportadas por el BioHPP respecto al PEEK (25). Este resultado está fuertemente en desacorde con el estudio de El Mekawy N. (33) et al. donde se destacaron valores de 3.4 N (técnica de inyección) y 5.28 N (técnica de fresado) aportados por el mismo material pero con ataches de 1.5mm, entonces 50% más anchos.

Se destaca que todos los datos aportados en los estudios utilizados por nuestra revisión (37, 40) dieron valores superiores al valor umbral de 5-10 N aportado por Torii, M. (45). Todos los artefactos realizados en Cr-Co demostraron valores ampliamente superiores a los aportados por el PEEK, dando valores de 43.57 N (37) y de 36.04 N (40).

Los estudios que valoraron la retención a 0.75mm de PS (37, 38) no se pudieron comparar entre ellos siendo que en el artículo de Micovic et al. (38) los ganchos empleados fueron de tipo Bonwill o Doble Ackers.

En el artículo de Tribst et al. del 2019 (37) se obtuvo un valor de retención de 18.36 N obtenidos por los ganchos en PEEK con espesor de los brazos retentivos de 1.5mm, el valor reportado por la misma tipología de artefacto pero realizado en Cr-Co fue de 65.37 N. En mismo artículo también se enunció que los attaches realizados en metal no estaban indicados para ser colocados en situaciones en las cuales la profundidad de zona retentiva era de 0.75mm debido a los posibles daños aportados a la superficie del esmalte (37).

En un estudio realizado por Micovic et al. (38) en el 2021 se realizaron ganchos tipo Bonwill o Doble Ackers utilizados a niveles de PS de 0.75mm. Este estudio reportó datos sobre 3 tipologías de PEEK diferentes. Los 3 grupos examinados fueron PEEKmilled1 58.1 N \pm 18.8a (PEEK elaborado con fresadora), PEEKmilled2 43.9 N \pm 22.6a (BioHPP elaborado con fresadora) y PEEKpressed 50.8 N \pm 17.9a (BioHPP elaborado con técnica de inyección).

En este estudio se destaca valores de retención notablemente superiores a los examinados anteriormente (37, 39, 40) y esto es debido al diseño diferente del atache, igualmente en este artículo se destaca que el PEEK tiene una retención mayor al BioHPP y este dato está en contraste con otros estudios sobre las características mecánicas de estos materiales (25, 40). Los valores reportados por los ganchos tipo Bonwill realizados en Cr-Co situados a 0.75mm de profundidad de zona retentiva fueron de 163 N \pm 55.2b, pero como ya examino anteriormente, estos valores nos sugieren una retención que puede conllevar a problemas para el tejido dentario (37).

Estos valores nos sugieren que el PEEK puede ser considerado un material válido para la fabricación de ganchos para PPR, especialmente en situaciones en las cuales una retención demasiado alta pueda ser considerada

dañina por los tejidos periodontales. Esta afirmación está respaldada por El Mekawy, N. (33) el cual afirma en su artículo que las PPR realizadas en PEEK pueden proporcionar ventajas para los dientes periodontales, reduciendo la fuerza ejercida y el torque distal.

Además Peng, T.-Y. et al. (42) en sus artículos afirman que los ganchos de resina deben tener un área de sección transversal mayor que los ganchos realizados en metal para proporcionar una retención adecuada, esto es debido a la diferencia de modulo elástico.

Contra a estas afirmaciones hay el estudio de Zheng, J. et al. (41), en el cual afirma que el PEEK no se puede considerar un material adecuado para la fabricación de ganchos de PPR debido a su escasa retención, aun si el fin principal de su estudio no era el de valorar este parámetro.

9.1.2 Retención después de envejecimiento artificial

En dos estudios (38, 40) se valoró la retención aportada por los ganchos realizados en PEEK y en Cr-Co después de haber sido sometidos a envejecimiento artificial.

En el experimento de Micovic et al. (38) los artefactos fueron almacenados en saliva artificial por 180 días, valorando la retención a 90 y 180 días. Los valores a los 90 días demostraron una mejor resistencia al medio oral aportado por los ganchos en PEEK, que presentaban en media el 85.19% (valor máximo se registró en el BioHPP fresado con 91.80%) de la retención antes del envejecimiento. Este valor se considera mucho superior a los reportados por el Cr-Co que presentaba solo el 77.91% de la retención inicial, mostrando un valor similar a lo del PEEK fresado (74.01%).

A los 180 días los artefactos realizados en poliéter-éter-cetona seguían presentando valores mejores expresados en porcentaje, con una media de 69.75% respecto a los realizados en metal que presentaba solo el 62.57% de los valores iniciales. Esto nos indica una mejor adaptación del PEEK con respecto

al Cr-Co a los medios orales, esta diferencia se mantiene en términos de porcentaje con el aumento del tiempo aplicado, siendo a los 90 días una diferencia del 7.28% y a los 180 días de 7.18%.

En el estudio llevado a cabo por El-Baz et al. en el 2020 (40) se valoró la pérdida de retención en el tiempo sometiendo los ganchos con 0.50 mm de PS a ciclos de inserción y remoción de su sitio. Tanto los ganchos realizados en BioHPP como los realizados en Cr-Co dieron resultados de pérdida de retención en el primero año del 50.67% y 56.58% respectivamente. A los dos años la pérdida de retención fue del 35.76% por los ganchos en PEEK y del 38.07% por los ganchos realizados en aleación metálica. Esto nos indica que no hay diferencias significativas entre los dos grupos analizados.

Los valores reportados por la pérdida de retención del PEEK están fuertemente en desacorde con los reportados en el estudio de Gülerüz, A. et al. (34) en el cual se analizaron dos grupos de ganchos, ambos con un valor de PS de 0.50 mm. Estos artefactos inicialmente tenían una media de 5.07 N de retención al principio del estudio y después de haber sido sometidos a ciclos de inserciones/remociones equivalentes a 5 años de uso el valor encontrado fue de 3.75 N equivalente al 73.96% de la retención inicial dándonos un valor promedio de pérdida de retención anual del 5.21%.

Una vez evidenciada la retención pasamos a la comparación de la resistencia mecánica aportada tanto por el PEEK como por el Cr-Co.

9.2 Resistencia

Los resultados analizados para la valoración de la resistencia aportada por las PPR realizadas en PEEK y Cr-Co se dividieron en 3 subapartados, la resistencia a la fractura, la resistencia a la desviación y la resistencia a la deformación.

9.2.1 Resistencia a la fractura

Zheng, J. et al. (41) en su experimento del 2022 valoraron la resistencia a la fractura de los ganchos realizados en PEEK y en Cr-Co, diferenciando este último grupo entre los producidos con técnica analógica y mediante sinterización láser. En este experimento se destaca resistencia a la fractura estadísticamente mejor en el grupo del PEEK, siendo que en todas las pruebas realizadas solo el 6% de los artefactos se fracturó. Es importante analizar como ninguno de los artefactos de los grupos Cast y LS con desviación de 0.50mm y del grupo LS con desviación de 0.75mm llegó a los 30'000 ciclos de utilización. Además es importante valorar que el grupo LS y Cast con 0.75mm de desviación tuvieron vida media de 2861 y de 5642 ciclos, que respectivamente son equivalentes a menos de 2 y 4 años según El-Baz et al. 2020 (40).

En un estudio de Zheng, J. et al. (46) se afirma que la resistencia a la fractura de los ganchos realizados en Cr-Co con una profundidad de zona retentiva de 0.60mm es aproximativamente de 25'000 ciclos. Estos valores difieren del experimento (41) llevado a cabo por el mismo autor en el cual se destacaba una resistencia notablemente inferior, en ambos casos, los valores de resistencia a la fatiga son inferiores a los aportados por el PEEK.

Esto, según Peng, T.-Y. et al. (42) puede ser debido a una menor concentración de tensión, debido a una mayor elasticidad y ductilidad y a una menor fragilidad.

En una revisión sistemática de Zheng, J. et al. (46) se pone en evidencia la falta de estudios sobre la comparación de la resistencia a la fatiga aportada por el PEEK y el Cr-Co.

9.2.2 Resistencia a la deflexión

Los estudios llevados a cabo por Zheng, J. et al. (41) y Peng, T. et al. 2020 (42) analizaron la resistencia a la deflexión aportada por el Cr-Co y por el PEEK.

Utilizando como referencia una deflexión de 0.25 y 0.50mm se destacó que el Cr-Co necesita siempre de una fuerza superior (N) para llegar a este límite, sin embargo, se nota una gran diferencia de fuerza entre los dos estudios para producir la misma desviación en el PEEK. Este fenómeno puede ser debido a las técnicas y las dimensiones de las muestras empleadas. En el estudio de Zheng, J. et al. (41) se utilizaron muestras en forma de mancuernas y la parte analizada tenía 2.00 x 1.25mm de tamaño, mientras que en el estudio de Peng, T. et al. (42) todas las muestras analizadas presentaban dimensiones mayores. Esto puede indicar que el PEEK aumenta notablemente sus características físicas al aumentar de su espesor, el mismo fenómeno se pudo observar en el estudio de Gentz, F. (39) en el cual se valoraba la retención.

Después de un análisis sobre la resistencia a la deformación, se constató que las muestras en PEEK con mejores propiedades de resistencia a la deformación fueran las que presentaban anchura de 3.00mm y de espesor de 2.25 (C3), con 0.5 de conicidad y PS de 0.50mm (42).

Ambos estudios (41, 42) tenían un seguimiento en el tiempo, valorando la resistencia a la deflexión después de haber sometido las muestras a simulaciones de ciclos de uso, pero en ninguno de los dos se destacaron datos numéricos sobre la reducción de la resistencia en el tiempo.

Según Zheng, J. et al. (41) debido a su baja resistencia a la deflexión, el PEEK ha sido considerado no apto para la producción de ganchos para las PPR, aún si gracias a este aspecto, presenta una resistencia a la fractura superior a otros materiales. Pero en el estudio de Peng, T. et al. (42) se afirma que, aun si el PEEK presenta una resistencia a la deflexión inferior respecto a la aportada por el Cr-Co, sigue siendo suficiente para que los ganchos realizados en este material tengan suficiente retención, siendo estos dos parámetros en estrecha correlación entre ellos.

9.2.3 Resistencia a la deformación

La Resistencia a la deformación fue valorada en dos artículos (40, 42) y se puede notar diferencias estadísticamente relevantes entre los dos artículos.

En el artículo de El-Baz et al. (40) se afirma que los ganchos están sometidos a continuos cambios, en particular, se afirma que los producidos en aleaciones metálicas, sufren de una gran pérdida de retención debido a su deformación. Además, se afirma que el Cr-Co tiene una deformación superior al PEEK y esto se considera verdadero si valoramos todos los momentos en los cuales se han realizado las mediciones (360, 730, 1080, 1440, 2116 y 2880 ciclos), pero hay que evidenciar que en la última medición, después de 2880 ciclos, el Cr-Co presentaba una deformación de 0.775 mm contra 1.158 mm del PEEK.

Valores totalmente diferentes se reportaron en el estudio de Peng, T.-Y. et al. (42) en el cual la deformación máxima después de 15000 ciclos era dada por el grupo C3 0.017 ± 0.010 mm. Este valor puede ser considerado igual al encontrado con el Cr-Co en el cual la deformación, después del mismo número de ciclos, ha sido de 0.017 ± 0.004 mm.

En un estudio de Hussein, M. O. (32) se valoró la deformación tanto del brazo retentivo (0.158 ± 0.047 mm) como del brazo recíproco 0.133 ± 0.034 mm) después de 10'000 ciclos de utilización. Estos datos no son comparables con ninguno de los otros obtenidos en nuestros estudios (40, 42), aun si la técnica de medición es similar a la empleada por El-Baz et al. (40). Esto puede ser debido a la diferencia de ciclos empleados para simular el envejecimiento artificial o al tamaño de la muestra empleada, siendo de 1mm de espesor y en forma semicircular en el estudio de El-Baz et al. (40) y de 2.3 x 1.7mm en el estudio de Hussein, M. O. (32).

Valores similares a los encontrados por Hussein, M. O. (32), se encontraron en el estudio de Gülerüz, A. (34) en el cual se valoró la deformación midiendo la distancia entre el brazo retentivo y el brazo recíproco de cada muestra. Los artefactos se dividieron en cuatro grupos C1 (1.0 mm de espesor

de los brazos y 0.25mm de PS), C2 (1.0 mm de espesor de los brazos y 0.50mm de PS aplicada), C3 (1.5 mm de espesor de los brazos y 0.25mm de PS aplicada) y C4 (1.5 mm de espesor de los brazos y 0.50mm de PS aplicada). Los valores obtenidos fueron de 0.204 ± 0.224 (C1), 0.136 ± 0.051 (C2), 0.175 ± 0.119 (C3) y 0.112 ± 0.110 (C4), esto no sugiere una relación inversamente proporcional entre la PS y la dimensión de los brazos evaluados con la deformación sufrida por los mismos. Además en este estudio se destaca que el grupo C4 es el que ha sufrido la deformación menor además de presentar una retención mejor.

Esta última afirmación está parcialmente en contraste con lo reportado por Peng, T.-Y. et al. (42), los cuales han encontrado una deformación mayor a mayor tamaño de los brazos y a mayor profundidad de zona retentiva.

Por último, valoraremos según autores el ajuste que tiene el poliéter-éter cetona comparándolo con el cromo-cobalto para la confección de PPR según lo reportado en los estudios observados.

9.3 Ajuste

Los resultados analizados para la valoración del ajuste aportado por las PPR realizadas en PEEK y Cr-Co fueron extraídos por un artículo (43).

En el estudio de Ye H. et al. (43) del 2018 el valor medio de desajuste medido en las PPR realizadas en PEEK con técnica CAD-CAM fue de 42.8 ± 29.4 μm contra los 130.9 ± 50.5 μm de las PPR realizadas en Cr-Co con metodología tradicional.

Estos valores son considerados aceptables según Wu, Q. et al (30) y Liu, Y. et al (48) los cuales en sus artículos afirman que valores entre 0 y 50 μm son considerables como contactos directos y entre 50 y 311 μm se pueden considerar como resultados clínicamente aceptables.

Resultados diferentes fueron reportados por Guo, F et al. 2022 (42) que a lo largo de su experimento encontró niveles medios de desajuste de 277 ± 7.9

μm obtenidos valorando el ajuste de una PPR realizada en PEEK mediante impresora 3D. En específico, los valores reportados por Guo, F et al. (36) para las zonas del conector mayor fue de $398.4 \mu\text{m}$ y de $242.6 \mu\text{m}$ por la base de la dentadura, contra las $52.8 \pm 44.6 \mu\text{m}$ y $37.4 \pm 31.0 \mu\text{m}$ encontrados por Ye H. et al. (43) en las mismas zonas.

Estas discrepancias pueden ser debidas al diferente diseño de la prótesis, a las técnicas de realización de los artefactos y a una diferencia de presión aplicada durante la polimerización del material de impresión.

En un estudio realizado por Negm, E. et al (35) se compararon las técnicas directas (impresora 3D) e indirectas (fresadora) para la fabricación de PPR en PEEK con tecnología CAD-CAM. Los resultados obtenidos revelaron un ajuste de $110 \pm 30 \mu\text{m}$ obtenidas por la técnica directa y de $-90 \pm 50 \mu\text{m}$ por la técnica indirecta. En el segundo caso, el valor obtenido es negativo, siendo que debido a una expansión del material, se ha sobrepasado los límites de referencia, siendo marcado como una compresión sobre el tejido. La precisión dimensional puede variar por la temperatura del molde, la profundidad del espécimen y expansión que puede alcanzar aproximadamente un 33% de la dimensión original (35). Estos resultados no pueden ser directamente comparados con los utilizados por esta revisión sistemática (36, 43) debido a la diferencia de los métodos de evaluación y a la complejidad del artefacto realizado (35) pero nos ayudan a dar una idea general sobre la precisión obtenida con las diferentes técnicas de elaboración de PEEK.

Los valores reportados en el estudio de Ye H. et al. (43) del 2018, para la fabricación de PPR en Cr-Co realizadas con técnicas a cera perdida fueron de $130.9 \pm 50.5 \mu\text{m}$, estos valores están en línea con los de un estudio llevado a cabo por el mismo autor en el (47) en 2017. En su artículo refiere que el desajuste obtenido por PPR en Cr-Co realizadas con técnica CAD-RP (rapid prototyping) fue de $174 \pm 117 \mu\text{m}$ mientras que el ajuste para el mismo tipo de prótesis pero realizada con técnica a cera perdida fue de $108 \pm 84 \mu\text{m}$.

9.4 Limitaciones del estudio

Entre las limitaciones principales de este estudio hay que destacar la poca presencia de artículos y de homogeneidad entre los experimentos y mediciones. Además hay que destacar el reducido número de autores que realizan análisis y experimentos sobre el PEEK. Estos factores pueden conllevar a conflicto de intereses y a una falta de datos objetivos sobre la comparación entre el poliéter-éter-cetona y las aleaciones en cromo-cobalto para la realización de esqueléticos.

10. CONCLUSIONES

Conclusiones generales

El PEEK puede considerarse una válida opción para la realización de esqueléticos para pacientes parcialmente edéntulos.

Conclusiones específicas

- La retención aportada por ganchos realizados en PEEK no ha sido demostrada suficiente cuando hay a 0.25mm de profundidad de socavado, pero presentan valores adecuados a 0.50mm y de 0.75mm. Los ganchos realizados en Cr-Co han demostrado una retención ideal con valores de 0.25mm y de 0.50mm de profundidad de zona retentiva. Los valores reportados en los estudios sugieren que este material puede considerarse ideal si se emplea en pacientes periodontales. El PEEK ha demostrado una mejor resistencia al envejecimiento artificial en el medio oral con respecto al Cr-Co, pero no se han encontrado diferencias estadísticamente relevantes con el envejecimiento mecánico.

- La resistencia a la fractura aportada por el PEEK es notablemente superior a la aportada por el Cr-Co. La resistencia a la deflexión de los ganchos realizados en aleación metálica es superior a la aportada por el poliéter-éter-cetona. La resistencia a la deformación no ha presentado valores estadísticamente diferentes entre los dos materiales.

- Las PPR realizadas en PEEK y elaboradas con tecnología CAD-CAM han presentado valores mejores respecto a las prótesis realizadas en Cr-Co, independientemente de la técnica de confección empleada.

Sin duda hay muy pocos estudios sobre este material, entonces se destaca la importancia de experimentos sobre las propiedades del PEEK en comparación con las del Cr-Co. Además, siendo considerado un material nuevo en el mundo de la odontología, es correcto pensar a una futura evolución de este para mejorar sus capacidades físicas.

11. BIBLIOGRAFIA

1. Kim JJ. Revisiting the removable partial denture. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2019;63(2):263–78.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.007>
2. 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* [Internet]. 2022;31(4):333–40. <http://dx.doi.org/10.1111/jopr.13408>
3. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, et al. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017;118(3):273–80.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.01.008>
4. Al-Angari N, Algarni S, Andijani A, Alqahtani A. Various classes of removable partial dentures: A study of prevalence among patients attending a dental and educational institute in Riyadh, Saudi Arabia. *Saudi Dent J* [Internet]. 2021;33(7):656–60.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.sdentj.2020.05.002>
5. Alshehri MD, Alqahtani WM, Asiri EM, Asiri MN. Awareness to consequences of teeth missing and prosthodontics treatment options among people of Aseer region, Saudi Arabia. *J Family Med Prim Care* [Internet]. 2021;10(1):307–11.
http://dx.doi.org/10.4103/jfmpc.jfmpc_1621_20

6. Bholra S, Hellyer PH, Radford DR. The importance of communication in the construction of partial dentures. *Br Dent J* [Internet]. 2018;224(11):853–6. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.2018.431>
7. Sarita PTN, Witter DJ, Kreulen CM, Van't Hof MA, Creugers NHJ. Chewing ability of subjects with shortened dental arches: Chewing ability with shortened dental arches. *Community Dent Oral Epidemiol* [Internet]. 2003;31(5):328–34. <http://dx.doi.org/10.1034/j.1600-0528.2003.t01-1-00011.x>
8. Stober T, Bermejo JL, Rues S, Rammelsberg P. Wear of resin denture teeth in partial removable dental prostheses. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2020;64(1):85–9. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2019.04.004>
9. Alageel O, Alsheghri AA, Algezani S, Caron E, Tamimi F. Determining the retention of removable partial dentures. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2019;122(1):55-62.e3. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.06.015>
10. Bohnenkamp DM. Removable partial dentures: clinical concepts. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2014;58(1):69–89. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2013.09.003>
11. Kern M, Wagner B. Periodontal findings in patients 10 years after insertion of removable partial dentures. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2001;28(11):991–7. <http://dx.doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00788.x>
12. Carneiro Pereira AL, Bezerra de Medeiros AK, de Sousa Santos K, Oliveira de Almeida É, Seabra Barbosa GA, da Fonte Porto Carreiro A. Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework

- fabrication: A systematic review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2021;125(2):241–8. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.003>
13. Alhallak K, Hagi-Pavli E, Nankali A. A review on clinical use of CAD/CAM and 3D printed dentures. *Br Dent J* [Internet]. 2023; <http://dx.doi.org/10.1038/s41415-022-5401-5>
 14. Fueki, K., Ohkubo, C., Yatabe, M., Arakawa, I., Arita, M., Ino, S., Kanamori, T., Kawai, Y., Kawara, M., Komiyama, O., Suzuki, T., Nagata, K., Hosoki, M., Masumi, S.-I., Yamauchi, M., Aita, H., Ono, T., Kondo, H., Tamaki, K., ... Yatani, H. (2014). Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II: Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(2), 71–84. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.03.002>
 15. Suzuki Y, Harada N, Watanabe K-I, Maruo R, Shimpo H, Ohkubo C. Clinical application of an intraoral scanner and CAD/CAM system for a Kennedy class I partially edentulous patient. *J Oral Sci* [Internet]. 2022;64(1):109–11. <http://dx.doi.org/10.2334/josnusd.21-0409>
 16. Hamanaka I, Isshi K, Takahashi Y. Fabrication of a nonmetal clasp denture supported by an intraoral scanner and CAD-CAM. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;120(1):9–12. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.09.011>
 17. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* [Internet]. 2008;204(9):505–11. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>

18. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* [Internet]. 2009;28(1):44–56.
<http://dx.doi.org/10.4012/dmj.28.44>
19. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J* [Internet]. 2015;219(11):521–9.
<http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>
20. Takahashi Y, Hamanaka I, Isshi K. CAD/CAM-fabricated nonmetal clasp denture: In vitro pilot study. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2017;30(3):277–9. <http://dx.doi.org/10.11607/ijp.5158>
21. Harb IE, Abdel-Khalek EA, Hegazy SA. CAD/CAM constructed poly(etheretherketone) (PEEK) framework of Kennedy class I removable partial denture: A clinical report: CAD/CAM PEEK RPD framework. *J Prosthodont* [Internet]. 2019;28(2):e595–8.
<http://dx.doi.org/10.1111/jopr.12968>
22. Chen X, Mao B, Zhu Z, Yu J, Lu Y, Zhang Q, et al. A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK. *Sci Rep* [Internet]. 2019;9(1):13975.
<http://dx.doi.org/10.1038/s41598-019-50363-1>
23. 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* [Internet]. 2021;
<http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.06.008>

24. Limaye N, Veschini L, Coward T. Assessing biocompatibility & mechanical testing of 3D-printed PEEK versus milled PEEK. *Heliyon* [Internet]. 2022;8(12):e12314.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e12314>
25. Blanch-Martínez, N., Arias-Herrera, S., & Martínez-González, A. (2021). Behavior of polyether-ether-ketone (PEEK) in prostheses on dental implants. A review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 13(5), e520–e526. <https://doi.org/10.4317/jced.58102>
26. Schönhoff LM, Mayinger F, Eichberger M, Reznikova E, Stawarczyk B. 3D printing of dental restorations: Mechanical properties of thermoplastic polymer materials. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2021;119(104544):104544.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104544>
27. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *Int J Surg*. 2010;8:336–41
28. Ramamoorthi M, Bakkar M, Jordan J, Tran SD. Osteogenic Potential of Dental Mesenchymal Stem Cells in Preclinical Studies: A Systematic Review Using Modified ARRIVE and CONSORT Guidelines. Vol. 2015, *Stem Cells International*. Hindawi Publishing Corporation; 2015.
29. Landis JR, Koch GG. An application of hierarchical kappa-type statistics in the assessment of majority agreement among multiple observers. *Biometrics*. 1977;33:363–74.

30. Wu, Q., Zhang, N., Dong, B., Sun, M., Yang, X., & Yu, H. (2022). Esthetic rehabilitation for a Kennedy Class IV patient using detachable 3D printing diagnostic denture and removable partial denture with polyetheretherketone framework. *Heliyon*, 8(10), e10834.
<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e10834>
31. Owen, C. P., & Naidoo, N. (2022). Guidelines for the choice of circumferential wrought wire and cast clasp arms for removable partial dentures. *International Dental Journal*, 72(1), 58–66.
<https://doi.org/10.1016/j.identj.2021.01.005>
32. Hussein, M. O. (2022). Performance of graphene-based and polyether-ether-ketone polymers as removable partial denture esthetic clasp materials after cyclic fatigue. *Polymers*, 14(15), 2987.
<https://doi.org/10.3390/polym14152987>
33. El Mekawy, N., & Elgamal, M. (2021). Retention assessment of high performance poly-etheretherketone removable partial denture frameworks constructed by various techniques (in vitro study). *Journal of Dentistry (Shiraz, Iran)*, 22(4), 281–289.
<https://doi.org/10.30476/DENTJODS.2021.87488.1265>
34. Gülerüz, A., Korkmaz, C., Şener, A., & Taş, M. O. (2021). The effect of thermo-mechanical fatigue on the retentive force and dimensional changes in polyetheretherketone clasps with different thickness and undercut. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(5), 304–315.
<https://doi.org/10.4047/jap.2021.13.5.304>
35. Negm, E. E., Aboutaleb, F. A., & Alam-Eldein, A. M. (2019). Virtual evaluation of the accuracy of fit and trueness in maxillary

- poly(etheretherketone) removable partial denture frameworks fabricated by direct and indirect CAD/CAM techniques. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 28(7), 804–810. <https://doi.org/10.1111/jopr.13075>
36. Guo, F., Huang, S., Liu, N., Hu, M., Shi, C., Li, D., & Liu, C. (2022). Evaluation of the mechanical properties and fit of 3D-printed polyetheretherketone removable partial dentures. *Dental Materials Journal*, 41(6), 816–823. <https://doi.org/10.4012/dmj.2022-06>
37. Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. de O., Borges, A. L. S., Araújo, R. M., da Silva, J. M. F., Bottino, M. A., Kleverlaan, C. J., & de Jager, N. (2020). Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 36(2), 179–186. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.11.022>
38. Micovic, D., Mayinger, F., Bauer, S., Roos, M., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2021). Is the high-performance thermoplastic polyetheretherketone indicated as a clasp material for removable dental prostheses? *Clinical Oral Investigations*, 25(5), 2859–2866. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03603-y>
39. Gentz, F. I., Brooks, D. I., Liacouras, P. C., Petrich, A., Hamlin, C. M., Ellert, D. O., & Ye, L. (2022). Retentive forces of removable partial denture clasp assemblies made from polyaryletherketone and cobalt-chromium: A comparative study. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 31(4), 299–304. <https://doi.org/10.1111/jopr.13398>

40. El-Baz, R., Fayad, M., Abas, M., Shoieb, A., Gad, M., & Helal, M. A. (2020). Comparative study of some mechanical properties of cobalt chromium and polyether ether ketone thermoplastic removable partial denture clasps: an In-vitro Study. *Brazilian Dental Science*, 23(3).
<https://doi.org/10.14295/bds.2020.v23i3.1935>
41. Zheng, J., Aarts, J. M., Ma, S., Waddell, J. N., & Choi, J. J. E. (2022). Fatigue behavior of removable partial denture cast and laser-sintered cobalt-chromium (CoCr) and polyetheretherketone (PEEK) clasp materials. *Clinical and Experimental Dental Research*, 8(6), 1496–1504.
<https://doi.org/10.1002/cre2.645>
42. Peng, T.-Y., Ogawa, Y., Akebono, H., Iwaguro, S., Sugeta, A., & Shimoe, S. (2020). Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(3), 250–256.
<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.012>
43. Ye, H., Li, X., Wang, G., Kang, J., Liu, Y., Sun, Y., & Zhou, Y. (2018). A novel computer-aided design/computer-assisted manufacture method for one-piece removable partial denture and evaluation of fit. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(2), 149–151.
<https://doi.org/10.11607/ijp.5508>
44. Tannous, F., Steiner, M., Shahin, R., & Kern, M. (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(3), 273–278.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.016>

45. Torii, M., Nakata, T., Takahashi, K., Kawamura, N., Shimpo, H., & Ohkubo, C. (2018). Fitness and retentive force of cobalt-chromium alloy clasps fabricated with repeated laser sintering and milling. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(3), 342–346.
<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.01.001>
46. Zheng, J., Aarts, J. M., Ma, S., Waddell, J. N., & Choi, J. J. E. (2023). Different undercut depths influence on fatigue behavior and retentive force of removable partial denture clasp materials: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 32(2), 108–115. <https://doi.org/10.1111/jopr.13519>
47. Liu, Y., Fang, M., Zhao, R., Liu, H., Li, K., Tian, M., Niu, L., Xie, R., & Bai, S. (2022). Clinical applications of polyetheretherketone in removable dental prostheses: Accuracy, characteristics, and performance. *Polymers*, 14(21), 4615.
<https://doi.org/10.3390/polym14214615>
48. Ye, H., Ning, J., Li, M., Niu, L., Yang, J., Sun, Y., & Zhou, Y. (2017). Preliminary clinical application of removable partial denture frameworks fabricated using computer-aided design and rapid prototyping techniques. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(4), 348–353.
<https://doi.org/10.11607/ijp.5270>

12 ANEXOS

Tabla 1: resumen de las búsquedas de cada una de las bases de datos consultadas.

Base de datos	Búsqueda	Numero de artículos	Fecha
Pubmed	((partial edentulous[MeSH Terms] OR (((((partial edentulism) OR (partial edentulous)) OR (partial edentulous patients)) OR (partial dentition)) OR (edentulous)) OR (edentulous patients)) OR (partial denture) OR (partial denture[MeSH Terms]) OR (partial denture, removable[MeSH Terms])) AND (((((computer aided design[MeSH Terms])) OR (computer aided manufacturing[MeSH Terms])) OR (dental prostheses[MeSH Terms]) OR (((digital) OR (computer)) OR (3d) OR (cad cam))) AND (PEEK OR Polyetheretherketone)) AND (("Denture, Partial"[Mesh] OR "Denture, Partial, Removable"[Mesh]) OR ((denture manufacturing))) OR (cobalt-chromium OR Co-cr)) AND (accuracy OR retentive OR compressive strength OR gaps OR fatigue OR fit OR adjustment) AND (y_10[Filter])	25	10-02-23
Scopus	(ALL ((partial AND edentulism OR partial AND edentulous OR partial AND dentition OR edentulous AND patients OR partial AND denture OR removable AND partial AND denture)) AND ALL ((computer AND aided AND design OR computer AND aided AND manufacturing OR dental AND prostheses OR digital OR computer OR 3d OR cad AND cam OR peek OR polyetheretherketone)) AND ALL ((denture AND manufacturing OR cobalt-chromium OR co-cr)) AND ALL ((accuracy OR retentive OR compressive AND strength OR gaps OR fatigue OR fit OR adjustment))) AND (LIMIT-TO (PUBYEAR , 2023) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2022) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2021) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2020) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2019) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2018) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2017) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2016) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2015) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2014))	335	12-02-23
Web Of Science	(partial edentulism OR partial edentulous OR partial dentition OR edentulous patients OR partial denture OR removable partial denture) (Topic) AND (computer aided design OR computer aided manufacturing OR dental prostheses OR digital OR computer OR 3d OR cad cam OR PEEK OR Polyetheretherketone) (Topic) AND (denture manufacturing OR cobalt-chromium OR Co-cr) (Topic) AND (accuracy OR retentive OR compressive strength OR gaps OR fatigue OR fit OR adjustment) (Topic) and 2023 or 2022 or 2021 or 2020 or 2019 or 2018 or 2017 or 2016 or 2015 or 2014 or 2013 (Publication Years)	391	16-02-23

Tabla 2: Registro de la forma de medición de las variables empleadas.

Autor y año	Tipo estudio	Material, técnica de fabricación y medida muestras	Profundidad de zona retentiva y/o deflexión
Tribst et al. 2019 (37)	Estudio in vitro	PEEK y Cr-Co Semicircular 1.0 mm de espesor, longitud 9mm. No se dieron informaciones cerca la técnica de producción empleada.	0.25mm 0.50mm 0.75mm
Micovic et al. 2021 (38)	Estudio in vitro	PEEK y BioHPP técnica CAD-CAM BioHPP moldeo por compresión Cr-Co técnica a cera perdida Brazo retentivo 2.33x1.76x19 mm Brazo reciproco 1.73x1.72x16.2 mm	0.75mm
Gentz et al. 2022 (39)	Estudio in vitro	PEEK, PEEK y Cr-Co PEEK y PEEK técnica sustractiva CAD-CAM Cr-Co técnica molde perdido obtenido con fresadora No se dieron informaciones cerca el tamaño de los ganchos	0.25mm
El-Baz et al. 2020 (40)	Estudio in vitro	Bio-HPP y Cr-Co Semicircular 1.0 mm de espesor, longitud 9mm BioHPP moldeo por compresión Cr-Co técnica a cera perdida	0.50mm
Zheng, J. et al. 2022 (41)	Estudio in vitro	PEEK y Cr-Co Mangueras con sección central semicircular 10.0 mm longitud, 2.0 mm anchura, 1.25 mm espesor PEEK técnica sustractiva CAD-CAM Cr-Co sinterización selectiva por láser y técnica molde perdido obtenido con fresadora	0.25mm 0.50mm 0.75mm
Peng, T.-Y. et al. 2020 (42)	Estudio in vitro	PEEK y Cr-Co Cr-Co: 2.0x1.0 mm 0.8 conicidad PEEK: 3.0x1.88 mm 0.9 conicidad, 3.0x2.25 mm 0.5 conicidad, 2.50x2.19 mm 0.7 conicidad PEEK y Cr-Co técnica sustractiva CAD-CAM	0.25mm 0.50mm (PEEK)
Ye H. et al. 2018 (43)	Estudio in vitro	PEEK técnica sustractiva CAD-CAM Cr-Co técnica a cera perdida	n/a

Tabla 3: Artículos excluidos (y su razón de exclusión) de la presente revisión sistemática.

Autor	Año	Revista	Motivo de exclusión
Wu Q. (30)	2022	Heliyon	No cumple los criterios de inclusión siendo que no hace referencia al Cr-Co
Owen C. P. (31)	2022	International Dental Journal	No cumple los criterios de inclusión siendo que no hace referencia al Cr-Co
Hussein M. O. (32)	2022	Polymers	No cumple los criterios de inclusión siendo que no hace referencia al Cr-Co
Lo Russo L. (2)	2022	Journal of Prosthodontics	No presenta datos numéricos que sea evaluables para el estudio
El Mekawy N. (33)	2021	Journal of Dentistry	No cumple los criterios de inclusión siendo que no hace referencia al Cr-Co
Güteryüz A. (34)	2021	The Journal of Advanced Prosthodontics	Utiliza coronas de zirconio
Negm E. E. (35)	2019	Journal of Prosthodontics	No cumple los criterios de inclusión siendo que no hace referencia al Cr-Co
Guo, F. (36)	2022	Dental Materials Journal	No realiza una comparacion clara entre el Cr-Co y el PEEK y presenta datos no comparables.

Tabla 4: Artefactos realizados en cada estudio

Estudio	Artefactos en PEEK	Artefactos en Cr-Co	Otras consideraciones
37	(6 grupos)	(6 grupos)	Se realizaron 18 grupos sin evaluar el número de las piezas
38	45	15	/
39	32	16	/
40	8	8	/
41	30	60	/
42	54	18	/
43	15	15	/
Totales	184	132	

Tabla 5: Medición del riesgo de sesgo de los estudios randomizados según la guía Cochrane.

Artículo	Muestra obtenida proceso estandarizado	Operador único	Cálculo del tamaño de la muestra	Cegamiento del operador de la máquina de ensayo	Muestras, pruebas y formula según las especificaciones estándar	Riesgo de Sesgo
Tribst et al. 2019 (37)	0	2	0	2	0	Moderado
Micovic et al. 2021 (38)	0	2	0	2	0	Moderado
Gentz et al. 2022 (39)	0	2	1	2	1	Moderado
El-Baz et al. 2020 (40)	1	2	1	2	1	Moderado
Zheng, J. et al. 2022 (41)	0	2	0	2	0	Moderado
Peng, T.-Y. et al. 2020 (42)	0	2	0	2	0	Moderado
Ye H. et al. 2018 (43)	1	2	2	2	1	Alto

Tabla 6: Resultados obtenidos sobre la retención expresados en Newton (N)

Estudio	Material	Profundidad de la zona retentiva (mm)	Retención (N)	Tipo de atache y diente
Tribst et al. 2019 (37)	PEEK	0.25	6.45 N	Ackers. Replica en resina de un primero molar maxilar. Semicircular 1.0 mm de espesor
		0.50	12.95 N	
		0.75	18.36 N	
	Cr-Co	0.25	21.78 N	
		0.50	43.57 N	
		0.75	65.37 N	
Gentz et al. 2022 (39)	PEEK	0.25	2.74 N	Ackers. Replica de un primero molar mandibular, preparado y replicado en Cr-Co mediante CAD-CAM Brazo retentivo 1x1.2 mm
	PEKK	0.25	2.16 N	
	CoCr	0.25	11.98 N	
El-Baz et al. 2020 (40)	PEEK BioHPP	0.50	22.68 N	Ackers. Primero molare mandibular natural. Semicircular 1.0 mm de espesor
	CoCr	0.50	36.04 N	
Micovic et al. 2021 (38)	PEEKmilled1	0.75	58.1 N ± 18.8	Bonwill. (Doble Ackers) Ente segundo premolar y primero molar en resina (Frasaco Mandible 119). Brazo retentivo 2.33x1.76mm Brazo reciproco 1.73x1.72mm
	PEEKmilled2	0.75	43.9 N ± 22.6	
	PEEK pressed	0.75	50.8 N ± 17.9	
	CoCrMo	0.75	163 N ± 55.2	

Tabla 7: Resultados obtenidos sobre la retención expresados en Newton (N) incluyendo el envejecimiento en saliva artificial a temperatura fisiológica.

Estudio	Material	Profundidad de zona retentiva (mm)	Retención (N)	Envejecimiento 90 días	Envejecimiento 180 días	Retención % 90 días	Retención % 180 días
Micovic et al. 2021 (38)	PEEKmilled1	0.75	58.1 ± 18.8a	43.0 ± 14.4a	36.4 ± 9.50a	74.01%	62,65%
	PEEKmilled2	0.75	43.9 ± 22.6a	40.3 ± 20.4a	33.5 ± 13.3a	91,80%	76,33%
	PEEK pressed	0.75	50.8 ± 17.9a	45.6 ± 14.9a	35.7 ± 13.2a	89,76%	70,27%
	CoCrMo	0.75	163 ± 55.2b	127 ± 40.4b	102 ± 29.3b	77,91%	62,57%

Tabla 8: Retención de los ataches después de ciclos de fatiga

Estudio	Material	Profundidad de zona retentiva	Nº Ciclos	Retención inicial	Reducción %	Perdida % anua
El-Baz et al. 2020 (40)	PEEK BioHPP	0.50	1	22.68 N	n/a	n/a
			1440	11.19 N	50,67%	50,67%
			2880	4.53 N	71,53%	35,76%
	CoCr	0.50	1	36.04 N	n/a	n/a
			1440	15.65 N	56,58%	56,58%
			2880	8.60 N	76,14%	38,07%

Tabla 9: Datos relativos a la fractura de las muestras.

Estudio	Material y desviación	Ciclos medios de vida	Supervivencia a 30'000 ciclos
Zheng, J. et al. 2022 (41)	Cast 0.25	27,155	60%
	Cast 0.50	9298	0%
	Cast 0.75	5642	10%
	LS 0.25	26,765	70%
	LS 0.50	11,318	0%
	LS 0.75	2861	0%
	PEEK 0.25	30,000	100%
	PEEK 0.50	30,000	100%
PEEK 0.75	26,508	75%	

Tabla 10: Datos relativos a la carga media para producir una desviación deseada

Estudio	Material	Desviación	Carga media (N)	Carga media (N) a 15000 ciclos	Tamaño de la muestra	Conicidad
Zheng, J. et al. 2022 (41)	Cast	0.25	5.72	n/a	2.00 x 1.25	1.0
		0.50	9.37	n/a		
		0.75	14.47	n/a		
	LS	0.25	7.10	n/a	2.00 x 1.25	1.0
		0.50	13.22	n/a		
		0.75	19.32	n/a		
	PEEK	0.25	0.23	n/a	2.00 x 1.25	1.0
		0.50	0.37	n/a		
		0.75	0.49	n/a		
Peng, T. et al. 2020 (42)	Cr-Co	0.25	n/a	8.26 ± 0.55	2.00 x 1.00	0.8
	PEEK B3	0.25	n/a	2.15 ± 0.08	3.00 x 1.88	0.9
		0.50	n/a	3.20 ± 0.32		
	PEEK C3	0.25	n/a	2.14 ± 0.14	3.00 x 2.25	0.5
		0.50	n/a	3.67 ± 0.17		
	PEEK D2	0.25	n/a	2.14 ± 0.14	2.50 x 2.19	0.7
		0.50	n/a	3.54 ± 0.29		

Tabla 11: Deformación en mm después de haber sido sometidos a ciclos de inserción/remoción

Estudio	Material	Desviación	Deformación media (mm) a 1440 ciclos	Deformación media (mm) a 2880 ciclos	Deformación media (mm) a 15000 ciclos	Tamaño de la muestra empleada	
El-Baz et al. 2020 (40)	CoCr	0.50	0.957188	0.775	n/a	Semicircular 1.0 mm de espesor	
	PEEK BioHPP	0.50	0.835	1.158403	n/a		
Peng, T.-Y. et al. 2020 (42)	Cr-Co	0.25	n/a	n/a	0.017 ± 0.004	2.00 x 1.00mm	
	PEEK B3	0.25	n/a	n/a	0.012 ± 0.005	3.00 x 1.88mm	
		0.50	n/a	n/a	0.015 ± 0.005		
	PEEK C3	0.25	n/a	n/a	n/a	0.011 ± 0.003	3.00 x 2.25mm
		0.50	n/a	n/a	n/a	0.017 ± 0.010	
	PEEK D2	0.25	n/a	n/a	n/a	0.014 ± 0.006	2.50 x 2.19mm

Tabla 12: Espesor de silicona encontrado en cada zona (43).

Estudio	Zonas de interés	PEEK (µm)	Cr-Co (µm)	Técnica de medición
Ye H. et al. 2018 (43)	Apoyo oclusal	86.2 ± 22.6	133.9 ± 49.7	Estudio en modelos mandibulares. Para la valoración del desajuste se realizó una medición en 3D utilizando un software específico.
	Conector mayor	52.8 ± 44.6	131.1 ± 87.1	
	Base de la dentadura	37.4 ± 31.0	129.3 ± 49.2	

	Ajuste general	42.8 ± 29.4	130.9 ± 50.5	No tenemos datos cerca de las condiciones aplicadas a lo largo de la polimerización del material.
--	----------------	-------------	--------------	---

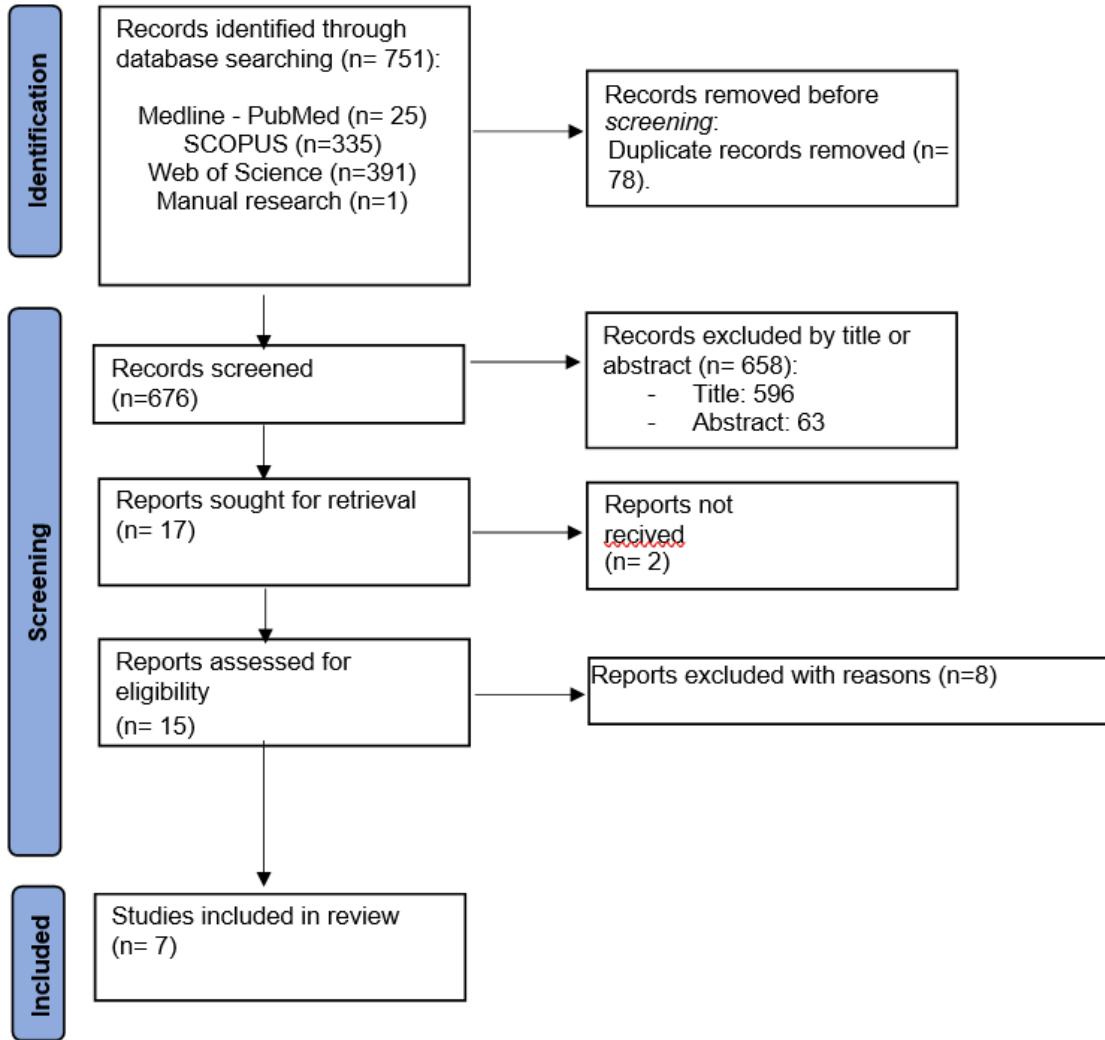
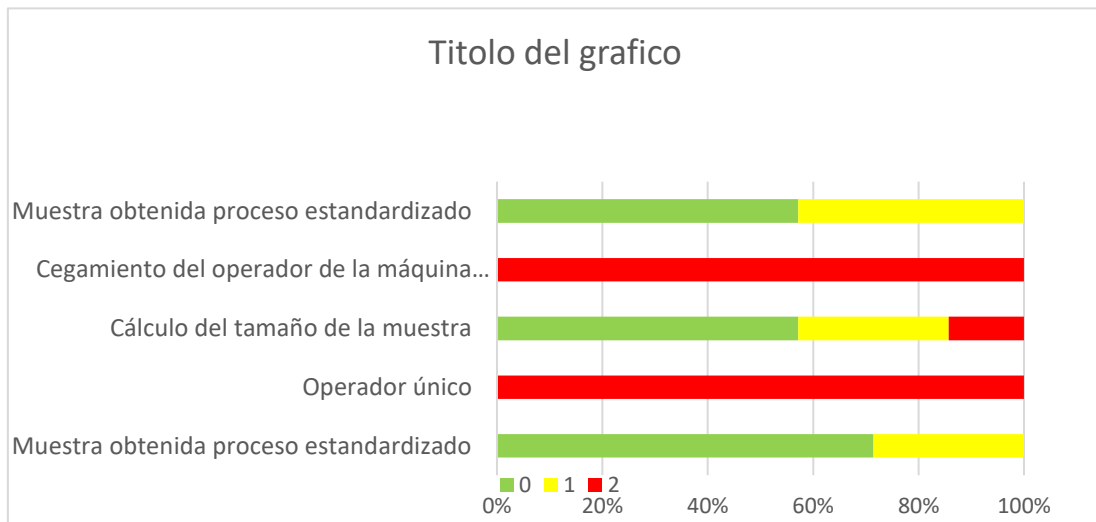


Fig. 1: Diagrama de flujo de búsqueda y proceso de selección de títulos durante la revisión sistemática.

Fig. 2: Representación del riesgo de sesgo



Section and Topic	Item #	Checklist item	Location where item is reported
TITLE			
Title	1	Identify the report as a systematic review.	Portada
ABSTRACT			
Abstract	2	See the PRISMA 2020 for Abstracts checklist.	1-2
INTRODUCTION			
Rationale	3	Describe the rationale for the review in the context of existing knowledge.	17
Objectives	4	Provide an explicit statement of the objective(s) or question(s) the review addresses.	19
METHODS			
Eligibility criteria	5	Specify the inclusion and exclusion criteria for the review and how studies were grouped for the syntheses.	21-22
Information sources	6	Specify all databases, registers, websites, organisations, reference lists and other sources searched or consulted to identify studies. Specify the date when each source was last searched or consulted.	22-24
Search strategy	7	Present the full search strategies for all databases, registers and websites, including any filters and limits used.	22-24
Selection process	8	Specify the methods used to decide whether a study met the inclusion criteria of the review, including how many reviewers screened each record and each report retrieved, whether they worked independently, and if applicable, details of automation tools used in the process.	26
Data collection process	9	Specify the methods used to collect data from reports, including how many reviewers collected data from each report, whether they worked independently, any processes for obtaining or confirming data from study investigators, and if applicable, details of automation tools used in the process.	26-27
Data items	10a	List and define all outcomes for which data were sought. Specify whether all results that were compatible with each outcome domain in each study were sought (e.g. for all measures, time points, analyses), and if not, the methods used to decide which results to collect.	
	10b	List and define all other variables for which data were sought (e.g. participant and intervention characteristics, funding sources). Describe any assumptions made about any missing or unclear information.	24-26
Study risk of bias assessment	11	Specify the methods used to assess risk of bias in the included studies, including details of the tool(s) used, how many reviewers assessed each study and whether they worked independently, and if applicable, details of automation tools used in the process.	25
Effect measures	12	Specify for each outcome the effect measure(s) (e.g. risk ratio, mean difference) used in the synthesis or presentation of results.	
Synthesis methods	13a	Describe the processes used to decide which studies were eligible for each synthesis (e.g. tabulating the study intervention characteristics and comparing against the planned groups for each synthesis (item #5)).	24
	13b	Describe any methods required to prepare the data for presentation or synthesis, such as handling of missing summary statistics, or data conversions.	26-27
	13c	Describe any methods used to tabulate or visually display results of individual studies and syntheses.	26-27
	13d	Describe any methods used to synthesize results and provide a rationale for the choice(s). If meta-analysis was performed, describe the model(s), method(s) to identify the presence and extent of statistical heterogeneity, and software package(s) used.	26-27
	13e	Describe any methods used to explore possible causes of heterogeneity among study results (e.g. subgroup analysis, meta-regression).	
	13f	Describe any sensitivity analyses conducted to assess robustness of the synthesized results.	

Section and Topic	Item #	Checklist item	Location where item is reported
Reporting bias assessment	14	Describe any methods used to assess risk of bias due to missing results in a synthesis (arising from reporting biases).	26
Certainty assessment	15	Describe any methods used to assess certainty (or confidence) in the body of evidence for an outcome.	
RESULTS			
Study selection	16a	Describe the results of the search and selection process, from the number of records identified in the search to the number of studies included in the review, ideally using a flow diagram.	28
	16b	Cite studies that might appear to meet the inclusion criteria, but which were excluded, and explain why they were excluded.	30
Study characteristics	17	Cite each included study and present its characteristics.	30-32
Risk of bias in studies	18	Present assessments of risk of bias for each included study.	32-33
Results of individual studies	19	For all outcomes, present, for each study: (a) summary statistics for each group (where appropriate) and (b) an effect estimate and its precision (e.g. confidence/credible interval), ideally using structured tables or plots.	
Results of syntheses	20a	For each synthesis, briefly summarise the characteristics and risk of bias among contributing studies.	
	20b	Present results of all statistical syntheses conducted. If meta-analysis was done, present for each the summary estimate and its precision (e.g. confidence/credible interval) and measures of statistical heterogeneity. If comparing groups, describe the direction of the effect.	32-33
	20c	Present results of all investigations of possible causes of heterogeneity among study results.	
	20d	Present results of all sensitivity analyses conducted to assess the robustness of the synthesized results.	
Reporting biases	21	Present assessments of risk of bias due to missing results (arising from reporting biases) for each synthesis assessed.	
Certainty of evidence	22	Present assessments of certainty (or confidence) in the body of evidence for each outcome assessed.	
DISCUSSION			
Discussion	23a	Provide a general interpretation of the results in the context of other evidence.	41-51
	23b	Discuss any limitations of the evidence included in the review.	52
	23c	Discuss any limitations of the review processes used.	52
	23d	Discuss implications of the results for practice, policy, and future research.	52
OTHER INFORMATION			
Registration and protocol	24a	Provide registration information for the review, including register name and registration number, or state that the review was not registered.	
	24b	Indicate where the review protocol can be accessed, or state that a protocol was not prepared.	
	24c	Describe and explain any amendments to information provided at registration or in the protocol.	
Support	25	Describe sources of financial or non-financial support for the review, and the role of the funders or sponsors in the review.	
Competing interests	26	Declare any competing interests of review authors.	
Availability of data, code and other materials	27	Report which of the following are publicly available and where they can be found: template data collection forms; data extracted from included studies; data used for all analyses; analytic code; any other materials used in the review.	

**THE FUTURE OF REMOVABLE PARTIAL PROSTHESIS: polyether-ether-
ketone VS cobalt-chromium.
SYSTEMATIC REVIEW**

Authors:

Mattia Cazzola 1, Carmen Parra Arenos 2

1 5th year student of the Dentistry degree at the European University of Valencia, Valencia, Spain.

2 Professor Faculty of Dentistry, European University of Valencia, Valencia, Spain.

Corresponding and reprints author

Carmen Parra Arenos

Paseo Alameda 7, Valencia

46010, Valencia

+34 961 04 38 83

carmen.parra@universidadeuropea.es

Introduction: The high number of partially edentulous patients has influenced the need for removable partial denture innovation. A promising material is polyether ether ketone, this polymer can be elaborated using CAD-CAM technology with subtractive and additive techniques presenting optimal characteristics of resistance, biocompatibility, optics, and elasticity.

Objectives: To compare PEEK and CoCr for the fabrication of RPD, the variables analyzed were retention, strength and fit.

Material and methods: An electronic search was carried out in PubMed, Scopus, and Web Of Science databases for articles comparing PEEK and CoCr for removable partial lost wax casting process denture up to February 2023.

Results: Out of 751 articles, 8 were selected: 4 studies analyzed retention, 4 analyzed retention and 2 assessed fit. Due to the difference in the utilized techniques, it was not possible to make a true comparison between the results of the articles.

PEEK has sufficient retention when placed at 0.50mm and 0.75mm undercut, while metal is indicated at maximum of 0.50mm.

The stress resistance of PEEK was superior, showing only 6% of fractured samples against 76.6% in CoCr.

No differences were found between the deformation of the two materials, but to deform CoCr it took 8.26N against 3.67N for PEEK.

The mean mismatch value found with PEEK was $42.8 \pm 29.4 \mu\text{m}$ versus $130.9 \pm 50.5 \mu\text{m}$ for PPRs made in CoCr with lost wax casting process and $174 \pm 117 \mu\text{m}$ made with CAD-CAM.

Conclusions: PEEK can be considered a valid alternative to CoCr for the realization of RPD. It presents a lower but sufficient metal retention. The fatigue strength was superior in PEEK, but the deformation resistance was better with CoCr. The adjustment provided by the polyether-ether-ether-ketone gave better results with respect to cobalt-chromium.

Key words: Polyetheretherketone, PEEK, Co-Cr, Partial denture, Cad-Cam

Introduction:

In recent years the percentage of full-arch edentulous people has been progressively reduced, however, the population presenting partial edentulism has increased significantly. (1) For this reason, over the years alternatives were sought for the fabrication of this type of prosthesis using different materials, perhaps with problems of color instability, difficulty of repair, high risk of fracture and lack of rigidity. (1) In recent years CAD-CAM technology has also been applied to the fabrication procedures of partially removable prostheses, helping to revolutionize and simplify the way RPD (removable partial denture) are made. (2) Two different protocols can be followed to make a prosthesis using CAD-CAM technology: the protocol of four clinical sessions or the protocol of two sessions. (3) The non-metallic based RPD produced with CAD-CAM technology are usually made of more flexible materials than those used to manufacture prostheses with conventional methods, and this could represent a problem for the success of the treatment (4). To respond to this need, in recent years the use of PEEK (polyether-ether-ketone) has been studied (5). Due to its physical and chemical characteristics it can represent a good alternative to metal based RPD (5, 6). With the incorporation of di zirconium oxide, its mechanical properties can be improved, thus forming a material called BioHPP (6).

The objective of the present review was to systematically review the following question: "In partially edentulous patients, does a polyether-ether-ether-ketone (PEEK) RPD made with CAD-CAM technique, with respect to the use of cobalt-chromium base to make the same prosthesis, provide benefits near retention, resistance and adjustment?"

Material and methods

The present systematic review was conducted following the PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses) guideline statement (7).

- PICO question: The question format was established according to PICO:

- P (population): Partially edentulous patients with RPD.
- I (intervention): The use of PEEK fabricated with CAD-CAM.
- C (comparison): The use of cobalt-chromium alloys.
- O (outcome): Retention, strength, fit.

- Inclusion criteria were:

- Type of Study: In vitro experimental studies. Publications in Italian, English, Spanish and French. Published in the last 10 years.
- Type of Patient (P): In vitro studies, considering RPD.
- Type of Intervention (I): Studies on PEEK were taken into consideration for the realization of RPD with the aid of CAD-CAM technology using additive and subtractive methods.
- Type of Comparison (C): Partially removable Cr-Co-based prostheses made with traditional techniques or with the use of CAD-CAM technology were used as a comparison.
- Type of Outcome Variables (O): Studies that provided data on the characteristics of PEEK with respect to Cr-Co, specifically articles that assessed retention, fit, and strength.

- Exclusion criteria were case reports, letters or comments to the editor, expert reports, systematic reviews, case series, and experimental animal studies. In addition, studies that considered totally edentulous patients, total prosthetic or mixed prosthetic rehabilitations, and studies that included implants as variables were excluded.

- Sources of information and search strategy:The previously cited databases were used to perform an automated search; in fact, a search was performed in PubMed, Scopus and Web of Science using the following keywords: "partial edentulism", "partial edentulous", "partial dentition", "edentulous patients", "partial denture", "removable partial denture", "computer aided design", "computer aided manufacturing", "dental prostheses", "digital", "computer", "3d", "cad cam", "PEEK", "Polyetheretherketone", "denture manufacturing", "cobalt-

chromium", "Co-cr", "accuracy", "retentive", "compressive strength", "gaps", "fatigue", "fit", "adjustment".

Keywords were combined using the Boolean operators AND, OR and NOT to obtain the widest number of results inherent to our search. In addition, MeSH controlled terms were included in PubMed to obtain a better result for our research. The following search was performed in Pubmed: ((partial edentulous [MeSH Terms] OR (((((partial edentulism) OR (partial edentulous)) OR (partial edentulous patients)) OR (partial dentition)) OR (edentulous)) OR (edentulous patients)) OR (partial denture) OR (partial denture[MeSH Terms]) OR (partial denture, removable[MeSH Terms])) AND (((((computer aided design [MeSH Terms])) OR (computer aided manufacturing [MeSH Terms])) OR (dental prostheses [MeSH Terms])) OR (((digital) OR (computer)) OR (3d)) OR (cad cam)))) AND (PEEK OR Polyetheretherketone)) AND (((("Denture, Partial"[Mesh] OR "Denture, Partial, Removable"[Mesh]) OR ((denture manufacturing)))) OR (cobalt-chromium OR Co-cr)) AND (accuracy OR retentive OR compressive strength OR gaps OR fatigue OR fit OR adjustment) AND (y_10[Filter]))

- Study selection process: A three-stage process was used to select the studies, which was carried out by two reviewers (CM and PC). In the first stage, the articles found were filtered by analyzing the titles, which helped us to eliminate publications that were not relevant. In the next stage, the abstracts were reviewed, and a screening was performed by selecting the articles of interest to us. In the last part, a comprehensive reading of the text of the studies was carried out to find and extract the data used for our work.

- Data extraction: Data were extracted from the studies and grouped in a table according to author and year of publication, type of study (in-vitro study), material used, technique used for artifact fabrication, thickness of the retentive arms and the amount of undercut and the deflection applied (Table 1).

- Quality assessment: The risk of bias was assessed by two reviewers (CM and PC) to analyze the methodological quality of the articles used in our study. The modified ARRIVE and CONSORT scale (8) was used to evaluate the in vitro

studies. The degree of inter-examiner agreement was evaluated with the "Cohen's kappa" test following the scale proposed by Landis and Koch (9).

- Data synthesis: We chose to group the variables with the same specific objectives. Depending on the variable we wanted to evaluate, the data obtained from each article were weighted, dividing the results according to the number of tests performed and multiplied by the mean obtained in each study. This procedure was repeated for all the variables in our study and in each study group.

Results

- Study selection: A total of 751 publications were obtained from the initial search: Medline - PubMed (n=25), SCOPUS (n=335), Web of Science (n=391).

An additional 1 study was found through the cross search. Of these articles, 17 were identified as potentially eligible by screening by titles and abstracts. The full texts of the latter were evaluated and resulted in 7 articles that met the inclusion criteria and were included in the present review (Fig 1).

The k value for inter-examiner agreement on the inclusion of studies was 0.84 (titles and abstracts) and 1.0 (full texts) indicating "good" and "complete" agreement, respectively, according to the criteria of Landis and Koch (9).

- Analysis of the characteristics of the studies reviewed: Of the articles used in this study, 4 articles analyzed the difference in clasp retention of RPD made of Cr-Co and those made of PEEK using the CAD-CAM technique (10 - 13), three compared fatigue and stress resistance (13 - 15) and one compared RPD fit to the model (16). All the 10 articles used in our studies were In-vitro experimental studies in which the characteristics of PEEK were compared with those of Cr-Co.

- Assessment of methodological quality and risk of bias

For in-vitro studies, 6 studies had a medium risk of bias while 1 in-vitro study was considered to have a high risk of bias (Table 2). The biases of "single operator" and "blinding of the test machine operator" were the items of highest risk of bias. The k-value (Cohen kappa test) for inter-reviewer agreement on methodological quality was 0.82 according to the Landis & Koch scale (9).

- Synthesis of results: We chose to divide the results obtained from our articles according to 3 different parameters that were taken into consideration in the various studies.

- Retention: For the evaluation of retention, four studies (10 - 13) were found that analyzed this parameter and all of them showed better results provided by the RPD made of Cr-Co compared to those made of PEEK. The retention of Ackers clasps with 0.25mm of undercut provided by PEEK varied between values of 2.16 N (12) and 6.45 N (10) and with Cr-Co, the retention provided was between 11.98 N (12) and 21.78 N. (10) The retention obtained at 0.50 mm of undercut was 12.95 N (10) and 22.68 N (13) using the BioHPP, while with Cr-Co values between 36.04 N (13) and 43.57 N (10) were obtained. At 0.75 mm of undercut in the Ackers clasps was 18.36 N for PEEK and 65.37 N for Cr-Co. Using Bonwill clasps, the retention obtained for PEEK at 0.75 mm of undercut reached 58.1 N \pm 18.8, using Cr-Co a value of 163 N \pm 55.2 was obtained (11) (Table 3). The retention after aging in artificial saliva revealed a retention at 180 days of 69.75% with respect to the initial one for the artifacts made in PEEK and 62.57% for the Cr-Co clasps (11). Retention after mechanical aging showed a retention provided by the PEEK clasps of 50.67% after 1 year of simulated cycles and 71.53% after 2 years (Table 3). (13)

- Resistance: Three articles were used to evaluate resistance (13 - 15) and this parameter was divided into three evaluable aspects: resistance to fracture, resistance to deflection and resistance to deformation.

- Fracture resistance: Fracture resistance was evaluated by subjecting the artifacts to 30,000 cycles of PPR use. The average survival rate was 23.33% for Cr-Co, while PEEK presented a resistance of 91.67%. (14)

- Deflection resistance: For the resistance at moment 0, values between 0.23 and 0.49 N were obtained to reach the desired deflection with PEEK, while for Cr-Co the values were between 5.72 and 19.32 N (14). The force required to obtain a desired deflection over 15000 cycles of use was between 2.14 \pm 0.14 and 3.54 \pm 0.29 N for PEEK and 8.26 \pm 0.55 N for Cr-Co (15).

- Resistance to deformation: For the evaluation of resistance to deformation, two studies were analyzed (13, 15), in both of which the samples were subjected to cycles that simulated the insertion and removal of the devices and measured the deformation in millimeters. Considering a deviation of 0.50 mm the deformation after 2880 cycles was 0.77 mm for Cr-Co and 1.16 mm for PEEK (13). For the resistance to deformation at 15000 cycles the values for PEEK were between 0.011 ± 0.003 and 0.017 ± 0.010 mm while for Cr-Co they were 0.017 ± 0.004 mm (15).

- Fit: For the assessment of the fit an article was analyzed (16), the mismatch was measured by applying impression silicone to the model and then putting the RPD in place, the thickness of the silicone was considered as the mismatch and was measured with digital scanning. The mean mismatch found in mandibular models was 42.8 ± 29.4 μm for frameworks made in PEEK and 130.9 ± 50.5 μm for the same artifact made in Cr-Co (17). (Table 4).

Discussion

-Retention: In all the studies assessed (10 - 13) Cr-Co provided superior retention to PEEK when used for RPD fabrication. The retention provided by polyether-ether-ketone was considered sufficient at of 0.25 mm of undercut (10) and these values coincide with those found in another article (17) but in disagreement with other studies that considered this value insufficient (12, 18). For Cr-Co all the studies (10, 12) agreed on the fact that the retention contributed to this undercut was sufficient. Assessing the retention at 0.50 mm of undercut, all studies (10, 13) agreed on a sufficient retention provided by PEEK, similar values were reported in other reviews (17 - 19). All values collected on Cr-Co clasps showed sufficient retention at 0.5 mm undercut (10, 13). Using a undercut of 0.75mm, a clinically acceptable resistance provided by PEEK was demonstrated, although it was not possible to compare the studies found in our systematic review due to the difference in clasps used (10, 11). However, it should be considered that at this undercut value, clasps made of Cr-Co (11) are not advisable due to the excessive resistance provided, which could damage the

tooth and periodontal tissues (10). The retention of clasps after artificial aging was evaluated in two studies (11, 13), when they were subjected to aging in artificial saliva and showed a lower retention loss with PEEK than with Cr-Co clasps (13). No significant differences were found between the two materials when subjected to mechanical aging (11) even if these values disagree with Gülerüz, A. et al. (18) who highlights in his study a remarkable loss of resistance in PEEK when subjected to mechanical aging.

-Resistance: The fracture resistance provided by PEEK was superior to that of Cr-Co. In an experiment, during 30000 cycles of use, only 6% of the artifacts made in polyether-ether-ketone fractured, in Cr-Co the percentage of fracture was much higher, reaching 100% fracture rate in some groups examined (14). The deflection resistance was higher in the artifacts made in Cr-Co with respect to those made in PEEK (14, 15). For this reason, one study (14) states that PEEK may not be considered as a viable material for the realization of retentive clasps, but there are studies that state that even if this parameter is lower in PEEK, the latter may have sufficient deflection resistance (15). In their study El-Baz et al. (13) refers that the clasps made in Cr-Co have a higher deflection than PEEK, in contrast to this statement there is another study (15) in which the data found suggest that there are no differences between the deflection of Cr-Co and PEEK.

-Fit: PEEK presented a misfit of $42.8 \pm 29.4 \mu\text{m}$ versus $130.9 \pm 50.5 \mu\text{m}$ obtained with PEEK, both values can be considered as clinically acceptable (19). These values disagree with that stated by Guo, F et al. (20) who throughout their experiment found mean mismatch levels of $277 \pm 7.9 \mu\text{m}$ for PPR performed in PEEK.

Bibliography

1. Kim JJ. Revisiting the removable partial denture. Dent Clin North Am [Internet]. 2019;63(2):263–78. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.007>

2. Carneiro Pereira AL, Bezerra de Medeiros AK, de Sousa Santos K, Oliveira de Almeida É, Seabra Barbosa GA, da Fonte Porto Carreiro A. Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: A systematic review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2021;125(2):241–8. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.003>
3. Alhallak K, Hagi-Pavli E, Nankali A. A review on clinical use of CAD/CAM and 3D printed dentures. *Br Dent J* [Internet]. 2023; <http://dx.doi.org/10.1038/s41415-022-5401-5>
4. Hamanaka I, Isshi K, Takahashi Y. Fabrication of a nonmetal clasp denture supported by an intraoral scanner and CAD-CAM. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;120(1):9–12. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.09.011>
5. Chen X, Mao B, Zhu Z, Yu J, Lu Y, Zhang Q, et al. A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK. *Sci Rep* [Internet]. 2019;9(1):13975. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-019-50363-1>
6. Blanch-Martínez, N., Arias-Herrera, S., & Martínez-González, A. (2021). Behavior of polyether-ether-ketone (PEEK) in prostheses on dental implants. A review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 13(5), e520–e526. <https://doi.org/10.4317/jced.58102>
7. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *Int J Surg*. 2010;8:336–41
8. Ramamoorthi M, Bakkar M, Jordan J, Tran SD. Osteogenic Potential of Dental Mesenchymal Stem Cells in Preclinical Studies: A Systematic Review Using Modified ARRIVE and CONSORT Guidelines. Vol. 2015, *Stem Cells International*. Hindawi Publishing Corporation; 2015.
9. Landis JR, Koch GG. An application of hierarchical kappa-type statistics in the assessment of majority agreement among multiple observers. *Biometrics*. 1977;33:363–74.

10. Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. de O., Borges, A. L. S., Araújo, R. M., da Silva, J. M. F., Bottino, M. A., Kleverlaan, C. J., & de Jager, N. (2020). Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 36(2), 179–186. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.11.022>
11. Micovic, D., Mayinger, F., Bauer, S., Roos, M., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2021). Is the high-performance thermoplastic polyetheretherketone indicated as a clasp material for removable dental prostheses? *Clinical Oral Investigations*, 25(5), 2859–2866. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03603-y>
12. Gentz, F. I., Brooks, D. I., Liacouras, P. C., Petrich, A., Hamlin, C. M., Ellert, D. O., & Ye, L. (2022). Retentive forces of removable partial denture clasp assemblies made from polyaryletherketone and cobalt-chromium: A comparative study. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 31(4), 299–304. <https://doi.org/10.1111/jopr.13398>
13. El-Baz, R., Fayad, M., Abas, M., Shoieb, A., Gad, M., & Helal, M. A. (2020). Comparative study of some mechanical properties of cobalt chromium and polyether ether ketone thermoplastic removable partial denture clasps: an In-vitro Study. *Brazilian Dental Science*, 23(3). <https://doi.org/10.14295/bds.2020.v23i3.1935>
14. Zheng, J., Aarts, J. M., Ma, S., Waddell, J. N., & Choi, J. J. E. (2022). Fatigue behavior of removable partial denture cast and laser-sintered cobalt-chromium (CoCr) and polyetheretherketone (PEEK) clasp materials. *Clinical and Experimental Dental Research*, 8(6), 1496–1504. <https://doi.org/10.1002/cre2.645>
15. Peng, T.-Y., Ogawa, Y., Akebono, H., Iwaguro, S., Sugeta, A., & Shimoe, S. (2020). Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures. *Journal*

of Prosthodontic Research, 64(3), 250–256.

<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.012>

16. Ye, H., Li, X., Wang, G., Kang, J., Liu, Y., Sun, Y., & Zhou, Y. (2018). A novel computer-aided design/computer-assisted manufacture method for one-piece removable partial denture and evaluation of fit. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(2), 149–151. <https://doi.org/10.11607/ijp.5508>

17. Tannous, F., Steiner, M., Shahin, R., & Kern, M. (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(3), 273–278.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.016>

18. Güteryüz, A., Korkmaz, C., Şener, A., & Taş, M. O. (2021). The effect of thermo-mechanical fatigue on the retentive force and dimensional changes in polyetheretherketone clasps with different thickness and undercut. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(5), 304–315.

<https://doi.org/10.4047/jap.2021.13.5.304>

19. Ye, H., Ning, J., Li, M., Niu, L., Yang, J., Sun, Y., & Zhou, Y. (2017). Preliminary clinical application of removable partial denture frameworks fabricated using computer-aided design and rapid prototyping techniques. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(4), 348–353.

<https://doi.org/10.11607/ijp.5270>

20. Guo, F., Huang, S., Liu, N., Hu, M., Shi, C., Li, D., & Liu, C. (2022). Evaluation of the mechanical properties and fit of 3D-printed polyetheretherketone removable partial dentures. *Dental Materials Journal*, 41(6), 816–823. <https://doi.org/10.4012/dmj.2022-06>

Table 1: Record of the form of measurement of the variables used.

Author and year	Type of study	Material, manufacturing technique and sample size	Undercut and deflection
Tribst et al. 2019 (37)	In vitro study	PEEK and Cr-Co Half-cylinder shape 1.0 mm thick, length 9mm. No information was given about the production technique used.	0.25mm 0.50mm 0.75mm
Micovic et al. 2021 (38)	In vitro study	PEEK and BioHPP CAD-CAM technique BioHPP compression molding Cr-Co lost wax technique Retentive arm 2.33x1.76x19 mm Reciprocating arm 1.73x1.72x16.2 mm	0.75mm
Gentz et al. 2022 (39)	In vitro study	PEKK, PEEK and Cr-Co PEKKK and PEEK subtractive CAD-CAM technique Cr-Co lost mold technique obtained with milling machine. No information was given about the size of the clasps.	0.25mm
El-Baz et al. 2020 (40)	In vitro study	Bio-HPP and Cr-Co Half-cylinder shape 1.0 mm thick, length 9mm BioHPP compression molding Cr-Co lost wax technique	0.50mm
Zheng, J. et al. 2022 (41)	In vitro study	PEEK and Cr-Co Dumbbells with semicircular central section 10.0 mm length, 2.0 mm width, 1.25 mm thickness PEEK subtractive technique CAD-CAM Cr-Co selective laser sintering and lost mold technique obtained with milling machine	0.25mm 0.50mm 0.75mm
Peng, T.-Y. et al. 2020 (42)	In vitro study	PEEK and Cr-Co Cr-Co: 2.0x1.0 mm 0.8 taper PEEK: 3.0x1.88 mm 0.9 taper, 3.0x2.25 mm 0.5 taper, 2.50x2.19 mm 0.7 taper PEEK and Cr-Co subtractive technique CAD-CAM	0.25mm 0.50mm (PEEK)
Ye H. et al. 2018 (43)	In vitro study	PEEK subtractive technique CAD-CAM Cr-Co lost wax technique	n/a

Table 2: Measurement of risk of bias of randomized studies according to the Cochrane guidelines.

Author/Year	Samples obtained through a standardized process	Single operator of the machine	Sample size calculation	Blinding of the testing machine operator	Specimens, tests, and formulas according to standard specifications	Risk of bias
Tribst et al. 2019 (11)	0	2	0	2	0	Moderate
Micovic et al. 2021 (12)	0	2	0	2	0	Moderate
Gentz et al. 2022 (13)	0	2	1	2	1	Moderate
El-Baz et al. 2020 (14)	1	2	1	2	1	Moderate
Zheng, J. et al. 2022 (15)	0	2	0	2	0	Moderate
Peng, T.-Y. et al. 2020 (16)	0	2	0	2	0	Moderate
Ye H. et al. 2018 (17)	1	2	2	2	1	High

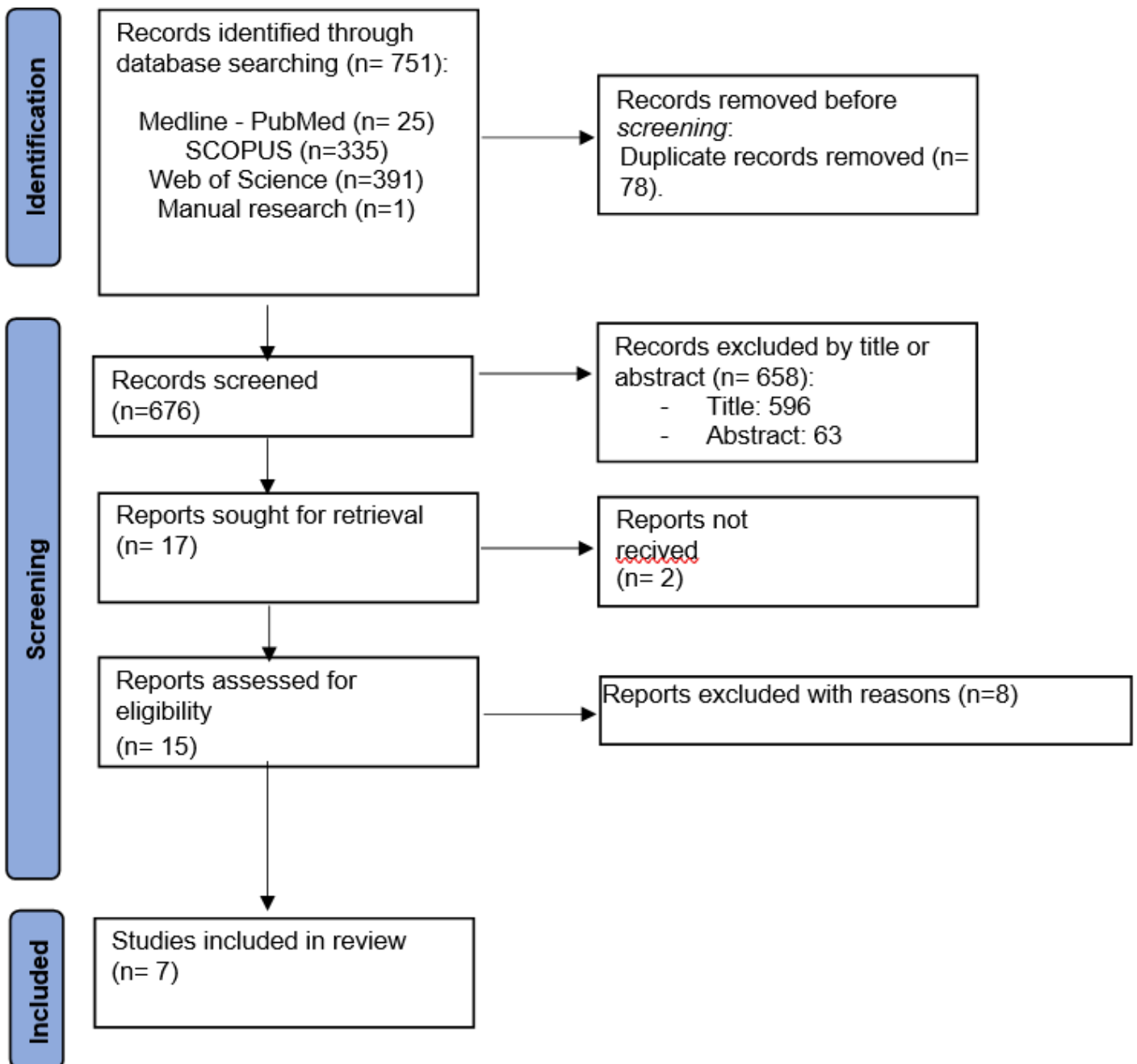
Table 3: Results obtained on retention expressed in Newton (N)

Author and year	Material	Undercut (mm)	Retentive force (N)	Residual retention after aging in artificial saliva	Residual retention after aging cycles	
					1440	2880
Tribst et al. 2019 (10)	PEEK	0.25	6.45 N	n/a	n/a	n/a
		0.50	12.95 N	n/a	n/a	n/a
		0.75	18.36 N	n/a	n/a	n/a
	Cr-Co	0.25	21.78 N	n/a	n/a	n/a
		0.50	43.57 N	n/a	n/a	n/a
		0.75	65.37 N	n/a	n/a	n/a
Gentz et al. 2022 (12)	PEEK	0.25	2.74 N	n/a	n/a	n/a
	PEKK	0.25	2.16 N	n/a	n/a	n/a
	CoCr	0.25	11.98 N	n/a	n/a	n/a
El-Baz et al. 2020 (13)	PEEK BioHPP	0.50	22.68 N	n/a	50,67%	71,53%
	CoCr	0.50	36.04 N	n/a	56,58%	76,14%
Micovic et al. 2021 (11)	PEEKmilled1	0.75	58.1 N ± 18.8	36.4 ± 9.50	n/a	n/a
	PEEKmilled2	0.75	43.9 N ± 22.6	33.5 ± 13.3	n/a	n/a
	PEEK pressed	0.75	50.8 N ± 17.9	35.7 ± 13.2	n/a	n/a
	CoCrMo	0.75	163 N ± 55.2	102 ± 29.3	n/a	n/a

Table 4: Thickness of silicone found in each zone.

Author and year	Areas	PEEK (µm)	Cr-Co (µm)	Measuring technique
Ye H. et al. 2018 (16)	Oclusal rest	86.2 ± 22.6	133.9 ± 49.7	Study on mandibular models. For the evaluation of the misalignment, a 3D measurement was performed using specific software. We have no data about the conditions applied during the polymerization of the material.
	Major connector	52.8 ± 44.6	131.1 ± 87.1	
	Denture base	37.4 ± 31.0	129.3 ± 49.2	
	Entirety	42.8 ± 29.4	130.9 ± 50.5	

Fig. 1: PRISMA flowchart of searching and selection process of titles during systematic review



**EL FUTURO DE LA PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE:
poliéter-éter-cetona VS cromo-cobalto.
REVISIÓN SISTEMÁTICA**

Autores:

Mattia Cazzola 1, Carmen Parra Arenos 2

1 5th year student of the Dentistry degree at the European University of Valencia, Valencia, Spain.

2 Professor Faculty of Dentistry, European University of Valencia, Valencia, Spain.

Correspondencia

Carmen Parra Arenos

Paseo Alameda 7, Valencia

46010, Valencia

+34 961 04 38 83

carmen.parra@universidadeuropea.es

Resumen

Introducción: El elevado número de pacientes parcialmente edéntulos ha influido sobre la necesidad de innovación de las PPR. Un material prometedor es el poliéter-éter-cetona, este polímero puede ser elaborado utilizando la tecnología CAD-CAM con técnicas substractivas y aditivas presentando óptimas características de resistencia, biocompatibilidad, ópticas y de elasticidad. El objetivo fue comparar el PEEK y Cr-Co para la realización de esqueléticos en cuanto a su retención, resistencia y ajuste.

Material y método: Se realizó una búsqueda electrónica en las bases de datos PubMed, Scopus y Web Of Science sobre artículos que comparaban el PEEK y el Cr-Co para la realización de esqueléticos hasta febrero de 2023.

Resultados: De 751 artículos se eligieron 8; 4 estudios analizaban la retención, 4 la resistencia y 2 el ajuste. Los ganchos realizados en PEEK mostraron una retención suficiente en profundidades de socavado mínimas de 0.50mm, mientras que para el metal se necesitaba 0.50mm. La resistencia a la fractura del PEEK fue superior mostrando solo el 6% de muestras fracturadas contra el 76.6% en Cr-Co. La deformación plástica de los dos materiales fue similar, aunque para deformar el Cr-Co se necesitaron 8.26N contra los 3.67N del PEEK. El valor medio de desajuste encontrado en el PEEK fue $42.8 \pm 29.4 \mu\text{m}$ contra los $130.9 \pm 50.5 \mu\text{m}$ de las PPR realizadas en Cr-Co con metodología tradicional y de $174 \pm 117 \mu\text{m}$ realizadas con CAD-CAM.

Conclusiones: El PEEK puede considerarse una válida alternativa al Cr-Co para la realización de esqueléticos. Presenta una retención inferior al metal pero suficiente. La resistencia a la fatiga fue superior en el PEEK aunque la resistencia a la deformación fue mejor con el Cr-Co. El ajuste aportado por el poliéter-éter-cetona ha dado resultados mejores respecto al cromo-cobalto.

Palabras claves: Polyetheretherketone, PEEK, Co-Cr, Partial denture, Cad-Cam

Introducción:

En los últimos años el porcentaje de los edéntulos de arcada completa se ha reducido de forma progresiva, sin embargo, la población que presenta un edentulismo parcial se ha incrementado significativamente. (1) Por esta razón, en los años se buscaron alternativas para la fabricación de este tipo de prótesis empleando materiales diferentes, tal vez con problemas de inestabilidad de color, dificultad de reparación, alto riesgo de fractura y falta de rigidez. (1)

En los últimos años la tecnología CAD-CAM se ha aplicado también a los procedimientos de fabricación de las prótesis parcialmente removibles, ayudando a revolucionar y simplificar la forma de realizar las PPR (prótesis parcialmente removibles). (2) Para realizar una prótesis utilizando la tecnología CAD-CAM se pueden seguir dos protocolos distintos: el protocolo de cuatro sesiones clínicas o el de dos sesiones. (3) Los esqueléticos con base no metálica producidos con tecnología CAD-CAM, están constituidos por materiales más flexibles y esto podría representar un problema para el buen éxito del tratamiento. (4) En los últimos años se ha estudiado el PEEK (poliéter-éter-cetona). (5) Debido a sus características puedes representar una buena alternativa a los esqueléticos tradicionales. (5, 6). Con la incorporación de óxido de zirconio, se pueden mejorar sus propiedades mecánicas, formando así un material llamado BioHPP. (6)

El objetivo de la presente revisión fue revisar sistemáticamente la siguiente pregunta: “¿En los pacientes parcialmente edéntulos una prótesis esquelética de poliéter-éter-cetona (PEEK) realizada con técnica CAD-CAM, respecto al empleo de base de cromo-cobalto para realizar la misma prótesis aporta beneficios cerca retención, resistencia y ajuste?”

Material y métodos

La presente revisión sistemática se llevó a cabo siguiendo la declaración de la Guía PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses) (7).

- Pregunta PICO: El formato de la pregunta se estableció de acuerdo con la PICO: P (población): Pacientes parcialmente edéntulos con prótesis parcial removible esquelética, I (intervención): El uso del PEEK elaborado con técnica CAD-CAM, C (comparación): El uso de aleaciones de cromo-cobalto, O (resultados): Retención, resistencia, ajuste

- Los criterios de inclusión fueron:

- Tipo de Estudio: Estudios experimentales in vitro. Publicaciones en italiano, inglés, español y francés. Publicados en los últimos 10 años y entro enero 2023.

- Tipo de Paciente (P): Estudios in vitro, considerando las prótesis parcialmente removible esqueléticas.

- Tipo de Intervención (I): Se tomaron en consideración los estudios sobre el PEEK para la realización de prótesis esqueléticas con la ayuda de tecnología CAD-CAM utilizando métodos aditivos y substractivos.

- Tipo de comparación (C): Se utilizó como comparación las prótesis parcialmente removibles con base de Cr-Co realizadas con técnicas tradicionales o con el empleo de tecnología CAD-CAM.

- Tipo de Variables de Resultados (O): Estudios que proporcionaban datos cerca las características del PEEK con respecto al Cr-Co, en específico los artículos que valoraban retención, ajuste, y la resistencia.

- Los criterios de exclusión fueron: a propósito de un caso, cartas o comentarios al editor, informes de expertos, revisiones sistemáticas, serie de casos y estudios experimentales en animales. Además, se excluyeron los estudios que tomaban en consideración pacientes totalmente edéntulos, rehabilitaciones con prótesis total o con prótesis mixta y estudios que incluyeron los implantes como variables.

- Fuentes de información y estrategia de búsqueda:

Se utilizaron las bases de datos citadas previamente para realizar una búsqueda automatizada, de hecho, se realizó una búsqueda en PubMed, Scopus y Web of Science utilizando las siguientes palabras claves:

“partial edentulism”, “partial edentulous”, “partial dentition”, “edentulous patients”, “partial denture”, “removable partial denture”, “computer aided design”, “computer aided manufacturing”, “dental prostheses”, “digital”, “computer”, “3d”, “cad cam”, “PEEK”, “Polyetheretherketone”, “denture manufacturing”, “cobalt-chromium”, “Co-cr”, “accuracy”, “retentive”, “compressive strength”, “gaps”, “fatigue”, “fit”, “adjustment”

Se combinó las palabras claves utilizando los operadores booleanos AND, OR y NOT para obtener el más amplio número de resultados inherentes a nuestra búsqueda. Además, en PubMed se incluyeron los términos controlados MeSH para obtener un resultado mejor para nuestra investigación.

Se implementó la búsqueda inicial con una revisión de la bibliografía de los artículos previamente encontrados.

- Proceso de selección de los estudios: Para la selección de los estudios se realizó un proceso en tres etapas, esta misma ha sido realizada por parte de dos revisores (CM y PC). En la primera fase se filtraron los artículos encontrados analizando los títulos, esto nos ayudó a eliminar las publicaciones que no tenían relevancia. En la siguiente etapa se revisaron los resúmenes y se realizó un cribado seleccionando los artículos de nuestro interés. En la última parte se llevó a cabo una lectura integral del texto de los estudios con el fin de encontrar y extraer los datos utilizados para nuestro trabajo.

- Extracción de datos: Los datos fueron extraídos de los estudios y se agruparon en una tabla según autor y año de publicación, tipo de estudio (estudio in-vitro), material empleado, técnica empleada para la fabricación de artefactos, espesor de los brazos retentivos y la cantidad de PS (profundidad de socavado), la deflexión aplicada. (Tabla 1)

- Valoración de la calidad: Se evaluó el riesgo de sesgo por dos revisores (CM y PC) con el fin de analizar la calidad metodológica de los artículos utilizados en nuestro estudio. Para llevar a cabo la evaluación de los estudios in vitro se utilizó la escala modificada de ARRIVE y CONSORT (8). Se evaluó el grado de

acuerdo inter-examinador con la prueba “kappa de Cohen” siguiendo la escala propuesta por Landis y Koch (9).

- Síntesis de datos: Se eligió de agrupar las variables de los mismos objetivos específico. En función de la variable que queríamos evaluar se realizó una ponderación de los datos obtenidos de cada artículo, dividiendo los resultados según el número de pruebas realizadas y se multiplicó por la media obtenida en cada estudio.

Resultados

- Selección de estudios: Se obtuvieron un total de 751 publicaciones gracias a la búsqueda inicial: Medline - PubMed (n=25), SCOPUS (n=335), Web of Science (n=391). Se encontró 1 estudio adicionales a través de la búsqueda cruzada. De estos artículos, 17 se identificaron como potencialmente elegibles mediante el cribado por títulos y resúmenes. Se evaluaron los textos completos de estos últimos y se obtuvo un resultado de 7 artículos que cumplieron con los criterios de inclusión y fueron incluidos en la presente revisión sistemática (Fig 1). El valor k para el acuerdo inter-examinador sobre la inclusión de los estudios fue de 0,84 (títulos y resúmenes) y 1.0 (textos completos) lo que indica un acuerdo “bueno” y “completo”, respectivamente, según los criterios de Landis y Koch (9).

- Análisis de las características de los estudios revisados: De los artículos utilizados en este estudio, 4 artículos analizaban la diferencia de retención de los ganchos de las prótesis parcialmente removibles realizadas con Cr-Co y las realizadas en PEEK mediante técnica CAD-CAM (10 - 13), tres comparaban la resistencia a la fatiga y al estrés (13 - 15) y uno comparaba el ajuste del esquelético al modelo (16). Todos los 10 artículos utilizados en nuestros estudios fueron estudios experimentales In-vitro en los cuales se comparaban las características del PEEK respecto al Cr-Co.

Evaluación de la calidad metodológica y riesgo de sesgo

Para los estudios en vitro, 6 estudios presentaron un medio riesgo de sesgo mientras 1 estudios en vitro fue considerados de alto riesgo de sesgo

(Tabla 2). Los sesgos de “operador único” y “cegamiento del operador de la máquina de ensayo” fueron los ítems de mayor riesgo de sesgo. El valor k (Cohen kappa test) sobre el acuerdo entre los revisores de la calidad metodológica fue de 0,82 según la escala de Landis & Koch (9).

- Síntesis de resultados: Se eligió dividir los resultados obtenidos de nuestros artículos según 3 parámetros distintos.

- Retención: Para la valoración de la retención se encontraron cuatro estudios (10 - 13) que analizaban este parámetro y en todos se destacaron resultados mejores aportados por los esqueléticos realizados en Cr-Co respecto a los fabricados en PEEK. La retención de ganchos Ackers con 0.25mm de PS (profundidad de socavado) aportado por el PEEK vario entre valores de 2.16 N (12) y 6.45 N (10) y con el Cr-Co, la retención aportare era entre 11.98N (12) y 21.78 N. (10) La retención obtenida a 0.50mm de PS fue de 12.95 N (10) y 22.68 N (13) utilizando el BioHPP, mientras que con el Cr-Co se obtuvieron valores entre 36.04 N (13) y 43.57 N (10). A 0.75mm de PS en los ganchos Ackers fue de 18.36 N para el PEEK y de 65.37 N para el Cr-Co. Utilizando los ganchos Bonwill la retención obtenida por el PEEK a 0.75mm de PS alcanzó los 58.1 N \pm 18.8 y utilizando el Cr-Co se obtuve un valor de 163 N \pm 55.2. (11) (Tabla 3)

La retención después de envejecimiento en saliva artificial reveló una retención a los 180 días del 69.75% respecto a la inicial para los artefactos realizados en PEEK y del 62.57% para los ganchos en Cr-Co (11). La retención después envejecimiento mecánico mostró una retención aportada por los ganchos en PEEK del 50,67% después de 1 año de ciclos simulados y del 71,53% a los dos años (Tabla 3). (13)

- Resistencia: Para valorar la resistencia se utilizaron 3 artículos (13 - 15) y este parámetro a su vez se dividió en tres aspectos evaluables: la resistencia a la fractura, la resistencia a la deflexión y la resistencia a la deformación.

- Resistencia a la fractura: La resistencia a la fractura fue evaluada sometiendo los artefactos a 30000 ciclos de utilizo de las PPR. La tasa media de

sobrevivencia fue del 23.33% para el Cr-Co, mientras que el PEEK presentaba una resistencia del 91.67%. (14)

- Resistencia a la deflexión: Para la resistencia al momento 0 se obtuvieron valores entre 0.23 y 0.49 N para llegar a la deflexión deseada con el PEEK, mientras que para el Cr-Co los valores fueron entre 5.72 y 19.32 N (14). La fuerza necesaria para obtener una deflexión deseada a lo largo de 15000 ciclos de utilización fue entre 2.14 ± 0.14 y 3.54 ± 0.29 N para el PEEK y de 8.26 ± 0.55 N para el Cr-Co (15).

- Resistencia a la deformación: Para la valoración de la resistencia a la deformación se analizaron dos estudios (13, 15), en ambos se sometieron las muestras a ciclos que simulaban la inserción y remoción de los aparatos y medían la deformación en milímetros. Considerando una desviación de 0.50 mm la deformación después de 2880 ciclos fue de 0.77 mm para el Cr-Co y de 1.16 mm para el PEEK (13). Para la resistencia a la deformación a 15000 ciclos los valores para el PEEK fueron entre 0.011 ± 0.003 y 0.017 ± 0.010 mm mientras que para el Cr-Co fueron de 0.017 ± 0.004 mm (15).

- Ajuste: Para la valoración del ajuste se analizó un artículo (16), se midió el desajuste aplicando silicona de impresión al modelo y en seguida poniendo el esquelético en su sitio, el espesor de la silicona se consideró como el desajuste y se midió con escaneado digital. El desajuste medio encontrado en modelos mandibulares fue de 42.8 ± 29.4 μm para armazones realizados en PEEK y de 130.9 ± 50.5 μm para el mismo artefacto realizado en Cr-Co (17). (Tabla 4).

Discusión

-Retención: En todos los estudios valorados (10 - 13) el Cr-Co aportaba una retención superior al PEEK cuando empleado para la fabricación de esqueléticos. La retención aportada por el poliéter-éter-cetona se consideró suficiente a una PS de 0.25mm (10) y estos valores coinciden con los encontrados en otro artículo (17) pero en desacuerdo con otros estudios que consideraban este valor insuficiente (12, 18). Para el Cr-Co todos los estudios (10, 12) concordaban sobre el hecho que la retención aportada a esta PS era

bastante. Valorando la retención a 0.50 mm de PS, todos los estudios (10, 13) concordaban sobre una suficiente retención aportada por el PEEK, valores similares fueron reportados en otras revisiones (17 - 19). Todos los valores recogidos sobre los ganchos en Cr-Co mostraron una retención suficiente a 0.5mm de PS (10, 13). Utilizando una PS de 0.75mm se demostró una resistencia clínicamente aceptable aportada por el PEEK, aunque no fue posible comparar los estudios encontrados en nuestra revisión sistemática debido a la diferencia de ganchos empleados (10, 11). Pero hay que considerar que a este valor de PS los ganchos realizados en Cr-Co (11) no son aconsejables debido a la demasiada resistencia aportada que podría dañar el diente y los tejidos periodontales (10). La retención de los ganchos después de envejecimiento artificial fue valorada en dos estudios (11, 13), cuando sometidos a un envejecimiento en saliva artificial se demostró una pérdida de retención inferior con el PEEK respecto a los ganchos en Cr-Co (13). No se encontraron diferencias significativas entre los dos materiales cuando sometidos a envejecimiento mecánico (11) aun si estos valores están en desacuerdo con Gülerüz, A. et al. (18) que destaca en su estudio una pérdida notable de resistencia en el PEEK cuando sometido a envejecimiento mecánico.

-Resistencia: La resistencia a la fractura aportada por el PEEK es superior a la del Cr-Co. En un experimento, durante 30000 ciclos de utilización, solo el 6% de los artefactos realizados en poliéter-éter-cetona se fracturó, en el Cr-Co el porcentaje de fractura era mucho más elevado, llegando al 100% de tasa de fractura en algunos grupos examinados (14). La resistencia a la deflexión fue superior en los artefactos realizados en Cr-Co con respecto a los realizados en PEEK (14, 15). En su estudio El-Baz et al. (13) refiere que los ganchos realizados en Cr-Co tienen una deformación superior al PEEK, en contraste con esta afirmación hay otro estudio (15) en el cual los datos encontrados sugieren que no haya diferencias entre la deformación del Cr-Co y la del PEEK.

-Ajuste: El PEEK presentaba un desajuste de $42.8 \pm 29.4 \mu\text{m}$ contra los $130.9 \pm 50.5 \mu\text{m}$ obtenidos con el PEEK, ambos valores se pueden considerar

como clínicamente aceptables (19). Estos valores están en desacuerdo con lo afirmado por Guo, F et al. (20) que a lo largo de su experimento encontró niveles medios de desajuste de $277 \pm 7.9 \mu\text{m}$ para PPR realizadas en PEEK.

Bibliografía

1. Kim JJ. Revisiting the removable partial denture. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2019;63(2):263–78. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.007>
2. Carneiro Pereira AL, Bezerra de Medeiros AK, de Sousa Santos K, Oliveira de Almeida É, Seabra Barbosa GA, da Fonte Porto Carreiro A. Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: A systematic review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2021;125(2):241–8. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.003>
3. Alhallak K, Hagi-Pavli E, Nankali A. A review on clinical use of CAD/CAM and 3D printed dentures. *Br Dent J* [Internet]. 2023; <http://dx.doi.org/10.1038/s41415-022-5401-5>
4. Hamanaka I, Isshi K, Takahashi Y. Fabrication of a nonmetal clasp denture supported by an intraoral scanner and CAD-CAM. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;120(1):9–12. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.09.011>
5. Chen X, Mao B, Zhu Z, Yu J, Lu Y, Zhang Q, et al. A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK. *Sci Rep* [Internet]. 2019;9(1):13975. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-019-50363-1>
6. Blanch-Martínez, N., Arias-Herrera, S., & Martínez-González, A. (2021). Behavior of polyether-ether-ketone (PEEK) in prostheses on dental implants. A review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 13(5), e520–e526. <https://doi.org/10.4317/jced.58102>
7. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *Int J Surg*. 2010;8:336–41
8. Ramamoorthi M, Bakkar M, Jordan J, Tran SD. Osteogenic Potential of Dental Mesenchymal Stem Cells in Preclinical Studies: A Systematic Review

Using Modified ARRIVE and CONSORT Guidelines. Vol. 2015, Stem Cells International. Hindawi Publishing Corporation; 2015.

9. Landis JR, Koch GG. An application of hierarchical kappa-type statistics in the assessment of majority agreement among multiple observers. *Biometrics*. 1977;33:363–74.
10. Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. de O., Borges, A. L. S., Araújo, R. M., da Silva, J. M. F., Bottino, M. A., Kleverlaan, C. J., & de Jager, N. (2020). Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 36(2), 179–186. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.11.022>
11. Micovic, D., Mayinger, F., Bauer, S., Roos, M., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2021). Is the high-performance thermoplastic polyetheretherketone indicated as a clasp material for removable dental prostheses? *Clinical Oral Investigations*, 25(5), 2859–2866. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03603-y>
12. Gentz, F. I., Brooks, D. I., Liacouras, P. C., Petrich, A., Hamlin, C. M., Ellert, D. O., & Ye, L. (2022). Retentive forces of removable partial denture clasp assemblies made from polyaryletherketone and cobalt-chromium: A comparative study. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 31(4), 299–304. <https://doi.org/10.1111/jopr.13398>
13. El-Baz, R., Fayad, M., Abas, M., Shoieb, A., Gad, M., & Helal, M. A. (2020). Comparative study of some mechanical properties of cobalt chromium and polyether ether ketone thermoplastic removable partial denture clasps: an In-vitro Study. *Brazilian Dental Science*, 23(3). <https://doi.org/10.14295/bds.2020.v23i3.1935>
14. Zheng, J., Aarts, J. M., Ma, S., Waddell, J. N., & Choi, J. J. E. (2022). Fatigue behavior of removable partial denture cast and laser-sintered cobalt-chromium (CoCr) and polyetheretherketone (PEEK) clasp materials. *Clinical*

and Experimental Dental Research, 8(6), 1496–1504.

<https://doi.org/10.1002/cre2.645>

15. Peng, T.-Y., Ogawa, Y., Akebono, H., Iwaguro, S., Sugeta, A., & Shimoe, S. (2020). Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(3), 250–256.

<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.012>

16. Ye, H., Li, X., Wang, G., Kang, J., Liu, Y., Sun, Y., & Zhou, Y. (2018). A novel computer-aided design/computer-assisted manufacture method for one-piece removable partial denture and evaluation of fit. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(2), 149–151. <https://doi.org/10.11607/ijp.5508>

17. Tannous, F., Steiner, M., Shahin, R., & Kern, M. (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(3), 273–278.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.016>

18. Gülerüz, A., Korkmaz, C., Şener, A., & Taş, M. O. (2021). The effect of thermo-mechanical fatigue on the retentive force and dimensional changes in polyetheretherketone clasps with different thickness and undercut. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(5), 304–315.

<https://doi.org/10.4047/jap.2021.13.5.304>

19. Ye, H., Ning, J., Li, M., Niu, L., Yang, J., Sun, Y., & Zhou, Y. (2017). Preliminary clinical application of removable partial denture frameworks fabricated using computer-aided design and rapid prototyping techniques. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(4), 348–353.

<https://doi.org/10.11607/ijp.5270>

20. Guo, F., Huang, S., Liu, N., Hu, M., Shi, C., Li, D., & Liu, C. (2022). Evaluation of the mechanical properties and fit of 3D-printed polyetheretherketone removable partial dentures. *Dental Materials Journal*, 41(6), 816–823. <https://doi.org/10.4012/dmj.2022-06>

Tabla 1: Registro de la forma de medición de las variables empleadas.

Autor y año	Tipo estudio	Material, técnica de fabricación y medida muestras	Profundidad de zona retentiva y/o deflexión
Tribst et al. 2019 (37)	Estudio in vitro	PEEK y Cr-Co Semicircular 1.0 mm de espesor, longitud 9mm. No se dieron informaciones cerca la técnica de producción empleada.	0.25mm 0.50mm 0.75mm
Micovic et al. 2021 (38)	Estudio in vitro	PEEK y BioHPP técnica CAD-CAM BioHPP moldeo por compresión Cr-Co técnica a cera perdida Brazo retentivo 2.33x1.76x19 mm Brazo reciproco 1.73x1.72x16.2 mm	0.75mm
Gentz et al. 2022 (39)	Estudio in vitro	PEKK, PEEK y Cr-Co PEKK y PEEK técnica sustractiva CAD-CAM Cr-Co técnica molde perdido obtenido con fresadora No se dieron informaciones cerca el tamaño de los ganchos	0.25mm
El-Baz et al. 2020 (40)	Estudio in vitro	Bio-HPP y Cr-Co Semicircular 1.0 mm de espesor, longitud 9mm BioHPP moldeo por compresión Cr-Co técnica a cera perdida	0.50mm
Zheng, J. et al. 2022 (41)	Estudio in vitro	PEEK y Cr-Co Manguernas con sección central semicircular 10.0 mm longitud, 2.0 mm anchura, 1.25 mm espesor PEEK técnica sustractiva CAD-CAM Cr-Co sinterización selectiva por láser y técnica molde perdido obtenido con fresadora	0.25mm 0.50mm 0.75mm
Peng, T.-Y. et al. 2020 (42)	Estudio in vitro	PEEK y Cr-Co Cr-Co: 2.0x1.0 mm 0.8 conicidad PEEK: 3.0x1.88 mm 0.9 conicidad, 3.0x2.25 mm 0.5 conicidad, 2.50x2.19 mm 0.7 conicidad PEEK y Cr-Co técnica sustractiva CAD-CAM	0.25mm 0.50mm (PEEK)
Ye H. et al. 2018 (43)	Estudio in vitro	PEEK técnica sustractiva CAD-CAM Cr-Co técnica a cera perdida	n/a

Tabla 2: Medición del riesgo de sesgo de los estudios randomizados según la guía Cochrane.

Artículo	Muestra obtenida proceso estandarizado	Operador único	Cálculo del tamaño de la muestra	Cegamiento del operador de la máquina de ensayo	Muestras, pruebas y formula según las especificaciones estándar	Riesgo de Sesgo
Tribst et al. 2019 (11)	0	2	0	2	0	Moderado
Micovic et al. 2021 (12)	0	2	0	2	0	Moderado
Gentz et al. 2022 (13)	0	2	1	2	1	Moderado
El-Baz et al. 2020 (14)	1	2	1	2	1	Moderado
Zheng, J. et al. 2022 (15)	0	2	0	2	0	Moderado
Peng, T.-Y. et al. 2020 (16)	0	2	0	2	0	Moderado
Ye H. et al. 2018 (17)	1	2	2	2	1	Alto

Tabla 3: Resultados obtenidos sobre la retención expresados en Newton (N)

Estudio	Material	Profundidad de la zona retentiva (mm)	Retención (N)	Retención residual después envejecimiento en saliva artificial	Retención residual después ciclos envejecimiento	
					1440	2880
Tribst et al. 2019 (10)	PEEK	0.25	6.45 N	n/a	n/a	n/a
		0.50	12.95 N	n/a	n/a	n/a
		0.75	18.36 N	n/a	n/a	n/a
	Cr-Co	0.25	21.78 N	n/a	n/a	n/a
		0.50	43.57 N	n/a	n/a	n/a
		0.75	65.37 N	n/a	n/a	n/a
Gentz et al. 2022 (12)	PEEK	0.25	2.74 N	n/a	n/a	n/a
	PEKK	0.25	2.16 N	n/a	n/a	n/a
	CoCr	0.25	11.98 N	n/a	n/a	n/a
El-Baz et al. 2020 (13)	PEEK BioHPP	0.50	22.68 N	n/a	50,67%	71,53%
	CoCr	0.50	36.04 N	n/a	56,58%	76,14%
Micovic et al. 2021 (11)	PEEKmilled1	0.75	58.1 N ± 18.8	36.4 ± 9.50	n/a	n/a
	PEEKmilled2	0.75	43.9 N ± 22.6	33.5 ± 13.3	n/a	n/a
	PEEK pressed	0.75	50.8 N ± 17.9	35.7 ± 13.2	n/a	n/a
	CoCrMo	0.75	163 N ± 55.2	102 ± 29.3	n/a	n/a

Tabla 4: Espesor de silicona encontrado en cada zona.

Estudio	Zonas de interés	PEEK (μm)	Cr-Co (μm)	Técnica de medición
Ye H. et al. 2018 (16)	Apoyo oclusal	86.2 \pm 22.6	133.9 \pm 49.7	Estudio en modelos mandibulares. Para la valoración del desajuste se realizó una medición en 3D utilizando un software específico. No tenemos datos cerca de las condiciones aplicadas a lo largo de la polimerización del material.
	Conector mayor	52.8 \pm 44.6	131.1 \pm 87.1	
	Base de la dentadura	37.4 \pm 31.0	129.3 \pm 49.2	
	Ajuste general	42.8 \pm 29.4	130.9 \pm 50.5	

Fig. 1: Diagrama de flujo de búsqueda y proceso de selección de títulos durante la revisión sistemática

