



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

“Prótesis parcial removible impresa en 3D”

Trabajo de Titulación para optar al título de Odontóloga General

Autor:

Allauca Fernandez, Marisol Elizabeth

Tutor:

Dr. Manuel Alejandro León Velastegui

Riobamba, Ecuador. 2024

DERECHOS DE AUTORÍA

Yo, Marisol Elizabeth Allauca Fernandez, con cédula de ciudadanía 0606094357, autor (a) del trabajo de investigación titulado: “Prótesis parcial removible impresa en 3D”, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

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

En Riobamba, 27 de noviembre del 2024.



Marisol Elizabeth Allauca Fernandez

C.I: 0606094357

DICTAMEN FAVORABLE DEL TUTOR Y MIEMBROS DE TRIBUNAL

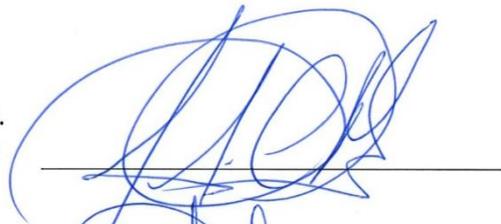
Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado del trabajo de investigación “Prótesis parcial removible impresa en 3D”, presentado por Marisol Elizabeth Allauca Fernandez, con cédula de identidad número 0606094357, emitimos el DICTAMEN FAVORABLE, conducente a la APROBACIÓN de la titulación. Certificamos haber revisado y evaluado el trabajo de investigación y cumplida la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 27 de noviembre del 2024.

Cristian Roberto Sigcho Romero, Od. Esp.
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



Christian Andrés Cabezas Abad, Od. Esp. Mgs.
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



Manuel Alejandro León Velastegui, Od. Esp. MsC
TUTOR



CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación “Prótesis parcial removible impresa en 3D”, presentado por Marisol Elizabeth Allauca Fernandez, con cédula de identidad número 0606094357, bajo la tutoría de **Dr. Manuel Alejandro León Velastegui**; certificamos que recomendamos la APROBACIÓN de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 27 de noviembre de 2024.

Presidente del Tribunal de Grado
Od. Esp. Raciel Jorge Sánchez Sánchez

Firma

Miembro del Tribunal de Grado
Od. Esp. Cristian Roberto Sigcho Romero

Firma

Miembro del Tribunal de Grado
Od. Esp. Mgs. Christian Andrés Cabezas
Abad

Firma



Comisión de Investigación y Desarrollo
FACULTAD DE CIENCIAS
DE LA SALUD



Riobamba, 19 de noviembre del 2024
Oficio N°119-2024-1S-TURNITIN-CID-2024

Dr. Carlos Alban
DIRECTOR CARRERA ODONTOLOGÍA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD - UNACH
Estimado Profesor:

Luego de expresarle un cordial saludo, en atención al pedido realizado por el Dr. León Velastegui Manuel Alejandro, docente tutor de la carrera que dignamente usted dirige, para que en correspondencia con lo indicado por el señor Decano mediante Oficio N°0877-D-FCS-ACADÉMICO-UNACH-2024, realice validación del porcentaje de similitud de coincidencias presentes en el trabajo de investigación con fines de titulación que se detalla a continuación; tengo a bien remitir el resultado obtenido a través del empleo del programa TURNITIN, lo cual comunico para la continuidad al trámite correspondiente.

No	Documento número	Titulo del trabajo	Nombres y apellidos de los estudiantes	% TURNITIN verificado	Validación	
					Si	No
1	0877-D-FCS-05-07-2024	Prótesis parcial removible impresa en 3D	Allauca Fernández Marisol Elizabeth	1	X	

Atentamente



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



CIENCIAS DE LA SALUD SOLUDABLE recomienda utilizar ropa y calzado que cubra áreas expuestas a sol, gafas, gorra o sombrero para la realización de actividades al aire libre, que de preferencia se realicen en espacios con sombra entre las 10:00 y 13:00, crema fotoprotectora de amplio espectro resistente al agua todos los días y cada dos horas si hay exposición al sol. La protección solar y cuidado de la piel es nuestra responsabilidad, POR NUESTRA PIEL SOLUDABLE.



Av. Antonio José de Sucre, Km. 15
Correo: francisco.ustariz@unachedu.ec
Riobamba - Ecuador

Unach.edu.ec
en línea

(seneca) sQudable

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado a Dios, quien me ha mostrado su infinito amor durante mi carrera universitaria.

A mis padres Flor Fernandez y Jaime Allauca por su arduo esfuerzo y apoyo incondicional al permitirme crecer profesionalmente y forjar mí futuro.

A mis hermanos Katherine Allauca, Jaime Allauca y Luis Paguay por enseñarme constancia diaria y a siempre creer en mí.

A mi abuelita “Mamita Rosita” que guía mi camino ante cualquier adversidad, mostrándose en mi vida como una luz en medio de la oscuridad.

Marisol Elizabeth Allauca Fernandez

AGRADECIMIENTO

A mi abuelita por incentivar me constantemente en mi formación profesional, por inculcarme cada uno de los valores necesarios que pondré en práctica al ejercer mi profesión.

A mis hermanos que durante esta travesía de perseverancia me tendieron su mano en momentos precisos, llenándome de esperanza y fe.

A mis docentes por sembrar la semilla del conocimiento e investigación científica, como lo ha sido mi tutor de tesis Dr. Manuel Alejandro León Velastegui que no solo ha sido una guía crucial durante el desarrollo de la tesis, ya que durante mi formación académica ha cimentado profesionalismo e innovación, pero sobre todo me ha mostrado que me espera una infinidad de oportunidades para formarme como investigadora y odontóloga de calidad.

Marisol Elizabeth Allauca Fernandez

ÍNDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA

DICTAMEN FAVORABLE DEL TUTOR Y MIEMBROS DEL TRIBUNAL

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

CERTIFICADO ANTIPLAGIO

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE TABLAS

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

RESUMEN

ABSTRACT

CAPITULO I.....	15
1.1. INTRODUCCION	15
1.2. OBJETIVOS	17
CAPITULO II.....	18
2. MARCO TEORICO	18
2.1. Prótesis parcial removible	18
2.2. Tecnica de impresion convencional.....	18
2.3. Clases de Kennedy	18
2.4. Reglas de Applegate	19
2.5. Diseño de la prótesis	20
2.5.1. Conectores mayores	20
2.6. Conectores menores	22
2.7. Apoyos	22
2.8. Retenedores	24
2.9. Requisitos del material ideal de las bases protésicas.....	24
2.10. Ventajas de las bases metálicas	24
2.11. Dientes artificiales	25

2.12. Protocolo convencional de fabricación de prótesis parcial removible	25
2.13. Tecnología digital en Odontología protésica.....	26
2.14. CAD/CAM	26
2.15. Impresión 3D	26
2.16. Tecnología de impresión digital 3D en odontología.....	26
2.17. Escáneres digitales intraorales.....	27
2.18. Tipos de escáneres digitales intraorales	27
2.19. Métodos de impresión 3D	28
2.19.1. Estereolitografía (SLA).....	29
2.19.3. Fusión de lecho de polvo (PBF)	29
2.19.4. Modelado por deposición fundida (FDM)	29
2.19.5..... Fusión selectiva por haz de electrones (SEBM).....	30
2.19.6. Fusión selectiva por láser (SLM).....	30
2.19.7. Sinterización selectiva por láser (SLS)	30
2.19.8. El procesamiento digital de luz (DLP).....	30
2.20. Materiales para impresión 3D en odontología	30
2.21. Resinas impresas en 3D	31
2.22. Impresión 3D de prótesis parciales removibles.....	32
2.23. Protocolo clínico en la elaboración de RPD impresa en 3D	33
2.24. Ventajas y desventajas de la fabricación de estructuras RPD en impresión 3D	34
CAPITULO III	35
3. Metodología	35
3.1. Tipo de investigación	35
3.2. Pregunta de Investigación	35
3.3. Medidas de Resultado	35
3.4. Criterio de Elegibilidad.....	35

3.5. Fuentes de información y estrategia de búsqueda	35
3.6. Selección de estudios	37
3.7. Extracción de datos.....	37
CAPITULO IV	39
4. RESULTADOS	39
5. DISCUSIÓN.....	63
CAPITULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	66
5. CONCLUSIONES.....	66
6. RECOMENDACIONES	67
7. BIBLIOGRAFÍA	68
8. ANEXOS.....	73

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de escáneres intraorales.....	28
Tabla 2. Ecuaciones de búsqueda	37
Tabla 3: Estudios, título, revista y país	40
Tabla 4: Objetivos, muestra y modelo maestro de los estudios.....	41
Tabla 5: Clases de Kennedy.	42
Tabla 6: Tipo de fabricación y técnica registradas en los estudios.....	43
Tabla 7: Diseño difital 3D.	45
Tabla 8: Software implementados dentro del proceso de fabricación de prótesis parciales removibles.	46
Tabla 9: Marcas de impresoras 3D dentales y características	48
Tabla 10: Material de impresión 3D y su composición	51
Tabla 11: Máquinas de post-polimerización, revestimiento, colado, fresado y fundición centrífuga.....	53
Tabla 12: Máquina de sinterización láser características.	54
Tabla 13: Proceso de acabado RPD 3D.	55
Tabla 14: Métodos de medición de valores.....	56
Tabla 15: Ajuste, retención, resistencia y precisión de las estructuras parciales removibles 3D impresas	58
Tabla 16: Desviaciones, desplazamiento, mapeo de color, rugosidad y termociclado medido en la prótesis parcial removible impresa en 3D.....	60
Tabla 17: Microestructura, microdureza, consumo de material, veracidad de impresión, adaptación y discrepancia de las prótesis parciales removibles impresas en 3D.	62

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Prótesis parcial removible	18
Ilustración 2. Clasificación de Kennedy ejemplos	19
Ilustración 3. Clasificación de conectores mayores maxilares.	20
Ilustración 4. Clasificación de conectores mandibulares	21
Ilustración 5. Conector menor	22
Ilustración 6. Apoyo lingual en el esmalte de un canino	23
Ilustración 7. Lecho incisal	23
Ilustración 9. Procesos de fabricación aditiva clasificado según el material base	28
Ilustración 9. Diagrama de flujo PRISMA.....	38

RESUMEN

La prótesis parcial removible impresa en 3D para la fabricación de dentaduras removibles mediante tecnología digital ha evolucionado a pasos agigantados hacia distintas áreas de la odontología, introduciendo sistemas como el CAD/CAM (fabricación asistida por ordenador). La finalidad de esta investigación fue evaluar la prótesis parcial removible impresa en 3D, para el estudio de la literatura académica fueron recopilada información de diferentes bases de datos científicas, como Scopus, Web of Science y Embase. Mediante criterios de inclusión y exclusión se recopilaron 270 estudios, de los cuales se seleccionan estudios experimentales in vitro. No se utilizan filtros de fecha o lenguaje y se implementan términos booleanos AND u OR, para unir los términos Mesh y No Mesh indagados mediante título y abstract, dando como resultado 20 estudios en total para la revisión de la literatura. Posteriormente al estudio de los artículos científicos se encontró que las diferentes técnicas de fabricación digital aditivas producen dentaduras postizas mediante protocolos estandarizados, mismos que varían de acuerdo con el método de fabricación, como la fusión selectiva por láser (SLM), sinterización selectiva por láser (SLS) o sinterización directa por láser de metal (DMLS). Sin embargo, aún existen aspectos y variables por desarrollar ampliamente para demostrar su veracidad a largo plazo, las limitaciones que presenta esta nueva tecnología concluyen en el costo inicial de inversión para la adquisición de estos aparatos tecnológicos.

Palabras claves:

Prótesis parcial removible, impresión tridimensional, CAD/CAM, técnica convencional, precisión.

ABSTRACT

The development of 3D-printed removable partial prostheses has significantly advanced in various areas of dentistry, particularly with the introduction of CAD/CAM (computer-aided manufacturing) systems. This research aimed to evaluate the effectiveness of 3D-printed removable partial prostheses. Information was collected from several scientific databases, including Scopus, Web of Science, and Embase, to gather relevant academic literature. Applying specific inclusion and exclusion criteria, a total of 270 studies were identified, narrowing down to in vitro experimental studies. No date or language filters were utilized, and Boolean terms (AND/OR) were employed to combine MeSH (Medical Subject Headings) and non-MeSH terms investigated in titles and abstracts, resulting in a final selection of 20 studies for the literature review. The analysis of these scientific articles revealed that various additive digital manufacturing techniques can produce dentures using standardized protocols. These protocols may differ based on the manufacturing method, such as selective laser melting (SLM), selective laser sintering (SLS), or direct metal laser sintering (DMLS). However, several aspects and variables still need further development to validate the long-term reliability of these technologies. The limitations of this emerging technology primarily stem from the initial investment costs associated with acquiring the necessary equipment.

Keywords: Removable partial prostheses, Three-dimensional printing, CAD/CAM, Conventional technique, Precision.

Reviewed by:



Lic. Raquel Verónica Abarca Sánchez. Msc.

ENGLISH PROFESSOR

c.c. 0606183804

CAPITULO I

1.1. INTRODUCCION

La fabricación de dentaduras convencionales implica un método de restauración complejo que requiere de un tiempo significativo. Siendo deseable un método más simple, rápido y preciso de producción de RPD (1). El continuo desarrollo de las tecnologías digitales abre nuevas posibilidades terapéuticas, comenzando con la adquisición digital para el diagnóstico y la planificación de terapias, integrando tecnología de simulación virtual para configuración protésica, análisis oclusal y reconstrucción de diseños. Alcanzando a nivel odontológico el sistema conocido como la fabricación asistida por computadora (CAD-CAM) que diseña estructuras para prótesis parcial removible, en la cual se usa frecuentemente el método de fabricación de impresión tridimensional (3D). (2) (3) Las estructuras de prótesis parcial removible se pueden crear en un modelo tridimensional (3D) a partir de escaneos 3D del trabajo, esta digitalización acelera el proceso de fabricación, minimiza el costo del material y el tiempo empleado para la elaboración de esta. (4)

La tecnología digital ha sido ampliamente reconocida en varios sectores de la odontología, con numerosos estudios que profundizan en la utilización de la impresión 3D. (5) En este contexto, factores como las características mecánicas y físicas, la garantía de calidad, la durabilidad y la precisión deben controlarse meticulosamente durante todo el procedimiento. (6) (2) El diseño asistido por ordenador (CAD-CAM) brinda confiabilidad en la producción de estructuras metálicas de prótesis removibles dentales. Los prototipos tecnológicos novedosos se enfocan en la fabricación en capas, en la que un archivo de lenguaje de teselación estándar (STL) de un objeto se divide en capas transversales y luego se proporciona una entrada numérica de estas configuraciones a una máquina de fabricación automatizada para la construcción del prototipo. Emergen diferentes técnicas de fabricación digital: sustractivo y aditivo (7) (8), mostrando el proceso aditivo generación de detalles minuciosos como geometrías interiores complicadas que no se logran con fresadoras de varios ejes. (9) De ahí que, las dentaduras postizas impresas en 3D se producen ampliamente usando el enfoque aditivo, empleando técnicas de impresión diversas. (5)

La tecnología emergente de fabricación aditiva está alterando los procedimientos clínicos y de laboratorio involucrados en la producción de prótesis removibles. El uso de impresoras 3D presenta un avance significativo en la reducción del tiempo total invertido en la

fabricación de dispositivos protésicos. (3) (8) (10) En los laboratorios protésicos para la fabricación de estructuras de prótesis parcial removible se suelen emplear varias técnicas de fabricación populares, como la estereolitografía (SLA), procesamiento de luz digital (DLP), fusión selectiva por láser (SLM) y la sinterización selectiva por láser (SLS). (11) La hipótesis de la investigación postuló que el uso de la tecnología de impresión 3D para la producción de prótesis parciales removibles podría mejorar los resultados clínicos, incrementar la satisfacción de los pacientes y mejorar la rentabilidad. Además, cabe señalar que las aleaciones utilizadas con las técnicas antes mencionadas presentan propiedades mecánicas y de fatiga más precisas y superiores en comparación con los métodos de fabricación convencionales.

Las prótesis impresas en 3D tienen el potencial de ser más adecuadas para satisfacer las demandas clínicas, debido a su ciclo de procesamiento abreviado, a la reducción del desperdicio de material y a la fabricación adaptable de prótesis con estructuras internas y externas intrincadas. (12)

1.2. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Evaluar la prótesis parcial removible impresa en 3D.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Reconocer los diferentes protocolos clínicos utilizados para la confección de prótesis parcial removible impresa en 3D.
- Identificar características de las resinas impresas 3D en prótesis parcial removible.
- Clasificar los protocolos clínicos utilizados para realizar la prótesis parcial removible impresa en 3D.
- Evaluar los estudios clínicos realizados de prótesis parcial removible impresas en 3D.

CAPITULO II

2. MARCO TEORICO

2.1.Prótesis parcial removible

Una prótesis parcial removible es aquella que reemplaza dientes ausentes en una arcada parcialmente desdentada; se puede sacar de la boca y volver a colocarse. Esta brindara todas las características de una dentición natural, ser socialmente aceptables en cuanto a su aspecto, ofrecer comodidad y estabilidad en cuanto a su función. (13)



Ilustración 1. Prótesis parcial removible

2.2.Tecnica de impresion convencional

Los materiales y técnicas utilizados para registrar la impresión son alginatos y elastómeros, utilizando cubetas personalizadas o cubetas de stock. En las prótesis parciales soportadas por dientes y tejidos, está indicado un procedimiento de impresión especial o dual. Una impresión poseerá las siguientes características: extensión adecuada, cubeta centrada, cubeta sin perforaciones, superficie lisa y uniforme, estabilidad dimensional y espesor del material uniforme. Después se elaboran los modelos de estudio, se analiza el modelo en un paralelómetro y se construye el modelo de prótesis sobre el modelo en yeso. Se van preparando superficies guía y de soporte en los dientes pilares y se toma la impresión final. (13)

Se prefabrica una plantilla de registro para determinar la relación de la mandíbula en relación con el cráneo y se realiza la transferencia tomada por el arco facial al articulador usando los modelos en yeso, posteriormente se toma el registro de mordida y se envía el modelo en yeso montado en el articulador al laboratorio para la fabricación de la prótesis parcial removible. La prótesis en metal se prueba en la boca del paciente y se evalúa la funcionalidad, ajuste sin tensión, posición del conector grande, la retención y el diseño. (14)

2.3. Clases de Kennedy

Clase I: Edéntulo bilateral posterior

CLASE II: Edéntulo unilateral posterior

CLASE III: Edéntulo con un pilar anterior y posterior

CLASE IV: Edéntulo bilateral anterior (que cruce la línea media) (13)

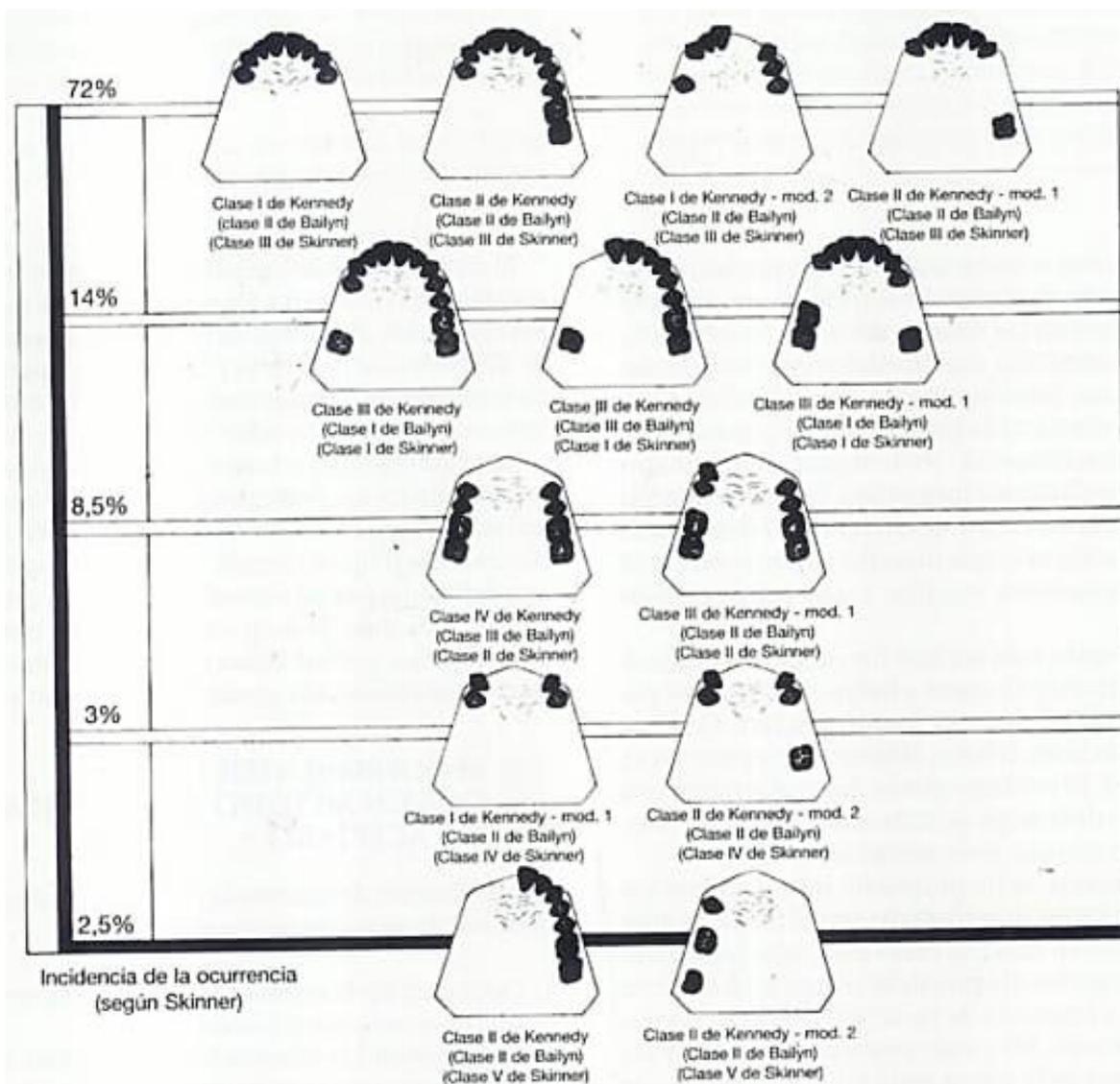


Ilustración 2. Incidencia de la ocurrencia (según Skinner)

2.4. Reglas de Applegate

- Clasificar después de exodoncias, no antes.
- Terceros molares que no se van a reemplazar no se toman en cuenta.
- Si hay un tercer molar presente y se lo usara como pilar se tomará en cuenta para la clasificación.
- Si falta un segundo molar y no será reemplazado, no se toma en cuenta.
- El área o áreas edéntulas más posteriores determinan la clasificación.
- Las áreas distintas a las que determinan la clasificación se las conoce como modificaciones y son designadas con su número respectivo.
- La extensión de la modificación no se considera, solo la cantidad de zonas edéntulas adicionales.

- No puede haber áreas de modificación en arcos de clase IV y si hay áreas posteriores cambia la clasificación. (13)

2.5. Diseño de la prótesis

2.5.1. Conectores mayores

Es el componente de la dentadura parcial que conecta las partes de la prótesis de un lado de la arcada con las del lado opuesto. (13)

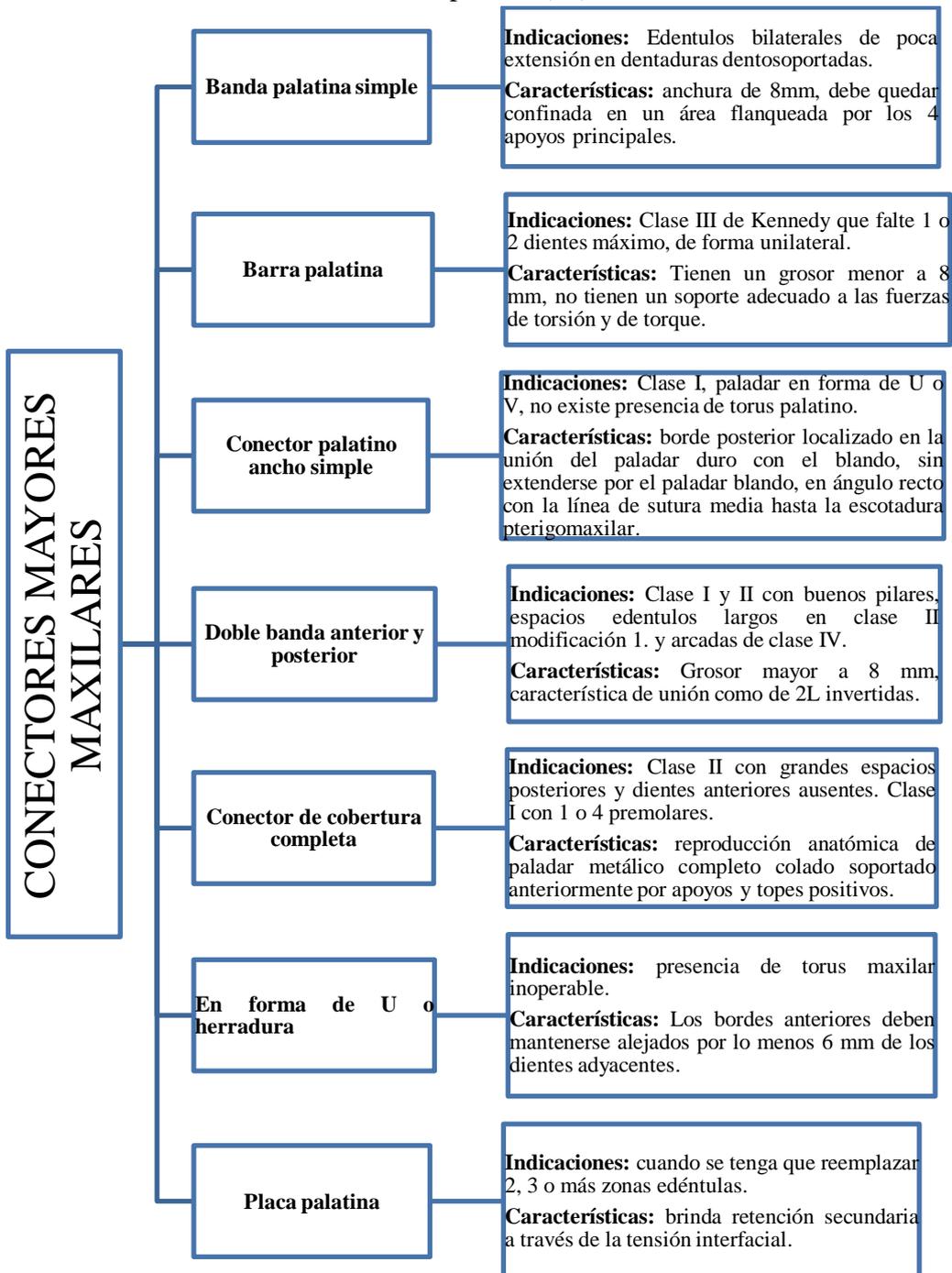


Ilustración 3. Clasificación de conectores mayores maxilares.

Elaborado por Marisol Allauca
Tomado de (13)

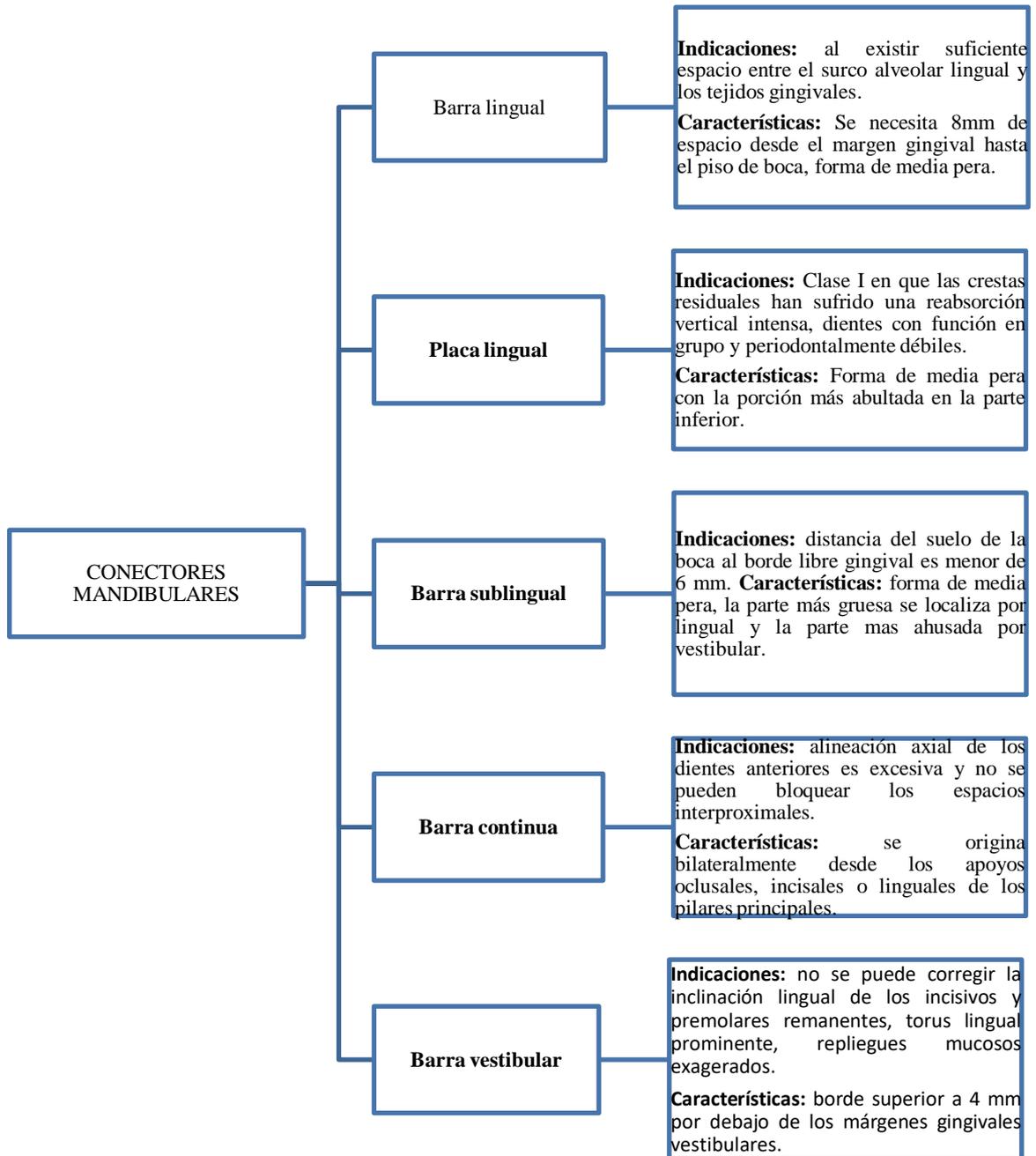


Ilustración 4. Clasificación de conectores mandibulares

Elaborado por Marisol Allauca
Tomado de (13)

2.6. Conectores menores

Son los componentes que enlazan el conector mayor a la base de la dentadura con los demás componentes de la prótesis. (13)

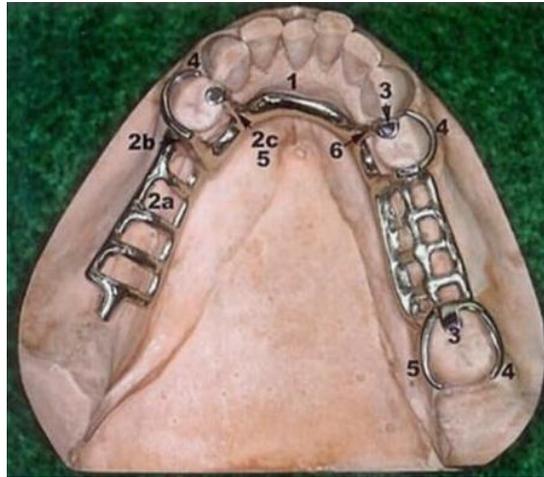


Ilustración 5. Conector menor

- **Funciones:** Transfiere la carga funcional a los pilares, es una función de prótesis a pilar, transfiere el efecto de los retenedores, apoyo y componentes estabilizadores a lo largo de toda la prótesis, es una función de pilar a prótesis.
- **Forma y localización:** El conector se colocará en una tronera, debe contornear el espacio interdental y pasar verticalmente desde el conector mayor cruzando la encía abruptamente y cubriendo el menor tejido gingival. Debe ser grueso en la superficie lingual y ahusado hacia el área de contacto.
- **Topes mucosos:** Se colocan en los tejidos, forman parte integrante de los conectores menores diseñados para retener las bases de resina acrílica. Proporcionan estabilidad a la estructura en las fases de transferencia y procesado. Pueden ocupar las vertientes linguales o vestibulares de la cresta residual y le dan estabilidad. (13)

2.7. Apoyos

El principal propósito del apoyo es proporcionar soporte vertical a la dentadura.

Parámetros de los apoyos

- Forma triangular redondeada con el vértice dirigido hacia el centro de la superficie oclusal.
- Se reduce 1,5 mm de la cresta marginal; 2,5 mm de largo y ancho en molares y premolares
- La base del descanso oclusal debe ser apical a la cresta marginal y la superficie oclusal.
- Es cóncava o en forma de cuchara
- El ángulo formado por el apoyo oclusal y el conector menor vertical en el que se origina debe ser menor de 90°.
- No se debe dejar bordes o ángulos agudos en la preparación del apoyo. (13)

Tipos de apoyos oclusales

- a) **Apoyo oclusal en extensión:** Se utiliza en la clase II de Kennedy modificación 1, Clase III con pilar posterior en un molar inclinado a mesial, comprende más de la mitad de la anchura mesio distal del diente, con un espesor metálico de 1 mm, con una preparación redondeada y sin ángulos agudos.
- b) **Apoyo oclusal interproximal:** Se preparan como lechos oclusales simples, las preparaciones se deben extender lingualmente de forma extensa, se utilizan varios apoyos adyacentes en lugar de uno para evitar el efecto de cuña interproximal de la estructura.
- c) **Apoyo intracoronal:** El soporte oclusal lo proporciona el suelo del lecho, la estabilización horizontal procede de la verticalidad de las paredes del lecho. La forma del apoyo debe ser paralela a la vía de entrada, ligeramente ahusada hacia oclusal y con una discreta cola de milano.
- d) **Apoyo lingual:** Estéticamente más aceptables en caninos con una inclinación uniforme y un ángulo prominente. Se talla una V ligeramente redondeada en la superficie lingual, en la unión del tercio gingival y el tercio medio del diente, con el vértice direccionado hacia incisal. Se inicia con una fresa de diamante de cono invertido y se progresa con fresas cónicas pequeñas, finalizando con fresas de extremos redondeado.
- e) **Apoyo incisal:** Se coloca en los ángulos incisales de dientes anteriores, originan movimientos ortodónticos. Se prepara en forma de escotadura redondeada en el ángulo o borde incisales. Debe tener una anchura de 2,5 mm con 1,5 mm de profundidad para que sea resistente sin exceder el contorno natural del borde incisal. Pueden restaurar defectos o abrasiones anatómicas, proporcionan estabilización y aportan guía anterior. (13)

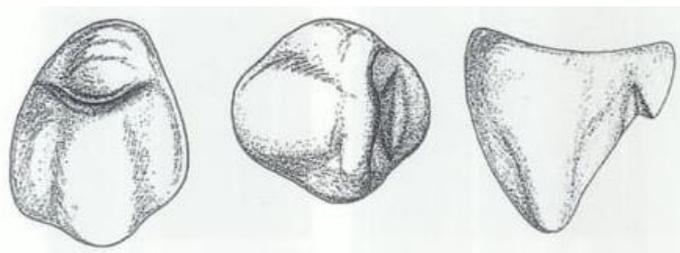


Ilustración 6. Apoyo lingual en el esmalte de un canino

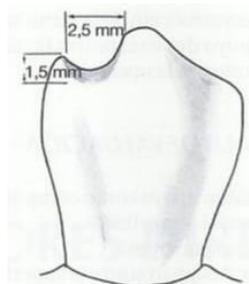


Ilustración 7. Lecho incisal

2.8. Retenedores

La parte componente que resiste el soporte adecuado y alejamiento de los dientes y de los tejidos es la que proporciona retención y se conoce como retenedor directo. Los retenedores pueden ser:

- **Intracoronal:** Puede colarse o anclarse totalmente dentro de los contornos restaurados de un diente pilar. Se compone de una llave y una contra llave diseñada mecánicamente, con paredes verticales opuestas paralelas que limitan el movimiento y se oponen a la remoción de la dentadura gracias a su resistencia friccional.
- **Extracoronal:** Emplea la resistencia mecánica al desplazamiento a través de componentes colocados en la superficie externa de los pilares y del cual existen 3 formas básicas. El empleado con mayor frecuencia es el retenedor tipo gancho. (13)

2.9. Requisitos del material ideal de las bases protésicas

McCracken (13) menciona que los requisitos ideales de un material serían, extrema adaptación al tejido, con mínimo cambio volumétrico. La superficie debe ser compacta, no irritante, capaz de admitir y mantener un buen acabado, debe poseer una buena conductividad térmica, ligera en la boca, que presente suficiente dureza, resistencia a la fractura y distorsión. El acabado debe mostrar una estética aceptable.

2.10. Ventajas de las bases metálicas

- **Exactitud y permanencia de la forma:** las bases metálicas coladas de aleaciones de oro, cromo o titanio se procesan con más fidelidad que las bases de resina y se mantienen sin cambios en la boca. Algunas resinas y sus métodos de procesamiento son superiores a otras, sin embargo, ninguna supera a los colados metálicos. La distorsión de las bases de resina es manifiesta en las prótesis maxilares, con separaciones en la línea media palatina y en las vertientes vestibulares de las tuberosidades.
- **Respuesta comparativa de los tejidos:** la limpieza inherente a las bases metálicas contribuye a la salud de los tejidos orales en mayor grado que las bases de resina acrílica. Las bases de resina tienden a acumular depósitos mucinosos con partículas de alimentos y depósitos calcáreos.
- **Conductividad térmica:** los cambios de temperatura transmitidos a través de la base metálica a los tejidos subyacentes colaboran al mantenimiento de la salud de estos tejidos, por el contrario, las bases de resina acrílica tienen propiedades aislantes que evitan el intercambio de temperatura entre el interior y el exterior de la base protésica.
- **Peso y volumen:** las aleaciones metálicas se pueden colar mucho más delgadas que las bases de resina, sin perder dureza. (13)

2.11. Dientes artificiales

- **Resina acrílica o de porcelana anclados con resina acrílica:** Los dientes artificiales de porcelana quedan retenidos mecánicamente. Los dientes posteriores se retienen por la resina acrílica que rodea los clavos o pines linguales de retención. Los dientes artificiales de resina se retienen por unión química con la resina acrílica de la base protésica, en la fase de laboratorio. El anclaje de la resina acrílica a la base metálica se consigue con puntas de retención, asas retentivas o espolones colados al azar.
- **Resina o porcelana de tubo y facetas cementadas directamente a las bases metálicas:** Estos sistemas de anclaje presentan desventajas por la dificultad de conseguir una oclusión satisfactoria, la falta de contornos adecuados para el contacto de la lengua y las mejillas, y la vista antiestética del metal en los márgenes gingivales.
- **Resina o porcelana procesados directamente sobre las bases metálicas:** Los modernos copolímeros de enlaces covalentes facilitan el procesamiento de los dientes de resina acrílica con la dureza y resistencia a la abrasión requerida. (13)

2.12. Protocolo convencional de fabricación de prótesis parcial removible

1. Extracción de dientes con grado de movilidad alto, caries dental avanzada de ser necesario.
2. Toma de impresión inicial con alginato y vaciado en yeso (modelos de estudio).
3. Elaboración de cubetas individuales en acrílico.
4. Análisis del modelo en paralelómetro y planificación de la construcción.
5. Preparación de soportes y correcciones de rectificado.
6. Impresión convencional definitiva.
7. Elaboración de los modelos de trabajo y plantillas de registro.
8. Transferencia de arco facial, determinación de la relación con la mandíbula.
9. Toma del registro de mordida en relación céntrica.
10. Montaje de los modelos de trabajo en el articulador en relación con el cráneo.
11. Prueba del montaje.
12. Planificación de andamios.
13. Fabricación de la estructura (Proceso de fundición) y montaje sobre el modelo.
14. Montaje del marco.
15. Configuración de cera para la prueba general.
16. Prueba general.
17. Finalización del modelo de prótesis escayolada.
18. Probar la prótesis terminada e incorporada.
19. Control y cuidados posteriores. (14)

2.13. Tecnología digital en Odontología protésica

La tecnología digital en el área de la odontología ha ido posicionándose como un instrumento indispensable durante la atención clínica. Estos recursos digitales son herramientas de gran ayuda para el profesional dentista, brindan información que se mantiene a través del tiempo. Entre tantas de las herramientas digitales usadas en el consultorio dental tenemos las fotografías dentales digitales, radiografías dentales, etc. La información adquirida de las radiografías dentales son en formato DICOM que suelen fusionarse con archivos de superficie 3D de la dentición; para la colocación de implantes dentales se diseñan férulas quirúrgicas que posteriormente se producirán utilizando tecnología CAM, luego se puede obtener impresiones digitales usando escáneres intraorales o fusionar los archivos de superficie 3D con los tomados antes de la cirugía, para recrear perfiles de emergencia originales. Para una restauración final se utilizará tecnologías digitales para el diseño y fabricación (CAD-CAM). (15)

2.14. CAD/CAM

Es un software que minimiza el error del operador y ayudan a fabricar objetos con mayor repetibilidad. El software CAD proporciona el modelo para el proceso CAM. A su vez, el CAM es la herramienta que influye en el resultado del fresado y lo regula. (16)

2.15. Impresión 3D

La tecnología digital ha mejorado la fabricación de RPD sin metal, con la introducción del fresado CAD/CAM en odontología, la mayoría de estas prótesis se producen fácilmente mediante fresado, actualmente se ha introducido la impresión 3D para fabricar prótesis flexibles de poliamida a base de nailon. Tras el éxito de la producción digital de RPD, ahora se introducen nuevos materiales para el marcador, como el poli éter cetona (PEEK), que se produce mediante fresado directo CAD/CAM. (15)

2.16. Tecnología de impresión digital 3D en odontología

Las prótesis diseñadas por ordenador han revolucionado la odontología a un ritmo acelerado, los métodos de fabricación aditiva o impresión 3D coexisten y se diferencian de las prótesis fabricadas mediante el método sustractivo impulsada digitalmente (fresado) y los métodos convencionales. Sin embargo, las tecnologías de impresión 3D se están ampliando rápidamente, misma que permite fabricar una prótesis tangible de numerosas formas mediante la adición sucesiva de capas de material según lo determinado por el diseño de la computadora. (17)

La fabricación aditiva incluye un menor desperdicio de materias primas, la posibilidad de imprimir formas variadas y múltiples estructuras simultáneamente. Cuando se utiliza la fabricación aditiva para la fabricación de estructuras de prótesis

parciales removibles, existen dos opciones de fabricación posibles. Se puede diseñar una estructura de prótesis parcial removable, imprimirla en resina y usarla para el colado (impresión directa o método híbrido) o se utiliza un método directo en el que la estructura se imprime en metal. La estructura de resina impresa ofrece la ventaja de realizar pruebas clínicas y modificaciones antes del colado, una posibilidad que no está disponible para las estructuras impresas en metal. (17)

2.17. Escáneres digitales intraorales

Proporcionan ventajas sobre los métodos convencionales, brindando mayor comodidad del procedimiento y mejor comunicación entre el paciente, médico y el laboratorio dental, al mismo tiempo se eliminan virtualmente problemas relacionados con la deformación del elastómero, lo que resulta en mayor precisión. Todos los escáneres intraorales construyen modelos 3D capturando y uniendo entre si múltiples imágenes tomadas de la cavidad bucal. El proceso de unión es fundamental y se realiza mediante una alineación de mejor ajuste en la que pueden surgir una serie de errores y comprometer la precisión. (17)

Estos errores de costura pueden corregirse mediante algoritmos matemáticos dentro del software de control del escáner, aunque este proceso es sensible a otros factores, como la experiencia del operador en el manejo del dispositivo. La resolución de los archivos STL generados por los escáneres depende del número de triángulos utilizados para representar la superficie del objeto, que puede variar según el software de control de escaneo utilizado. Pudiendo afectar la visibilidad y la precisión de la línea de acabado en preparación de pilares para prótesis fija, comprometiendo así la calidad de la restauración final. (17)

Dependiendo de la tecnología de los escáneres, el fabricante generalmente recomienda un protocolo de escaneo específico. La mayoría de los protocolos comienza con el escaneo del arco dental donde se encuentra la restauración, seguido de un escaneo del arco antagonista y otro para los dientes en oclusión o mordida. Para lograr un escaneo adecuado se utilizarán separadores para retraer labios y las mejillas para aislar el campo de tratamiento. Debe controlarse la acumulación de saliva y sangre, ya que comúnmente produce alteraciones en la precisión de la exploración. (15)

2.18. Tipos de escáneres digitales intraorales

ESCANER INTRAORAL	FABRICANTE	TECNOLOGÍA	SIN POLVO	COLOR
TRUE DEFINITION	3M (St. Paul, MN, USA)	Video	No	No
AC CEREC OMNICAM	Dentsply/Sirona (Bensheim, Germany)	Video	No	No
AC CEREC PRIME SCAN	Dentsply/Sirona (Bensheim, Germany)	Video	Yes	Yes

TRIOS 4	3Shape (Copenhagen, Denmark)	Video	Yes	Yes
ITERO ELEMENTS	Align Technologies (San José, CA, USA)	Foto	Yes	Yes
CS 3700	Carestream (Rochester, NY, USA)	Video	Yes	Yes
PLANSKAN EMERALD	Planmeca/E4D Technologies (Richardson, TX, USA)	Video	Yes	Yes
DWIO	Dental Wings (Montreal, Canada)	Video	Yes	No
INTRASCAN	MHT (Verona, Italia)	Foto	Yes	No
CONDOR SCAN	Condor (Gent, Belgium)	Video	Yes	Yes
AADVA 200	Gc (Tokyo, Japan)	Video	Yes	No

Tabla 1. Tipos de escáneres intraorales
Tomado de (17)

2.19. Métodos de impresión 3D

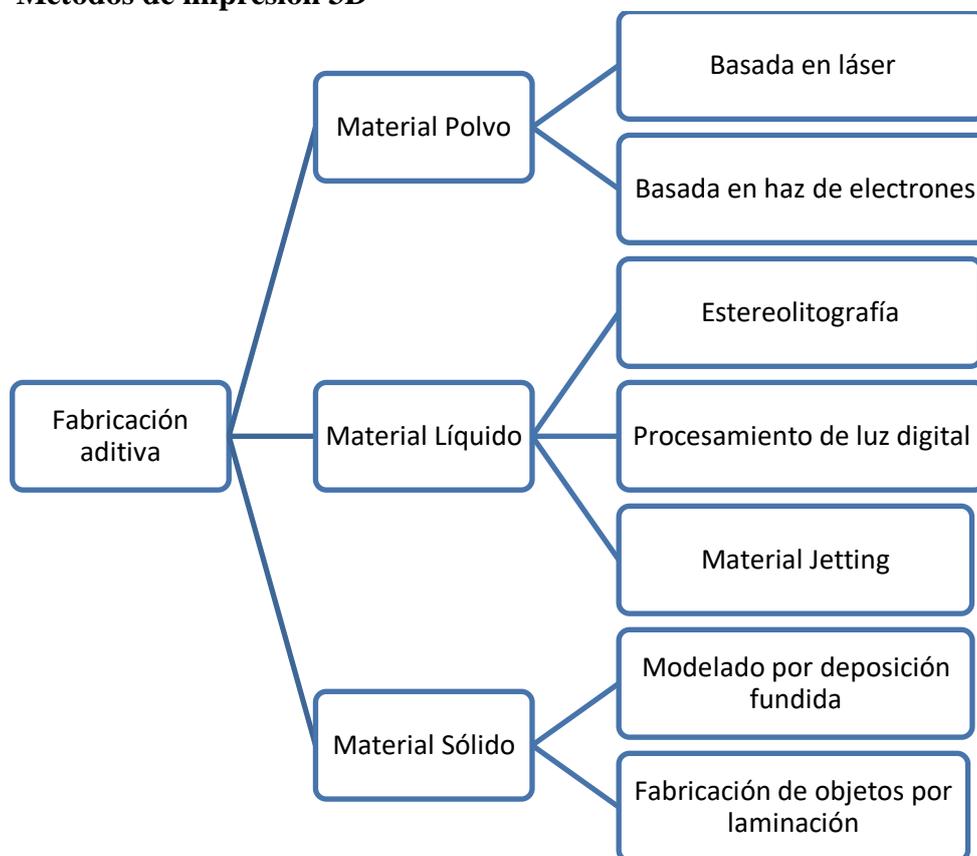


Ilustración 8. Procesos de fabricación aditiva clasificado según el material base.
Tomado de (18)

2.19.1. Estereolitografía (SLA)

Se define como la fabricación de un modelo 3D a partir de un material sensible a la luz. Es un método de fotolitografía 3D en el que un fotopolímero líquido se expone a un rango de longitud de onda de luz específico para iniciar el proceso de polimerización. El fotopolímero sufre un cambio en sus propiedades mecánicas y da lugar a un material sólido, un rayo láser escanea un área predefinida de la superficie del recipiente del fotopolímero y retícula este punto mediante radiación laser. Se fabrica una estructura 3D mediante la iteración capa por capa de este procedimiento. Los biomateriales fotosensibles, como el óxido de polietileno (PEO), el diacrilato de polietilenglicol (PEGDA) y la gelatina metacrililoil (GeIMA), se han utilizado en el método SLA para imprimir un andamio 3D. (15)

2.19.2. Impresión Inkjet

La impresión 3D por inyección de tinta, es un proceso en el que se utiliza un inyector para expulsar pequeñas gotas de tinta de material aglutinante hacia un sustrato de polvo (yeso, cerámica o resinas) y construir un objeto capa por capa. Este proceso comienza con la extensión de una capa delgada de polvo del sustrato a través de la plataforma de aglutinación y se aplica un material líquido aglutinante sobre el polvo, conectando entre sí las partículas expuestas, dejando sueltas las partículas no expuestas. El proceso se repite con cada capa hasta que se forma la estructura final. (15)

Por último, se aplica un tratamiento térmico y los polvos no aglutinados se retiran de la plataforma de construcción. La impresión por inyección de tinta produce una impresión de menor resolución, lo que no es ideal para aplicaciones dentales, sin embargo, se pueden usar para modelos dentales y modelos de diagnóstico ortodóntico. (15)

2.19.3. Fusión de lecho de polvo (PBF)

Es una tecnología de fabricación aditiva utilizada para procesar objetos en 3D en un patrón capa por capa, utilizando un láser de alta potencia que funde o fusiona sucesivas capas de polvo compacto. Para procesar la primera capa se esparcen polvos metálicos sobre una plataforma de producción mediante un rodillo de contra rotación, luego un haz laser se enfoca en un área definida por el archivo de datos CAD para fusionar los polvos en esa área, mientras que los polvos restantes permanecen sin fusionar. Para las capas subsiguientes la plataforma de producción se baja una vez el grosor de la capa, se aplica una nueva capa de polvos nuevamente sobre la anterior y el láser funde los polvos con la capa anterior. Esto se repite hasta alcanzar la forma final deseada. (15)

2.19.4. Modelado por deposición fundida (FDM)

O fabricación por filamento fundido (FFF), es una técnica que construye un objeto depositando un hilo de material termoplástico sobre una plataforma de construcción a través de una boquilla calentada. El objeto se construye de abajo hacia arriba, capa por capa, el movimiento de la boquilla es dirigido por el software CAM y puede

moverse en direcciones tanto horizontal como vertical. El material termoplástico se derrite parcialmente en la boquilla y al depositarse sobre la base de construcción se solidifica inmediatamente en un lapso de 0.1 s. (15)

2.19.5. Fusión selectiva por haz de electrones (SEBM)

Es similar a la sinterización laser y a la fusión laser, pero el procesamiento se produce en un alto vacío y con un haz de electrones como fuente de calor para fundir completamente el polvo metálico, este utiliza un haz de electrones para fundir un alambre de metal sobre una superficie para construir un objeto que es similar a la técnica FDM, pero con metal en lugar de plástico. La ventaja principal es la capacidad de producir objetos porosos con diferentes aleaciones como cobalto-cromo y titanio. (15)

2.19.6. Fusión selectiva por láser (SLM)

Utiliza un rayo láser para fundir diferentes materiales, como cerámicas, polímeros y polvos metálicos. El material de impresión es un polvo, cada capa se separa con un rodillo antes de la exposición laser. El mecanismo de solidificación se basa en la fusión de un polvo en contraste con la reticulación del fotopolímero. Tanto el Co-Cr como el Ti se utilizan ampliamente para fabricar estructuras dentales en 3D e implantes porosos en 3d mediante el método SLM. (17)

2.19.7. Sinterización selectiva por láser (SLS)

Las partículas de polvo no se funden, se calientan con un rayo láser a una temperatura crítica que permite que las pequeñas partículas de polvo se fusionen entre si a nivel molecular. Se pueden utilizar varios biomateriales para fabricar objetos 3D, como polímeros, metales y polvos cerámicos. (17)

2.19.8. El procesamiento digital de luz (DLP)

Es uno de los métodos de impresión 3D más utilizados, el material de impresión 3D es fotosensible similar al SLA. Cada capa se cura mediante la proyección de una imagen desde un proyector sobre la superficie de la resina. Los biomateriales como PEGDA y GeIMA se pueden curar con luz visible, que carece de citotoxicidad y no afecta la viabilidad celular; es más conveniente en términos de precisión y exactitud de los modelos dentales en comparación con la técnica SLA. (17)

2.20. Materiales para impresión 3D en odontología

Los biomateriales utilizados para la impresión deben imitar el entorno natural del tejido huésped, diferentes tipos de materiales como polímeros, cerámicas y metales se utilizan para la impresión 3D en odontología. La selección de estos materiales depende de la zona en la que será aplicada, por ejemplo, se ha utilizado metales como el cobalto y cerámicas como el zirconio y la alúmina para la creación de prótesis parciales o completas dentales. (15)

Se pueden imprimir diferentes materiales mediante la tecnología de impresión 3D, entre ellos polímeros, metales, cerámicas y materiales compuestos. Las impresoras 3D utilizan principalmente polímeros como material de impresión 3D, como polipropileno, poliuretano, ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), PPSF (polifenilsulfona), nailon, silicio, poliestireno, ácido poliláctico, policarbonatos y policaprolactona. Algunas técnicas permiten el uso de materiales cerámicos como cerámica de alúmina y circonio, mientras que otras tecnologías pueden utilizar metales como materiales de impresión, entre ellos tenemos al acero inoxidable, cromo cobalto y titanio. (15)

2.21. Resinas impresas en 3D

Lo ideal es que los nuevos materiales de base para dentaduras postizas combinen un conjunto de propiedades que puedan mitigar la formación de biopelículas. Probablemente los más prometedores entre los nuevos materiales son los utilizados para CAD (diseño asistido por ordenador) /CAM (fabricación asistida por ordenador). Las resinas base para dentaduras postizas impresas en 3D dan como resultado una mayor adhesión de *C. albicans* y una superficie más rugosa que las resinas base de dentaduras postizas convencionales termo polimerizadas y molidas; las resinas base de dentaduras postizas impresas en 3D (NextDent y ASIGA) exhibían una dureza más baja que la resina termo polimerizada y una rugosidad superficial similar, independientemente del tiempo de postcurado y la orientación de la impresión. (19)

La impresión 3D de resinas base para prótesis dentales puede utilizar dos técnicas principales: estereolitografía (SLA) y procesamiento digital de la luz (DLP). Ambos tipos de impresoras 3D pueden fabricar bases de dentaduras postizas o dientes artificiales capa por capa polimerizando resinas fotopolimerizables, siendo más rápidas y menos costosas que la técnica convencional de empaquetado y prensado. Sin embargo, la adhesión de *C. albicans* a las superficies de las dentaduras postizas impresas con DLP se vio afectada significativamente por el espesor de la capa de impresión, pero no por el ángulo de construcción; concluyendo que el espesor de la capa debe ser inferior a 100µm para evitar la adhesión de *C. albicans*. (20)

La energía libre de superficie puede influir en la adhesión microbiana de los microorganismos en los materiales base de las prótesis. Las resinas impresas en 3D presentaron los valores más altos de energía libre superficial, las muestras impresas en 3D mostraron una mayor viabilidad y actividad celular. Se afirmó que las superficies que presentan una mayor energía libre contribuyen a la adhesión microbiana de *C. albicans*, una cepa hidrofóbica. Sin embargo, Freitas et al. compararon la resina impresa en 3D Cosmos Denture con una resina polimerizada por calor y demostraron que los resultados de humectabilidad no parecen influir en la adhesión microbiológica en las superficies de resina, pero la rugosidad de la superficie para los autores parecía tener más sentido para una mayor adhesión de la biopelícula de *C. albicans*, después de 48 horas de incubación. (21)

Otro estudio presentó resultados similares, ya que la fabricación de muestras de resina para base de prótesis mediante impresión 3D aumentó la cantidad de colonias en el período de adhesión de 4 horas de *C. albicans* en relación con la técnica convencional de termopolimerizado. Por otro lado, Fiore et al. verificaron una mayor adherencia de *C. albicans* en 90 minutos en la resina de PMMA polimerizada por calor en comparación con la impresión 3D por técnica SLA y las resinas base de dentaduras postizas molidas, pero todas las resinas tuvieron una adhesión microbiana similar después de 16 horas de incubación. (21)

Las resinas impresas en 3D exhibieron un mayor metabolismo celular que la resina termopolimerizada, otros factores como la hidrofobicidad y el ángulo de contacto de la resina también son responsables de la adhesión de *C. albicans*. Esos materiales pueden absorber proteínas salivales y de biopelícula de manera diferente en comparación con el PMMA, como se ha demostrado para la mucina (mayor absorción con resinas impresas en 3D). (21)

La necesidad de un mayor conocimiento sobre la composición de las resinas utilizadas en la fabricación aditiva digital es una limitación del presente estudio. Las patentes restringidas por parte de las empresas manufactureras no permiten una exploración más precisa de los resultados encontrados. Además, el uso de diferentes marcas de impresoras y unidades de post-curado (tiempo y temperatura) del mismo fabricante de resina también puede ser una limitación. Las resinas utilizadas en la impresión 3D tienen una mayor energía libre superficial en comparación con las resinas acrílicas convencionales, lo que las hace más ávidas para colonizar microorganismos y un mayor metabolismo celular de *C. albicans*. (21)

2.22. Impresión 3D de prótesis parciales removibles

Desde el ordenador se envía un marco digital (archivo STL) a una impresora 3D, la colada está diseñada para sistemas de fabricación indirecta (impresión y fresado) en el cual se funde y sinteriza con láser la aleación Co-Cr, construyendo un marco metálico RPD. Los parámetros de la impresora 3D se establecen de forma predeterminada, y el prostodoncista dental programa los marcos digitales y ajusta su ángulo a la plataforma de la impresora. El proceso de sinterización dura 90 minutos, finalizada la misma el marco RPD se procesa térmicamente junto a la plataforma de la máquina 3D para liberar las tensiones internas. (22)

Para los sistemas de tecnología aditiva (sinterización láser e impresión 3D), se incluyen soportes a la estructura antes de enviar el diseño concluido. Se necesitan soportes apropiados de la resistencia adecuada para estabilizar las capas del armazón RPD durante su producción, ya que se colocan en capas muy delgadas; durante la fabricación evita el movimiento y disipa el calor de la parte terminada del armazón durante la fabricación. El proceso de diseño toma aproximadamente 30 minutos por armazón. (22)

Fabricación

Al estar completado el archivo de diseño, se envía a la máquina de producción, misma en la que se producen los armazones con sistemas de producción directa e indirecta. (22)

Producción directa de metales

Incluyen sinterización por láser y fusión por láser, el polvo metálico se sinteriza por láser para la producción de estructuras RPD. La máquina tarda hasta 12 horas en fabricar 12 prótesis parciales removibles en un ciclo. Luego se recupera el RPD impreso y se lo somete a un posprocesamiento, la mayoría del polvo de metal no curado se reutiliza para estructuras futuras, reduciendo el desperdicio y mejorando la eficiencia. El RPD se trata térmicamente siguiendo las instrucciones del fabricante y luego se separa de la base de soporte, se verifica el ajuste de la estructura en el modelo y se ajusta de ser necesario. (22)

Producción indirecta de metal

En los sistemas de producción indirecta de metales, como la estereolitografía, el procesamiento con luz directa y el fresado, se imprime o se fresa un patrón de estructura de resina o cera. En el caso de la impresión 3D, se requieren varios pasos de postcurado incluyendo la eliminación de cualquier resto de resina húmeda sumergiendo el patrón en un solvente, seguido de curado final en un horno UV para endurecer completamente y obtener su integridad estructural. El patrón de resina también se puede probar en la boca del paciente si es necesario. Luego el patrón se moldea de manera convencional utilizando la técnica de cera perdida. (15)

Acabado y pulido

La nueva tecnología combina al mismo tiempo el arenado, el electropulido mecánico y en seco de las dentaduras RPD. Se pueden terminar o pulir tres estructuras simultáneamente en aproximadamente 60 minutos, lo que demuestra que este tipo de tecnología es amigable con el medio ambiente y el ahorro de tiempo. El modelo físico de trabajo se adapta al marco RPD completo y se envía al consultorio dental para otros procedimientos clínicos, se revisa la estructura RPD terminada en la boca del paciente para determinar algunos parámetros como: ajuste, retención y la oclusión. (22)

2.23. Protocolo clínico en la elaboración de RPD impresa en 3D

- 1) Impresión digital del modelo
- 2) Procesamiento de los archivos STL
- 3) Análisis digital y planificación del diseño virtual.
- 4) Preparación de las bases y correcciones de pulido.
- 5) Impresión digital definitiva y toma de registro de mordida.
- 6) Configuración digital.
- 7) Planificación de digital de la estructura.
- 8) Fabricación de la estructura, dependiente del método a utilizar.
- 9) Impresión 3D de los modelos de trabajo y prueba de la estructura en el modelo.
- 10) Prueba de la estructura.

- 11) Montaje promedio de los modelos de trabajo en el articulador.
- 12) Configuración en cera para la prueba final.
- 13) Prueba final.
- 14) Finalización de la prótesis parcial.
- 15) Prueba del trabajo terminado e inserción.
- 16) Control y cuidados posteriores. (23)

2.24. Ventajas y desventajas de la fabricación de estructuras RPD en impresión 3D

Ventajas

- Se simplifica la comunicación entre el dentista y el protésico dental
- Las impresiones digitales son mucho más agradables para el paciente y más cómodas para el terapeuta en comparación con la técnica convencional.
- Una impresión digital brinda al dentista una oportunidad de tener una visión completa de la impresión desde diferentes ángulos, lo que permite acceder a correcciones inmediatas mientras el paciente aún se encuentra en el sillón dental.
- Se envían sin demora al laboratorio dental
- El tiempo de trabajo en el laboratorio se reducen ampliamente (no hay preparación de modelos para duplicación, duplicación de modelos en materiales de inversión, no hay modelado en cera, no hay colocación de los bebederos, precalentamiento y fundición)
- El proceso de post-fabricación de la estructura RPD se acorta significativamente y se facilita gracias a la tecnología 3D
- Los procedimientos clínicos y de laboratorio en la fabricación de estructuras RPD son respetuosos con el medio ambiente. (22)

Desventajas

- Costo inicial de la cámara intraoral y del software de escaneo.
- Costo inicial de la impresora 3D y del software CAD
- Aumento de los costes de la educación y la formación de los protésicos dentales
- La imposibilidad de hacer algunas formas especiales de marcos RPD debido a las limitaciones del software disponible y los procedimientos de fabricación. (22)

CAPITULO III

3. Metodología

Se efectuó una revisión de la literatura siguiendo las normas de revisiones sistemáticas de acuerdo con PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) cumpliendo con su checklist 2020. (24)

3.1. Tipo de investigación

Revisión bibliográfica, descriptiva, no experimental, enfoque cualitativo y de corte transversal.

3.2. Pregunta de Investigación

Se realizó la pregunta de investigación de manera análoga con el método (PICO) Paciente, Intervención, Comparación y Resultado: ¿Las prótesis parciales removibles impresas en 3D tienen propiedades de precisión semejantes a los materiales fijos convencionales?

Paciente: Pacientes parcialmente edéntulo

Intervención: Impresión tridimensional, dentadura parcial removible, impresión en 3D.

Comparación: CAD/CAM o técnica convencional.

Resultado: Precisión

3.3. Medidas de Resultado

Los resultados alcanzados son la precisión de las impresiones 3D de prótesis parcial removible, medidos a través de sistemas software de metrología, microscopia y espectroscopia de rayos x, la medición se realiza mediante la superposición de archivos STL, el escaneo e importación del archivo a programas software de metrología utilizando algoritmos iterativos, los cuales son analizados y se va obteniendo la veracidad de las impresiones 3D a través de los datos que se obtienen de desviaciones positivas o negativas en los marcos de las prótesis dentales, desplazamientos de los marcos, brazos retentivos y retenedores; ajuste, retención, resistencia, rugosidad, adaptación, microestructura y microdureza de la misma.

3.4. Criterio de Elegibilidad

3.4.1. **Criterios de inclusión:** estudios experimentales *in vitro*, estudios que midan la variable de búsqueda precisión, estudios comparativos entre las técnicas convencionales de fabricación de prótesis parcial removible versus la impresión 3D.

3.4.2. **Criterios de exclusión:** estudios de casos clínicos, estudios en dientes deciduos, estudios de pacientes con bruxismo, estudios de pacientes con enfermedad periodontal severa y estudios con seguimiento menor a 3 meses.

3.5. Fuentes de información y estrategia de búsqueda

Las bases de datos utilizadas para esta revisión hasta octubre del 2024 fueron: Embase, Scopus y Web of Science, de acuerdo con la ecuación de búsqueda definida previamente, no se aplicaron filtros de fecha o lenguaje, siguiendo los criterios y reglas para cada base de datos, utilizando los términos booleanos AND u OR, para combinar los términos Mesh y No Mesh buscados mediante título y abstract.

El proceso de búsqueda y selección de estudios, extracción de datos se realizó por dos examinadores independientes (M.E.A.F – M.L.V). Además, se realizó una búsqueda manual de la lista de referencias de los artículos científicos seleccionados para identificar estudios adicionales.

BASE DE DATOS	ECUACIONES DE BÚSQUEDA	COMBINACIONES
Embase	1# P: Paciente portadores de PPR (‘Removable Partial Denture’ OR ‘Denture, Removable Partial’ OR ‘Partial Denture, Removable’ OR ‘Denture Partial Removable’)	*1+2+3+4
	2# I: Impresión tridimensional (‘Three-dimensional printing’ OR ‘3-Dimensional Printing’ OR ‘3-D Printing’ OR ‘3D Printing’ OR ‘Printing, 3-Dimensional’ OR ‘Printing, Three Dimensional’ OR ‘Printing, 3-D’ OR ‘dental impression’ OR ‘3-Dimensional Printing’ OR ‘Printing, 3D’ OR ‘Three-Dimensional Printing’)	*1+2+4
	3# C: CAD/CAM o Técnica convencional (‘CAD/CAM’ OR ‘Conventional Technique’)	
	4# O: Precisión (‘Accuracy’ OR ‘Precision’)	
Scopus	1# P: Paciente portadores de PPR (TITLE-ABS-KEY-AUTH (“Removable Partial Denture”) OR TITLE-ABS-KEY-AUTH (“Denture, Removable Partial”) OR TITLE-ABS-KEY-AUTH (“Partial Denture, Removable”) OR TITLE-ABS-KEY-AUTH (“Denture Partial Removable”))	*1+2+3+4
	2# I: Impresión tridimensional (("dental ceramic") OR ("dental porcelain") OR ("lithium disilicate") OR ("metal ceramic") OR ("feldspathic") OR ("alumina") OR ("Polymers")) OR ("Composite Resins") OR ("CAD/CAM") OR ("resin-matrix ceramics") OR ("hybrid polymer"))	
	3# C: CAD/CAM o Técnica convencional (("natural antagonist") OR ("antagonist teeth") OR ("antagonist tooth") OR ("antagonist enamel") OR ("enamel antagonist"))	
	4# O: Precisión (("tooth wear") OR ("teeth wear") OR ("occlusal wear") OR ("enamel wear") OR ("antagonist wear") OR	

	("dental wear") OR ("wear analysis") OR ("volume loss") OR ("tooth abrasion"))	
Web of Science	1# P: Paciente portadores de PPR ((TS= ("Removable Partial Denture") OR TS= ("Denture, Removable Partial") OR TS= ("Partial Denture, Removable") OR TS= ("Denture Partial Removable"))	*1+2+3+4
	2# I: Impresión tridimensional (TS=("Three-dimensional printing") OR TS=("3 Dimensional Printing") OR TS=("3-D Printing") OR TS=("3D Printing") OR TS=("Printing, 3-Dimensional") OR TS=("Printing, Three Dimensional") OR TS=("Printing, 3-D") OR TS=("dental impression") OR TS=("3-Dimensional Printing") OR TS=("Printing, 3D") OR TS=("Three Dimensional Printing"))	*1+2+4
	3# C: CAD/CAM o Técnica convencional ((TS=("CAD/CAM") OR TS= ("Conventional Technique"))	
	4# O: Precisión (TS=("Accuracy") OR TS=("Precision"))	

Tabla 2. Ecuación de búsqueda

3.6. Selección de estudios

Luego de eliminar los duplicados o triplicados con el gestor bibliográfico: Rayyan. Dos revisores independientes (M.E.A.F – M.L.V) realizaron la selección de los estudios mediante título y abstract, de acuerdo con los criterios de selección y se anotaron en una hoja de Excel para facilitar el manejo de los datos.

Una vez definidos los estudios a ser utilizados se obtuvieron los textos completos de los artículos científicos.

3.7. Extracción de datos

Las variables extraídas de los artículos científicos fueron: Autor, año de publicación, título, revista, tipo de estudio, país, objetivo, muestras, clase de Kennedy, retenedores, conector mayor, tipo de fabricación, técnica, espray de escaneo, escáner, CAD, formato de diseño, software de diseño, software de posprocesamiento, software de corte, software de superposición, fresadora, impresora 3D, características de la impresora, material, características del material, composición del material, limpieza de la estructura, material de revestimiento, máquina de postcurado, pulido, máquina de sinterización de laser, ángulo de construcción, material de recubrimiento, microscopio, espectroscopia de rayos x, analizador de imágenes, software de evaluación de datos, ajuste, retención, precisión, tiempo de impresión, microestructura, desviación, desplazamiento, mapeo de color, rugosidad, microdureza, microestructura, consumo del material, termociclado, adaptación.

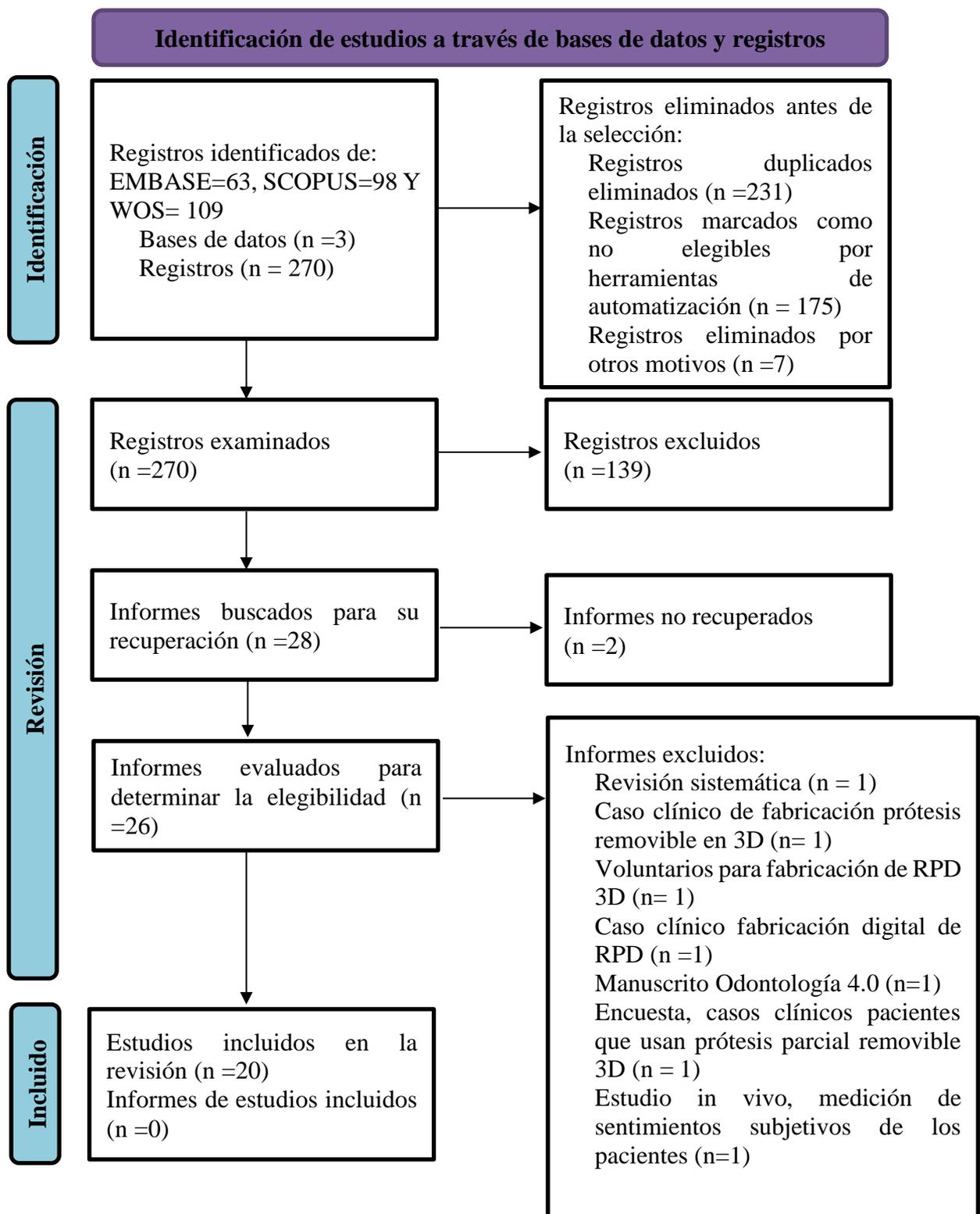


Ilustración 9. Diagrama de flujo PRISMA

CAPITULO IV

4. RESULTADOS

En 5 estudios los autores publican sus artículos en la revista The Journal of Prosthetic Dentistry, 2 en la revista Journal of prosthodontic research, The Journal of Advanced Prosthodontics y Journal Prosthodont, los demás pertenecen a revistas varias, los países que más publican son Arabia Saudita, Corea del Sur y Japón con 3 publicaciones cada una, mientras que Egipto registra 2 publicaciones. Sin embargo, aparecen otros países como: Austria, Nueva Zelanda, Zurich, Australia, Iran, Alemania, Canada, Malasia, China y Tailandia, estos con una sola publicación. (Tabla 3)

N°	Estudios	Título del estudio	Revista de publicación	País
1	Tasaka, (7) 2021	Influence of reinforcement bar on accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D-printed pattern and selective laser sintering	Journal of prosthodontic research	Japón
2	Sokolowski, (25) 2024	Evaluation of two printing techniques for maxillary removable partial denture frameworks	The Journal of Prosthetic Dentistry	Austria
3	Grymak, (26) 2023	Effect of various printing parameters on the accuracy (trueness and precision) of 3D-printed partial denture framework	Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials	Nueva Zelanda
4	Muehleemann, (27) 2021	Accuracy of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated Using Conventional and Digital Technologies	European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry	Zúrich
5	Rokhshad, (28) 2022	Fit of removable partial denture frameworks fabricated from 3D-printed patterns versus the conventional method: An in vitro comparison	The Journal of Prosthetic Dentistry	Irán
6	Snosi, (29) 2021	Subtractive versus additive indirect manufacturing techniques of digitally designed partial dentures	The Journal of Advanced Prosthodontics	Egipto
7	Hussein, (30) 2022	Trueness of 3D printed partial denture frameworks: build orientations and support structure density parameters	The Journal of Advanced Prosthodontics	Arabia Saudita
8	Rues, (31) 2023	Fit and Retention of Cobalt–Chromium Removable Partial Denture Frameworks Fabricated with Selective Laser Melting	Journal of functional Biomaterials	Alemania
9	Korkes, (32) 2024	Seating accuracy of removable partial denture frameworks fabricated by different digital workflows in comparison to conventional workflow	Journal Prosthodont	Australia

10	Hussein, (33) 2022	Optimization of Digital Light Processing Three-Dimensional Printing of the Removable Partial Denture Frameworks; The Role of Build Angle and Support Structure Diameter	Materials	Arabia Saudita
11	Saadaldin, (34) 2022	Assessment of the fitness of removable partial Denture Frameworks manufactured using additive manufacturing/selective laser melting	Materials Express	Canadá
12	Oh, (35) 2022	Accuracy of metal 3D printed frameworks for removable partial dentures evaluated by digital superimposition	Dental materials	Corea del Sur
13	Salim, (36) 2022	Physicomechanical properties of cobalt-chromium removable partial denture palatal major connectors fabricated by selective laser melting	The Journal of Prosthetic Dentistry	Malasia
14	Hamed, (9) 2023	Effect of Palatal Vault Depth on the Trueness of Metal Laser-Sintered and Cast Cobalt-Chromium Removable Partial Denture Frameworks	Journal Prosthodont	Egipto
15	Kim, (37) 2024	An in vitro evaluation of bond strength and failure behavior between 3D-printed cobalt-chromium alloy and different types of denture base resins	Journal of Dentistry	Corea del Sur
16	Chen, (38) 2019	Adaptation of removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting	The Journal of Prosthetic Dentistry	China
17	Bajunaid, (39) 2019	The Fit Accuracy of Removable Partial Denture Metal Frameworks Using Conventional and 3D Printed Techniques: An In Vitro Study	The Journal of Contemporary Dental Practice	Arabia Saudita
18	Kim, (40) 2024	Accuracy of Mandibular Removable Partial Denture Frameworks Fabricated by 3D Printing and Conventional Techniques	Materials	Corea del Sur
19	Boontherawara, (41) 2024	Comparing the trueness of 3D printing and conventional casting for the fabrication of removable partial denture metal frameworks for patients with different palatal vault depths: An in vitro study	The Journal of Prosthetic Dentistry	Tailandia
20	Tasaka, (42) 2020	Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D printed pattern and selective laser sintering	Journal of prosthodontic research	Japón

Tabla 3: Estudios, título, revista y país

*: No existe información

3D: Tridimensional

De los objetivos planteados en cada estudio, 10 artículos se enfocan en la precisión, 4 coinciden con ajuste, 2 con adaptación y veracidad, los demás pertenecen a objetivos varios como configuraciones óptimas y resistencia. 15 estudios utilizan un solo modelo maestro para el diseño y fabricación de prótesis en 3D, mientras que Chen (38), utiliza 4 modelos maestros y Bajunaid (39) 3 modelos maestros. El tamaño de la muestra varía ampliamente según cada autor, presentándose la cantidad de 180 como valor alto de muestra y 4 como el valor más bajo. (Tabla 4)

N°	Estudios	OBJETIVOS RPD 3D	Muestra	Modelo Maestro
1	Tasaka, (7) 2021	Precisión	*	1
2	Sokolowski, (25) 2024	Exactitud y precisión	16	1
3	Grymak, (26) 2023	Precisión	180	1
4	Muehlemann, (27) 2021	Precisión de ajuste	15 *	
5	Rokhshad, (28) 2022	Ajuste	18	2
6	Snosi, (29) 2021	Precisión	12	1
7	Hussein, (30) 2022	Precisión	47	2
8	Rues, (31) 2023	Ajuste y la retención	60	1
9	Korkes, (32) 2024	Precisión	24	1
10	Hussein, (33) 2022	Configuraciones óptimas en tiempo y el consumo de material	60	1
11	Saadaldin, (34) 2022	Precisión marcos	18	1
12	Oh, (35) 2022	Precisión marcos	30	1
13	Salim, (36) 2022	Adaptación marcos	10	1
14	Hamed, (9) 2023	Veracidad	20	1
15	Kim, (37) 2024	Resistencia	72	1
16	Chen, (38) 2019	Adaptación marcos	4	4
17	Bajunaid, (39) 2019	Precisión de ajuste	30	3
18	Kim, (40) 2024	Precisión marcos	30	1
19	Boontherawara, (41) 2024	Veracidad	30	1
20	Tasaka, (42) 2020	Precisión	10	1

*: No existe información

Tabla 4: Objetivos, muestra y modelo maestro de los estudios.

En la aplicación de las clases de Kennedy para la fabricación de estructuras, 9 estudios utilizan clase de Kennedy II, 8 coinciden con la clase de Kennedy III, 3 con clase de Kennedy I y 1 con clase de Kennedy IV. En 6 estudios se fabricaron retenedores Akers, 4 usaron retenedores RPI, 3 Barra I y 1 un broche circunferencial. En 4 estudios se fabricó la placa palatina, 3 usaron una barra lingual y 1 estudio fabrico una barra anteroposterior, evidenciándose en la Tabla 5.

N°	Estudios	Clase Kennedy	Retenedores	Conector mayor
1	Tasaka, (7) 2021	II	Akers, RPI	Barra lingual
2	Sokolowski, (25) 2024	II	*	*
3	Grymak, (26) 2023	III	*	*
4	Muehlemann, (27) 2021	II	*	*
5	Rokhshad, (28) 2022	III	Barra I, Broche circunferencial	*
6	Snosi, (29) 2021	III	Akers	*
7	Hussein, (30) 2022	I y III	*	*
8	Rues, (31) 2023	II y III	Akers	Correa palatina, Barra anteroposterior
9	Korkes, (32) 2024	III	*	*
10	Hussein, (33) 2022	II	*	*
11	Saadaldin, (34) 2022	I	RPI	Barra lingual
12	Oh, (35) 2022	II	Akers	Placa palatina
13	Salim, (36) 2022	III	*	Placa palatina
14	Hamed, (9) 2023	II	Akers, RPI, Barra I	Placa palatina
15	Chen, (38) 2019	I, II, III y IV	*	Placa palatina
16	Kim, (40) 2024	*	Barra I,	Barra lingual
17	Boontherawara, (41) 2024	II	*	*
18	Tasaka, (42) 2020	*	Akers, Gancho anillo, RPI,	Barra lingual

Tabla 5: Clase de Kennedy y componentes incluidos en el proceso de diseño de Prótesis parcial removible.

*: No existe información

El proceso de fabricación aditivo para la impresión de prótesis 3D coincide en 14 estudios de los 20 recopilados, 5 estudios hacen una comparativa entre el método convencional y el aditivo y en 1 estudio se realiza una comparativa entre el método convencional, sustractivo y aditivo. En 10 estudios se evalúa la técnica SLM, 5 la técnica DLP, 4 la técnica SLS y los demás estudios presentan técnicas variadas entre el tipo de fabricación aditivo, sustractivo y convencional, como se muestra en la Tabla 6.

N°	Estudios	Tipo de fabricación	Técnica
1	Tasaka, (7) 2021	Aditiva	SLS
2	Sokolowski, (25) 2024	Aditiva	SLM, DLP
3	Grymak, (26) 2023	Convencional y aditiva	CLW, CM, C-P, SLM, DMLS
4	Muehleemann, (27) 2021	Convencional, sustractiva y aditiva	C-LW, C-M, C-P, SLM, DMLS.
5	Rokhshad, (28) 2022	Aditiva	AM-cast
6	Snosi, (29) 2021	Aditiva	AM-cast
7	Hussein, (30) 2022	Aditiva	DLP
8	Rues, (31) 2023	Convencional y aditiva	SLM, Colado
9	Korkes, (32) 2024	Aditiva	SLM
10	Hussein, (33) 2022	Aditiva	DLP
11	Saadaldin, (34) 2022	Aditiva	FW
12	Oh, (35) 2022	Convencional y Aditiva	SLS, CLW
13	Salim, (36) 2022	Aditiva	SLM
14	Hamed, (9) 2023	Aditiva	SLS, AM-cast
15	Kim, (37) 2024	Aditiva	AM-cast
16	Chen, (38) 2019	Aditiva	SLM
17	Bajunaid, (39) 2019	Convencional y aditiva	CLW, SLM
18	Kim, (40) 2024	Aditiva	SLM, DLP
19	Boontherawara, (41) 2024	Convencional y aditiva	SLM, DLP, CON
20	Tasaka, (42) 2020	Aditiva	SLS, AM-cast

Tabla 6: Tipo de fabricación y técnica registradas en los estudios

*: No existe información, **3D**: Tridimensional, **SLM**: Sinterización selectiva por láser, **DLP**: Procesamiento digital de luz, **SLS**: Sinterizado selectivo por láser.

Los escáneres utilizados en esta investigación fueron: 8 autores utilizan 3shape D850, Nikon XT H 225 ST, T500, Geomagic Capture; 3D SYSTEMS, CAD star GmbH, IScan D104i, Imetric 3D SA, S600 ARTI, InEos X5 y Dentsply Sirona. Mientras que en 6 estudios se utilizó el escáner E4; 3Shape y 2 coinciden con el uso de los escáneres Smart Big, Open Technologies y D2000; 3Shape A/S. En el sistema CAD en 9 estudios se utilizó 3Shape Dental Design, 3Shape, en 7 estudios se usaron diferentes marcas del sistema CAD como SilaPart CAD; Siladent; Wax BioStar CAD; Siladent, TRIOS design studio; 3Shape A/S, DentalCAD; Exocad Matera; Exocad GmbH, AutoCAD MeshMixer, Autodesk, CAD star GmbH, 5000 Bischofshofen, Autodesk Meshmixer. En 2 estudios se usa la marca CAD Digistell, Digilea y en 1 estudio no se menciona la marca CAD. El formato de diseño STL se utilizó en todos los estudios, mientras que únicamente en 4 estudios se usa un spray de escaneo. (Tabla 7)

N°	Estudios	Spray de escaneo	Escáner	CAD	Formato de diseño
1	Tasaka, (7) 2021	*	Smart Big, Open Technologies, Brescia, Italia	Digistell, Digilea, Montpellier, Francia	(STL)
2	Sokolowski, (25) 2024	DIGI; Mälzer dental	D2000; 3Shape A/S	Dental Designer 2020; 3Shape A/S	(STL)
3	Grymak, (26) 2023	AESUB Blue (Alemania)	E4; 3Shape, Copenhagen, Dinamarca	3Shape Dental Design, 3Shape, Copenhagen, Dinamarca	(STL)
4	Muehlemann, (27) 2021	*	E4; 3Shape A/S	SilaPart CAD; Siladent; Wax BioStar CAD; Siladent	(STL)
5	Rokhshad, (28) 2022	*	E4; 3Shape A/S	TRIOS design studio; 3Shape A/S	(STL)
6	Snosi, (29) 2021	*	3shape D850 (3Shape Dental System, Copenhagen, Dinamarca)	3Shape Dental System™, Copenhagen, Dinamarca	(STL)
7	Hussein, (30) 2022	EZ Scan; Alphadent, Waregem, Bélgica	E4; 3Shape, Copenhagen, Dinamarca	DentalCAD; Exocad Matera v 2.3; Exocad GmbH, Múnich, Alemania	(STL)
8	Rues, (31) 2023		D2000, 3Shape; Copenhagen, Dinamarca	Dental Designer 2018, 3Shape	(STL)
9	Korkes, (32) 2024	*	Identica T300, Medit Identica, IDT Technologies, Davenport, IA, EE.	*	(STL)

			UU; Thes 4. 3Shape, Copenhagen, Dinamarca		
10	Hussein, (33) 2022	3D Scan Spray; Helling GmbH, Tornesch, Alemania	E4, 3Shape A/S; Copenhagen, Dinamarca	Chitubox Pro; CBD Ltd., Guangdong, China	(STL)
11	Saadaldin, (34) 2022	*	Nikon XT H 225 ST	*	(STL)
12	Oh, (35) 2022	*	T500, Medit Co., Seúl, Corea	Dental System versión 19.1.0, 3Shape A/S, Copenhagen, Dinamarca	(STL)
13	Salim, (36) 2022	*	Geomagic Capture; 3D SYSTEMS	AutoCAD MeshMixer, Autodesk	(STL)
14	Hamed, (9) 2023	*	CS.NEO, CAD star GmbH, sparkassenstraße 4, 5000 Bischofshofen, Austria	CAD star GmbH, sparkassenstraße 4, 5000 Bischofshofen, Austria; Exocad Dental CAD 3.0, Exocad GmbH. Alemania	(STL)
15	Kim, (37) 2024	*	*	Autodesk Meshmixer versión 3.5; Autodesk, Inc., San Rafael, CA	(STL)
16	Chen, (38) 2019	*	IScan D104i; Imetric 3D SA	3Shape Dental System 2013; 3Shape A/S	(STL)
17	Bajunaid, (39) 2019	*	S600 ARTI (Zirkonzhan, Tirol del Sur, Italia)	3 Shape dental software systems, Copenhagen, Dinamarca	(STL)
18	Kim, (40) 2024	*	*	Dental system 2019; 3Shape A/S, Copenhagen, Dinamarca	(STL)
19	Boontherawara, (41) 2024	*	InEos X5; Dentsply Sirona	3Shape Dental System; 3Shape A/S	(STL)
20	Tasaka, (42) 2020	*	Smart Big; Open Technologies, Brescia, Italia; 3D ATOS Core 80 (GOM, Braunschweig, Alemania	Digistell; Digilea, Montpellier, Francia	(STL)

Tabla 7: Diseño digital 3D.

*: No existe información, **3D**: Tridimensional, **CAD**: Software de diseño por ordenador, **STL**: Lenguaje de teselación estándar.

En 9 de los 20 estudios se ha encontrado información acerca de software de modelado, posprocesamiento, de corte y de superposición. En 4 estudios utilizan un software de superposición marca Geomagic Control X; 3D Systems, 2 usan el software GOM Inspect, GOM. Mientras que en 2 estudios las marcas utilizadas en el software de corte son Composer; Asiga, Magics; materialise. Para el software de posprocesamiento se usa el software CAMbridge; 3Shape A/S y para el software de modelado 3D 3-Matic; Materialize. (Tabla 8)

N°	Estudios	Software modelado 3D	Software posprocesamiento	Software de corte	Software de superposición
1	Sokolowski, (25) 2024	*	CAMbridge 2013; 3Shape A/S	Composer; Asiga	*
2	Rokhshad, (28) 2022	*	*	*	Geomagic Control X; 3D Systems
3	Snosi, (29) 2021	*	*	*	Geomagic® Control X, 3D systems, Rock Hill, SC, USA
4	Hussein, (30) 2022	*	*	*	Geomagic Control X v 2018.1.1; 3D Systems, Rock Hill, SC, USA
5	Salim, (36) 2022	3-Matic; Materialize	*	*	*
6	Hamed, (9) 2023	*	*	*	GOM Inspect, GOM
7	Kim, (37) 2024	*	*	Magics versión 25.0; materialise NV, Leuven, Bélgica	*
8	Boontherawara, (41) 2024	*	*	*	Geomagic Control X 2022
9	Tasaka, (42) 2020	*	*	*	GOM Inspect, GOM

Tabla 8: Softwares implementados dentro del proceso de fabricación de prótesis parciales removibles.

*: No existe información, **3D**: Tridimensional

17 estudios de los 20 de base revelan resultados de las impresoras 3D utilizadas en el proceso de fabricación 3D. La impresora 3D Projet 3510DP, 3D Systems Corporation, Max UV y Nextdent 5100 se mencionan en 2 estudios, mientras que los estudios restantes usan una variedad de impresoras como: Asiga Freeform Pro2; Asiga, Asiga 4 K, ProX DMP 100, Hunter DLP; Zhejiang Flashforge, MOGASSAM Dent2, Cara Print 4.0, SLM 280 HL; SLM Solutions, Cualquier fotón cúbico, Rainbow Metal Printer, Dentium Mlab; Concept Laser, NCL-M2150X; Nanjing Chamliion Laser Technology; impresora Pro3D SRP1902A. (Tabla 9)

N°	Estudios	Impresora 3D	Características
1	Tasaka, (7) 2021	Projet 3510DP, 3D Systems Corporation	Resolución (ppp) 375 x 375 x 790; Grosor de capa (μm) ³² ; Material de construcción: VisiJet® Crystal, VisiJet® X, VisiJet® Proplast, VisiJet® Navy, VisiJet® Techplast; Precisión (típica) 0.025 – 0.05 mm por pulgada de la dimensión de la pieza.
2	Sokolowski, (25) 2024	Asiga Freeform Pro2; Asiga,	Alta velocidad: Carrera X 96 mm, 119 mm, 144 mm (3,78 in, 4,69 in, 5,67 in); Carrera Y 54 mm, 67 mm, 81 mm (2,13 in, 2,64 in, 3,19 in); Carrera Z 200 mm (7,87 in)
3	Grymak, (26) 2023	Asiga 4 K Sydney, Australia	*
4	Muehlemann, (27) 2021	3D-Printer, (Eden 260V; Stratasys); ProX DMP 100 (3D Systems);	*
5	Rokhshad, (28) 2022	Hunter DLP; Zhejiang Flashforge 3D Technology	*
6	Snosi, (29) 2021	Impresora 3D MOGASSAM Dent2, Mogassam, El Cairo, Egipto	*
7	Hussein, (30) 2022	Max UV; ASIGA, Ann Arbor, MI, EE.UU.	Resolución de píxeles de 62 μm , longitud de onda de diodo emisor de luz (LED) de 385 nm (LED UV de alta potencia). La velocidad de impresión: 50 mm/h.
8	Hussein, (33) 2022	Max UV; ASIGA, Sydney, Australia	Volumen de construcción X, Y, Z: 119 × 67 × 75 mm / 4,69 × 2,64 × 2,95 pulgadas; Resolución de píxeles: 62 μm ; Tecnología: DLP
9	Oh, (35) 2022	Cara Print 4.0, Kulzer, Hanau, Alemania	*
10	Salim, (36) 2022	SLM 280 HL; SLM Solutions GmbH	*
11	Hamed, (9) 2023	Cualquier fotón cúbico, China	*

12	Kim, (37) 2024	Rainbow Metal Printer, Dentium Co Ltd, Suwon, Corea; NextDent 5100; NextDent B. V	*
13	Chen, (38) 2019	Mlab cusing R; Concept Laser GmbH	*
14	Bajunaid, (39) 2019	Mlap Cusing Machine fiber laser100 W(cw), Concept Laser, Alemania	Volumen de producción: 50 x 50 x 80 mm ³ , 70 x 70 x 80 mm ³ , 90 x 90 x 80 mm ³ Espesor de la capa: 15 – 30 μm Velocidad de construcción: 1 a 5 cm ³ /h (dependiendo del material)
15	Kim, (40) 2024	NCL-M2150X; Nanjing Chamlion Laser Technology Co., Nanjing, China; impresora Pro3D SRP1902A; SprintRay Inc., Los Ángeles, CA, EE. UU	*
16	Boontherawara, (41) 2024	Nextdent 5100; Nextdent B.V.; Máquina laser dual HBD150 (Shanghai Hanbang United 3D Tech Co., Ltd)	*
17	Tasaka, (42) 2020	ProJet 3510DP; 3D Systems Corporation, Circle Rock Hill, SC, EE. UU.	*

Tabla 9: Marcas de impresoras 3D dentales y características

*: No existe información, **3D**: Tridimensional, **SLM**: Sinterización selectiva por láser, **DLP**: Procesamiento digital de luz, **SLS**: Sinterizado selectivo por láser.

Como material de impresión 3D en 9 estudios se utiliza resina, de las cuales la marca NextDent Cast se usa en 3 estudios, DentaCast; ASIGA se utiliza en 2 estudios, en los estudios restantes los materiales de impresión 3D son variados, como: VisiJet M3 Dentcast, 3D Systems, Dentona Optiprint Cast resin; Dentona AG, SuperCAST Asiga, FH1200 moldeable, YAMAHACHI dental MFG, IvoBase Hybrid, S-plastic cast 2.0, Dentaurem; mientras que en 7 estudios se utilizó el material de Co-Cr, V-Alloy FG, CobaltChrome, Polvo de Co-Cr (Co-Cr28M06/F75), Co-Cr polvo de impresión (remanium star CL; DENTAURUM); PRESS LT. En 2 estudios se usa el material (Remanium star CL cobalt-chrome alloy, Dentaurem). (Tabla 10)

N°	Estudios	Material RPD 3D	Composición material
1	Tasaka, (7) 2021	Resina (VisiJet M3 Dentcast, 3D Systems Corporation, Circle Rock Hill, SC, EE. UU)	*
2	Sokolowski, (25) 2024	Grupo SLM: polvo de tungsteno de cromo cobalto biocompatible (Remanium star CL; Dentaurem); Grupo DLP: resinas moldeables (Dentona Optiprint Cast resin; Dentona AG)	*
3	Grymak, (26) 2023	3 tipos de resinas: SuperCAST Asiga (Sydney, Australia) (Red R); DentaCAST Asiga (Sydney, Australia) (Green G) y NextDent Cast 3D Systems (Holanda) (Purple P).	DentaCAST/ G-Green: 7,7,9 (o 7,9,9)- trimetil-4,13-dioxo 3,14-dioxa-5,12-diazahexadecano-1,16- bismetacrilato de diilo* (10-25%); Tetrahidrofurfurilo metacrilato* (10-20%); Difenilo (2,4,6-óxido de trimetilbenzoil) fosfina (10-20%); SuperCAST v3/R- Red: 7,7,9(o 7,9,9)-trimetil-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadecano-1,16-diilo bismetacrilato* (10-25%); Tetrahidrofurfurilo metacrilato* (10-20%); Difenil Óxido de fosfina (2,4,6-trimetilbenzoil) (10–20%); NextDent Cast/PPurple : Oligómero metacrílico >65%; Metacrilato de glicol 15–25%; Óxido de fosfina <2,5%
4	Muehleemann , (27) 2021	Co-Cr, V-Alloy FG, DIN EN ISO 22674; Co-Cr, Wax BioStar CAD; Co-Cr, Print Resin Objet MED 610, Co-Cr, DIN EN ISO 9693/ DIN EN ISO 22674, Co-Cr, 2724G, NF EN ISO 22674, NF EN ISO 9693-1	Co: 63, Cr: 30, Lu: 5, Otros componentes: Si, Mn, C; Co: 60.5, Cr: 28, W: 9, Si: 1.5, Mn, N, Nb, Fe:<1; Co: Balance Cr: 29, Mo: 5.5, Mn, Si, Fe:<1

5	Rokhshad, (28) 2022	Resina (FH1200 moldeable para impresoras 3D DLP; Zhejiang Flashforge Tecnología 3D	*
6	Snosi, (29) 2021	Resina (YAMAHACHI dental MFG, Gamagori, Japón; Resina (NextDent Cast, Vertex-Dental B.V, Países Bajos;	*
7	Hussein, (30) 2022	Resina (DentaCast; ASIGA, Ann Arbor, MI, EE. UU.)	*
8	Rues, (31) 2023	Aleación de cobalto y cromo (CobaltChrome, EOS, Turku, Finlandia); Remanium GM 800+, Dentaaurum; Ispringen, Alemania;	63,8 % en peso de Co, 24,7 % de Cr, 5,4 % de W, 5,1 % de Mo, 1 % de Si, <0,5 % de Fe, <0,1 % de Mn; 58,3 % en peso de Co, 32,0 % de Cr, 6,5 % de Mo, 1,5 % de W, 1,0 % de Si, <1 % de Mn, N, C
9	Hussein, (33) 2022	Resina moldeable (DentaCast; ASIGA, Sydney, Australia)	*
10	Saadaldin, (34) 2022	Cromo cobalto F75	Aleaciones fue cobalto (Co) 60-65%, cromo (Cr) 25-35% y molibdeno (Mo) 3-7%
11	Oh, (35) 2022	Resina moldeable (Cast, ODS, Incheon, Corea)	*
12	Salim, (36) 2022	Polvo de Co-Cr (Co-Cr28M06/F75; SLM Solutions GmbH)	*
13	Hamed, (9) 2023	SLS: aleación en polvo (Starbond easy Pulver 30, Scheftner dental, Alemania; 3D: aleación de cobalto-cromo (Argeloy NP Partial, ARGEN, San Diego)	*
14	Kim, (37) 2024	Denture 3D (NextDent B.V.; Soesterberg, The Netherlands); IvoBase Hybrid (Ivoclar Vivadent AG; Schaan, Liechtenstein); PRESS LT (Retec Kunststofftechnik GmbH; Rosbach, Germany)	Denture 3D: Dimetacrilato de bisfenol A etoxilado; 7,7,9(o 7,9,9)-trimetil-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12 diazahexadecano-1,16-diil bismetacrilato; Denturemetacrilato de 2-hidroxietilo; dióxido del silicio; óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoil) fosfina; dióxido de titanio/ IvoBase Hybrid: Polvo: polimetacrilato de metilo (95,5); plastificante (3,8); iniciador (0,6); pigmentos (0,1). Líquido: metacrilato de metilo (95,9); dimetacrilato (enlazador) (4.0); catalizador (0,1) / PRESS LT: Metacrilato de metilo, dimetacrilato de tetrametileno.
15	Chen, (38) 2019	Co-Cr polvo de impresión (remanium star CL; DENTAURUM GmbH & Co KG)	60,5% de cobalto, 28% de cromo, 9% de tungsteno, 1,5% de silicio y <1% de otros elementos como manganeso, nitrógeno, niobio y hierro.

16	Bajunaid, (39) 2019	cobalto-cromo (Remanium star CL cobalt-chrome alloy, Dentaurem, Karlsruhe, Alemania)	*
17	Kim, (40) 2024	Co-Cr (ChamTiger; Shinseki International Inc., Seúl, República de Corea; Resina imprimible en 3D (S-plastic cast 2.0; Graphy Inc., Seúl, República de Corea;	*
18	Tasaka, (42) 2020	Cobalto y cromo (Dan Cobalt Chuukou-shitsu; NIHON SHIKA KINZOKU Co., Ltd., Osaka, Japón	*

Tabla 10: Material de impresión 3D y su composición

*: No existe información, **3D**: Tridimensional.

Los 8 estudios mencionan máquinas de fundición centrífuga, como Fornax T BEGO; Nabertherm N 7/H; Degutron Degussa; ProX DMP 100 Machine; Ducatron KFP dental, Infinident; Darmstadt, Biosil F, Bego, Silvercast; Pi dental Fogászati Gyártó Kft. Mientras que en 4 estudios se utilizaron como material de revestimiento Snow White, WIRINIUM, ® BEGO, Rema dynamic, BC-VEST P-Plus. En la post polimerización se usa en 3 estudios Otoflash G171 N2; NK-Optik, ASIGA, Ann Arbor, Asiga Flash; ASIGA. En la fresadora en 3 estudios se usan la marca In Lab ML X5; Sirona; Wax BioStar CAD; Siladent; K5, vhf, DWX-51D; Roland. Mientras que la máquina de colado que es usa en 1 estudio es Heracast iQ, Kulzer, como se observa en la Tabla 11.

N°	Estudios	Post-polimerización	Material revestimiento	Máquina colado	Fresadora	Máquina de fundición centrífuga
1	Tasaka, (7) 2021	*	Snow White, Shofu, Kyoto, Japón	*	*	Fornax T, BEGO, Bremen, Alemania
2	Sokolowski, (25) 2024	Otoflash G171 N2; NK-Optik	*	*	*	Nabertherm N 7/H; Nabertherm GmbH
3	Muehleemann, (27) 2021	*	*	*	In Lab ML X5; Sirona; Wax BioStar CAD; Siladent;	Degutron; Degussa; SLM: Mlab cusing; Concepto Láser; DMLS: ProX DMP 100 Machine; 3D Systems
4	Rokhshad, (28) 2022	*	*	*	*	Ducatron; KFP dental
5	Snosi, (29) 2021	*	WIRINIUM, ® BEGO GmbH & Co.KG, Bremen, Alemania	*	K5 - Five-Axis Dry Milling, vhf ®, Ammerbuch, Alemania)	*
6	Hussein, (30) 2022	ASIGA, Ann Arbor, MI, USA	*	*	*	*
7	Rues, (31) 2023	*	Rema dynamic S, Dentaaurum, Ispringen, Alemania	Heracast iQ, Kulzer, Wehrheim, Alemania	*	Infinident; Darmstadt, Alemania

8	Hussein, (33) 2022	Asiga Flash; ASIGA, Sydney, Australia	*	*	*	*
9	Oh, (35) 2022	*	*	*	*	Biosil F, Degudent, Hanau, Alemania
10	Hamed, (9) 2023	*	*	*	*	Bego, Alemania
11	Kim, (37) 2024	*	*	*	DWX-51D; Roland, Hamamatsu, Japón	*
12	Chen, (38) 2019	*	*	*	*	Silvercast; Pi dental Fogászati Gyártó Kft
13	Kim, (40) 2024	*	BC-VEST P-Plus; Bukwang, Busan, República de Corea	*	*	*

Tabla 11: Máquinas usadas en la post-polimerización, revestimiento, colado, fresado y fundición centrífuga.

*: No existe información, **3D**: Tridimensional, **SLM**: Sinterización selectiva por láser, **DLP**: Procesamiento digital de luz, **CAD**: software de diseño asistido por ordenador.

Las marcas de la máquina de sinterización láser mencionadas en 6 estudios son: Mlab cusing R, MLab cusing, EOS SP2, Vm120 Vulcan tech, United 3D Tech. Sin embargo, en 2 estudios la máquina de sinterización EOSINT M270 es utilizada. En 6 estudios el ángulo de construcción varia, siendo de 0° el valor que se repite, luego 45° y los ángulos de construcción varían de 110°, 135° y 150°. Se encontraron varianzas en el espesor de capa, siendo de 0,02 mm en 3 estudios, y en los demás varían entre 10 µm a 40 µm. El diámetro del punto láser es el mismo de acuerdo con Tasaka et al y Hamed et al. en los que se evidencia que sería de 0,08 a 0,1 mm. De la misma manera la velocidad de sinterización se repite en 3 estudios, según Tasaka, et al. y Hamed et al. sería de 1.100 a 1.200 mm/s. (Tabla 12)

N°	Estudios	Máquina Sinterización láser	Velocidad sinterización	Diámetro del punto láser	Espesor de capa	Ángulo de construcción
1	Tasaka, (7) 2021	EOSINT M270, EOS	1.100 a 1.200 mm/s	0,1 mm	0,02 mm	*
2	Sokolowski, (25) 2024	Mlab cusing R; Concept Laser;	*	*	*	*
3	Grymak, (26) 2023	*	*	*	*	0° y 45°
4	Muehlemann, (27) 2021	MLab cusing (Concept Laser)	*	*	*	*
5	Rues, (31) 2023	EOS SP2	300 mm/s (contorno) y 762,9 mm/s (relleno)	*	*	45°
6	Hussein, (33) 2022	*	*	*	*	110°, 135° y 150°
7	Oh, (35) 2022	*	*	*	30 µm	0°
8	Salim, (36) 2022	Láser de fibra de 400 W	*	*	*	*
9	Hamed, (9) 2023	Vm120, Vulcan tech, Alemania	1100-1200 mm/s	0,08-0,1 mm	0,02 mm	0°
10	Chen, (38) 2019	*	*	*	25 mm	*
11	Boontherawara, (41) 2024	Shanghai Hanbang United 3D Tech Co., Ltd	*	*	10 µm a 40 µm	0°
12	Tasaka, (42) 2020	EOSINT M270; EOS, Krailling, Alemania	1100–1200 mm/s,	0,08–0,1 mm	0,02 mm	*

Tabla 12: Máquina de sinterización láser, velocidad, diámetro del punto láser, espesor de capa y ángulo de construcción.

*: No existe información.

El material de revestimiento se menciona en 10 estudios, el óxido de titanio al igual que el aglomerado con fosfato, mientras que en 2 se utiliza el óxido de aluminio. Para la limpieza de la estructura impresa en 2 estudios el autor Hussein et al utiliza alcohol isopropílico, mientras que en otros 4 se usa isopropanol, solución de etanol y alcohol etílico. Para el pulido las maquinas utilizadas son: Rokhshad et al (DENSTAR-700; DENSTAR), Saadaldin et al (YATES MOTLOID; Nobelium) y Bajunaid (Eltropol 300, BEGO), como se observa en la Tabla 13.

N°	Estudios	Material de recubrimiento	Pulido	Limpieza estructura
1	Tasaka, (7) 2021	Óxido de titanio	*	*
2	Sokolowski, (25) 2024	*	*	Isopropanol
4	Muehlemann, (27) 2021	Aglomerado con fosfato	*	*
5	Rokhshad, (28) 2022	Óxido de aluminio	DENSTAR-700; DENSTAR	*
6	Snosi, (29) 2021	*	*	Etanol
7	Hussein, (30) 2022	*	*	Alcohol isopropílico
8	Rues, (31) 2023	Aglomerado con fosfato	*	*
10	Hussein, (33) 2022	*	*	Alcohol isopropílico
11	Saadaldin, (34) 2022	*	YATES MOTLOID; Nobelium	*
12	Oh, (35) 2022	Aglomerado con fosfato	*	*
14	Hamed, (9) 2023	Óxido de titanio	*	*
15	Kim, (37) 2024	Óxido de aluminio	*	Alcohol etílico al 90 %,
17	Bajunaid, (39) 2019	Aglomerado con fosfato	Eltropol 300, BEGO, Lincoln, Estados Unidos	*
19	Boontherawara, (41) 2024	Óxido de titanio	*	*
20	Tasaka, (42) 2020	Óxido de titanio	*	*

Tabla 13: Proceso de acabado RPD 3D.

*: No existe información

El microscopio se utiliza en 4 estudios para medir valores de distancia, desplazamiento, desviación, etc. Las marcas de los microscopios son las siguientes: Nikon Travelling Microscope, Quanta 250 FEG, Hi-Scope; Hirox, KH-7700. En un único estudio Salim et al utiliza un espectroscopio de rayos x (ESEM-EDX; FEI Co). El software de evaluación de datos 3D (Geomagic Control X) se menciona en 4 estudios, dos autores utilizan GOM Inspect, GOM y en los demás autores utilizan softwares diferentes como: CloudCompare, G*Power, Nikon (Inspect-X). Mientras que el autor Kim et al utiliza el analizador de imágenes MeeSoft (Tabla 14)

#	Estudios	Microscopio	Espectroscopia de rayos x	Analizador de imágenes	Software Evaluación de datos 3D
1	Tasaka, (7) 2021	*	*	*	GOM Inspect, GOM
2	Sokolowski, (25) 2024	*	*	*	CloudCompare versión 2.12.0; software GPL
3	Grymak, (26) 2023	*	*	*	Geomagic Control X (3D Systems, EE. UU.) y MATLAB 2022b
7	Hussein, (30) 2022	*	*	*	G*Power v3.1.9.4; Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Alemania
9	Korkes, (32) 2024	Nikon Travelling Microscope, Nikon Instruments Inc., Melville, NY, EE. UU.	*	*	*
10	Hussein, (33) 2022	*	*	*	Geomagic Control X; v 2018, 3D Systems, Rock Hill, SC, EE. UU.
11	Saadaldin, (34) 2022	*	*	*	Nikon (Inspect-X versión 4.4.3)
12	Oh, (35) 2022	*	*	*	Geomagic Control X versión 2018.0.1, 3D Systems, Rock Hill, SC, EE. UU
13	Salim, (36) 2022	Quanta 250 FEG; FEI	ESEM-EDX; FEI Co	*	*
14	Kim, (37) 2024	*	*	MeeSoft	*

Tabla 14: Tecnología utilizada para medición de valores

*: No existe información, 3D: Tridimensional.

La precisión de la impresión 3D es mejor en comparación con las técnicas convencionales, 11 autores concluyen en el mismo resultado, por otro lado, en 4 artículos la precisión fue aceptable. La precisión fue mejor en el método SLM, mientras que en 2 estudios el método SLS tuvo resultados positivos en precisión. El ajuste fue mejor en comparación con las demás técnicas en tres estudios, sin embargo, en 2 estudios el ajuste fue bajo o negativo según Rues et al y Salim et al y la retención fue superior utilizando el método SLM. Según Kim et al, la resistencia se vio deteriorada por el termociclado del material. Hussein et al indica que el tiempo de impresión fue más bajo para el grupo (150-DS), reflejándose en la Tabla 15.

N°	Estudios	Ajuste	Retención	Resistencia	Precisión de impresiones	Tiempo impresión
1	Tasaka, (7) 2021	*	*	*	Mejor precisión en la barra lingual	*
2	Sokolowski, (25) 2024	*	*	*	Mayor precisión SLM	*
3	Grymak, (26) 2023	*	*	*	DentaCAST (G): impresiones más precisas (espesor de capa de 100 µm y un ángulo de impresión de 45°; Espesor de capa (100 µm) y un ángulo de 0°)	*
4	Muehleemann, (27) 2021	C-M: Mejor ajuste en comparación con el grupo C-LW.	*	*	SLM: mostró la peor precisión (255 µm)	*
5	Rokhshad, (28) 2022	No hay diferencias en el ajuste de los marcos RPD entre los grupos convencional y digital	*	*	Precisión clínica aceptable	*
6	Snosi, (29) 2021	*	*	*	Grupo impreso muestra menor precisión en comparación con el grupo fresado.	*
7	Hussein, (30) 2022	*	*	*	Mejor precisión con un ángulo de 135° y mapas de color con desviaciones más homogéneas	*
8	Rues, (31) 2023	Diseño B mostró un desajuste mayor	SLM: Retención superior.	*	*	*
9	Korkes, (32) 2024	Ajuste más preciso (apoyos oclusales)	*	*	Apoyos oclusales: Grupo CC (media = 49,7 µm; DE = 60,2 µm), seguido de los grupos CD (media = 64,5 µm; DE = 70,0 µm) y DD (media = 84,4 µm; DE 91,0 µm)	*

10	Hussein, (33) 2022	*	*	*	Soportes 150 ° y de diámetro pequeño (150-DS): mayor precisión.	El valor medio más bajo fue para el grupo (150-DS) (172 ± 2 min)
11	Saadaldin, (34) 2022	*	*	*	No hay una diferencia significativa en la precisión entre el método digital y convencional.	*
12	Oh, (35) 2022	*	*	*	Para los 3 grupos la precisión no difiere significativamente.	*
13	Salim, (36) 2022	SLM: Peor ajuste	*	*	*	*
14	Hamed, (9) 2023	*	*	*	SLS tiene mayor precisión de fabricación y repetibilidad	*
15	Kim, (37) 2024	*	*	Resistencia deteriorada por el termociclado	*	*
16	Bajunaid, (39) 2019	Mejor en el grupo SLM en tramos edéntulos largos, zona central.	*	*	Técnica de MST tienen una mejor precisión en comparación con la técnica CLW	*
17	Kim, (40) 2024	*	*	*	SLM tuvo la mayor precisión para los topes de tejido	*
18	Boontherawara, (41) 2024	*	*	*	Apoyos, las placas proximales, los ganchos retentivos y los brazos recíprocos en todos los grupos mostraron una buena precisión	*
19	Tasaka, (42) 2020	*	*	*	Mejor en las placas proximales para la estructura SLS; Precisión general tendió a ser mejor para el brazo del gancho del marco SLS.	*

Tabla 15: Ajuste, retención, resistencia y precisión de las estructuras parciales removibles 3D impresas

*: No existe información, **3D**: Tridimensional, **SLM**: Sinterización selectiva por láser, **SLS**: Sinterizado selectivo por láser, **C-M**: Método convencional, **C-LW**: Método híbrido.

Las desviaciones presentaron variabilidad, puesto que en 4 estudios la desviación fue menor para el grupo SLM, el grupo B impreso, marco SLS y en estructuras SLM con bóveda palatina profunda; mientras que el autor Hussein muestra que la desviación fue mayor en la barra lingual y el centro del conector mayor y menor mostro desviación homogénea. El mapeo del color se utilizó en 4 estudios que muestran los siguientes resultados, en un ángulo de 135° se observa un color más homogéneo y claro, también se observan pequeñas islas de desviación representadas en color amarillo/naranja, en la parte media posterior del conector mayor se observa un color azulado en el estudio de Hussein et al. Mientras que en el estudio de Boontherawara et al. los apoyos, placas proximales, ganchos retentivos y brazos recíprocos se ven de color verde. En 2 estudios de Tasaka et al se mostró desplazamiento hacia adentro en SLS-0 y desplazamiento hacia adentro y afuera en SLS-1 Y SLS-2, mientras que en los Akers se observa desplazamiento lateral (punta) para AM-Cast y en el brazo lingual el desplazamiento es lateral (punta), en el brazo del gancho de anillo el desplazamiento es lateral (punta) tanto para los marcos AM-Cast como para los SLS y en la barra I del gancho RPI el desplazamiento es lateral (base) para el marco SLS, cómo se observa en la Tabla 16.

#	Estudios	Desviaciones	Desplazamiento	Mapeo de color	Rugosidad	Termociclado
1	Tasaka, (7) 2021	*	SLS: SLS-0 mostró desplazamiento hacia adentro, mientras que SLS-1 y 2 mostraron desplazamientos hacia adentro y hacia afuera.	*	*	*
2	Sokolowski, (25) 2024	Fue menor en el grupo SLM	*	*	*	*
6	Snosi, (29) 2021	Grupo B (impreso) mostró menos desviación que el grupo A (fresado).	*	*	*	*
7	Hussein, (30) 2022	Desviación mayor en la Barra lingual	*	135°: color más homogéneo y claro; Conectores menores y área de la línea de meta: colores amarillos a naranja	*	*
10	Hussein, (33) 2022	Centro conector mayor y menor: mostraron desviaciones más	*	Parte media posterior (conector mayor) color azulado; Islas de	*	*

		homogéneas con desviación positiva		desviaciones positivas: (amarillo a naranja); Centro conector mayor y menor (color amarillo)		
13	Salim, (36) 2022	*	*	Conectores Co-Cr 3D mostraron menos áreas verdes	Superficie conectores Co-Cr 3D: más rugosa.	*
14	Hamed, (9) 2023	Desviación menor para el marco SLS	*	*	*	*
15	Kim, (37) 2024	*	*	*	*	Grupo TDP: fallas adhesivas y mixtas, mientras que en los grupos HEA y COL, las fallas fueron adhesivas.
19	Boontherawara, (41) 2024	Desviación más baja en el grupo de estructuras SLM con bóveda palatina profunda.	*	Apoyos, las placas proximales, los ganchos retentivos y los brazos recíprocos se ven en verde	*	*
20	Tasaka, (42) 2020	*	Akers (Desplazamiento lateral-punta) AM-Cast, brazo lingual Akers (Desplazamiento lateral punta) AM Cast, brazo del gancho de anillo (Desplazamiento lateral punta) para los marcos AM-Cast y SLS, barra I del gancho RPI (Desplazamiento lateral-base) para el marco SLS.	*	*	*

Tabla 16: Desviaciones, desplazamiento, mapeo de color, rugosidad y termociclado medido en la prótesis parcial removible impresa en 3D

*: No existe información, **3D**: Tridimensional, **SLM**: Sinterización selectiva por láser, **SLS**: Sinterizado selectivo por láser, **C-M**: Método convencional, **C-LW**: técnica convencional de fundición de cera perdida, **CoCr**: Cromo cobalto, **TDP**: imprimible en 3D, **HEA**: curado por calor y **COL**: curado en frío.

Cuatro autores hacen referencia a la discrepancia resultante de cada proceso de fabricación de estructuras 3D, en 3 estudios se evidencian discrepancias, según Grymak et al. SuperCAST tuvo mayor discrepancia entre los puntos de cierre, según Salim et al. Boontherawara et al menciona que los conectores Co-Cr impresos 3D muestran discrepancia volumétrica y lineal. Hay una discrepancia en las aleaciones de Co-Cr en el conector principal, en el estudio de Oh et al. Los resultados de microestructura se indican en 2 estudios, el material CoCr fabricado con SLM presenta una microestructura fina y homogénea, el conector presenta gránulos finos y homogéneos. Dos autores mencionan la evaluación del consumo del material, mostrando que hay un mejor resultado con un espesor de capa de 75 μm y también con un ángulo de construcción de 45° y el grupo (150-DL) consumió significativamente más materiales que cualquier otro grupo. Oh (35) y Hamed (9) no encuentran diferencias en cuanto a la veracidad de la impresión de marcos 3D y presentan mayor precisión en estructuras metálicas SLS impresas 3D. La adaptación de los marcos RPD, la mencionan Chen (38) y Boontherawara (41). Un estudio de Salim (36) mostro que la micro dureza de conectores de Co-Cr impresos 3D es más alta, como se observa en la Tabla 17.

#	Estudios	Microestructura	Microdureza	Consumo material	Veracidad impresión 3D	Adaptación	Discrepancia
1	Grymak, (26) 2023	*	*	NextDent: Mejor resultado con un espesor de capa de 75 μm y con un ángulo de construcción de 45°; con un aumento del espesor de capa de 75 μm o 100 μm , el material requería un 50% menos de tiempo para imprimir material.	*	*	SuperCAST (R) tuvo la mayor discrepancia entre los puntos de cierre
2	Rues, (31) 2023	CoCr fabricado con SLM tenía una microestructura más fina y homogénea	*	*	*	*	*
3	Hussein, (33) 2022	*	*	Grupo (110-DS) mostró el menor consumo de material;	*	*	*

				Grupo (150-DL) consumió más materiales (5,26 ± 0,14 ml)		
4	Oh, (35) 2022	*	*	*	No hay diferencias significativas entre los 3 grupos	* No se encontraron diferencias entre los 3 grupos en IDO, IDP o IDR.
5	Salim, (36) 2022	SLM: Gránulos finos, homogéneos y porosidades. Conectores Co-Cr 3D: Gránulos finos.	Conectores Co-Cr 3D: más alta que los conectores de Co-Cr convencionales.	*	*	Conectores de Co-Cr impresos en 3D mostraron discrepancias volumétricas y lineales.
6	Hamed, (9) 2023	*	*	*	Precisión superior en las estructuras metálicas SLS	* *
7	Chen, (38) 2019	*	*	*	*	La adaptación de estructuras SLM se iguala a la estructura de fundición *
8	Boontherawara, (41) 2024	*	*	*	*	Menos óptima en el marco Aleaciones Co-Cr: contracción del 2,3 %, mostrando discrepancia del conector principal;

Tabla 17: Microestructura, microdureza, consumo de material, veracidad de impresión, adaptación y discrepancia de las prótesis parciales removibles impresas en 3D.

*: No existe información, **3D**: Tridimensional, **SLM**: Sinterización selectiva por láser, **SLS**: Sinterizado selectivo por láser, **C-M**: Método convencional, C-LW: Técnica convencional de fundición de cera perdida, **CoCr**: Cromo cobalto

5. DISCUSIÓN

El presente estudio se realizó en base a la revisión bibliográfica de 20 artículos científicos que fueron recopilados de bases de datos con prestigio académico como Embase, Web of Science (WOS) y Scopus. Asegurando que la información proviene de fuentes confiables y de alta calidad, sugiriendo relevancia global de las técnicas estudiadas.

En los estudios de base los objetivos se centran en la precisión, adaptación y resistencia de las prótesis impresas en 3D. Estas son áreas críticas durante la fabricación, donde cualquier deficiencia puede afectar la eficacia clínica. Se utilizaron entre 1 a 3 modelos maestros en estos estudios para probar diferentes configuraciones de las prótesis, esto muestra una variabilidad en los enfoques de diseño, lo cual es esencial para determinar cuál presenta mayor efectividad en términos de resultados clínicos. El número de muestras también varío ampliamente (hasta 180 en algunos casos), lo que sugiere que se intentó realizar pruebas exhaustivas, aunque la variabilidad puede indicar que algunos estudios tienen una muestra pequeña, y, por lo tanto, podrían tener limitaciones en la generalización de los resultados.

En cuanto al diseño de las prótesis, se emplearon mayormente clasificaciones como la clase de Kennedy II y III, que son sistemas de categorización usados en la planificación de prótesis parciales removibles. Estos sistemas facilitan la estandarización del diseño y facilitan la elección del tipo de retenedor o estructura según las características del paciente. En varios estudios se emplearon diferentes tipos de retenedores como Akers, RPI (retenedor de placa incisal) cada uno utilizado en 4 estudios, y retenedores Barra I. Lo que demuestra la flexibilidad de la impresión 3D en crear componentes específicos. La variabilidad en los diseños y métodos de prueba entre los estudios resalta la necesidad de una investigación estandarizada para consolidar las mejores prácticas. Sin embargo, los resultados apuntan a que la impresión 3D puede superar algunas de las limitaciones de los métodos convencionales, optimizando el tiempo de producción.

Los artículos se enfocan en el método de fabricación aditiva, esto indica una preferencia por el mismo, debido a su capacidad para crear estructuras personalizadas con mayor precisión y menos material de desperdicio, comparándolo con métodos tradicionales (convencional), lo cual es útil para medir las ventajas y desventajas de la impresión 3D frente a los métodos de fabricación antiguos. Entre los tantos métodos de fabricación aditiva mencionan la técnica SLS (Sinterizado selectivo por láser) que usa laser para sinterizar polvo en formas sólidas y es común en la fabricación de estructuras complejas por su precisión, la técnica SLM (Fusión selectiva por láser) con un enfoque en materiales metálicos, mismos que brindan mayor durabilidad y adaptabilidad, la técnica DLP (Procesamiento digital de luz) brinda alta precisión al usar luz para curar resinas liquidas en capas, lo que permite una mayor resolución en las estructuras, ideal para detalles finos.

Los escáneres 3D son cruciales en el proceso de digitalización para asegurar que las estructuras dentales se ajusten perfectamente a las características del paciente. Se usaron diversos escáneres como 3Shape D850, Nikon XT H 225y otros dispositivos avanzados como Geomagic Capture y Dentsply Sirona, referenciando que estos equipos son altamente valorados en la creación precisa de modelos dentales digitales. 3Shape Dental Design se usó en 9 estudios, indicando que este sistema CAD es preferido por su capacidad de diseñar prótesis personalizadas con alta precisión.

Dentro de los parámetros de fabricación el ángulo de construcción (0° , 45° , 110° , 135° y 150°) puede impactar en la resistencia y adaptación de las estructuras. Un ángulo 0° podría facilitar un mejor soporte, mientras que ángulos elevados permiten una mejor evacuación del material y reducen el riesgo de deformaciones. La diferencia en el espesor de capa ($0,02$ mm a $40 \mu\text{m}$) sugiere que hay un rango óptimo que podría ser explorado para mejorar la calidad de impresión. Un espesor de capa fino puede ofrecer mejor resolución, mientras que capas gruesas podrían acelerar el proceso de fabricación.

Uno de los mayores beneficios observados con la impresión 3D es la capacidad de reproducir estructuras precisas, particularmente en áreas de conexión críticas, siendo crucial para estas el ajuste correcto, puesto que un error en este punto provocaría incomodidad o ineficacia funcional. 11 estudios concuerdan en que la precisión de estas estructuras impresas digitalmente utilizando diferentes métodos de procesamiento ya mencionadas en el estudio son mejores en comparación con las técnicas convencionales. Sokolowski, (25), Bajunaid, (39) y Kim, (40) muestran resultados de precisión aceptable en el método SLM, mientras que Hamed, (9) y Tasaka, (42) concluyen en que el método SLS tuvo resultados positivos en precisión. Rokhshad, (28), Korke, (32) y Bajunaid, (39) muestran que el ajuste fue aceptable en los métodos de impresión 3D, sin embargo, en 2 estudios el ajuste fue bajo o negativo según Rues et al y Salim et al. Según el autor Rues et al la retención fue superior utilizando el método SLM. Según Kim et al, la resistencia se vio deteriorada por el termociclado del material. Para la determinación de un buen ajuste, precisión, retención y resistencia, la producción de estructuras impresas 3D dentales dependen de varios factores ligados a la tecnología y material utilizados. La varianza dependiente del tipo de material, tecnología 3D a utilizar y uso de diferentes métodos de procesamiento aún carecen de información clínica y los estudios in vitro a los que se tiene acceso presentan limitantes dentro de los mismos.

La variabilidad en las desviaciones es notable, especialmente en el grupo SLM, esto sugiere que los métodos de fabricación pueden influir en la precisión de las estructuras, el estudio de Hussein, (30) resalta que ciertas áreas, como la barra lingual, presentaron desviaciones mayores. Esto podría ser relevante para la práctica clínica, donde la precisión en estas áreas es crítica. El uso del mapeo del color proporciono una visualización efectiva de las desviaciones, la identificación de zonas homogéneas y otras desviaciones específicas podría ser útil para optimizar procesos de diseño y fabricación. Las observaciones de diferentes

colores en diversas áreas sugieren que algunas partes de las estructuras son susceptibles a errores de fabricación.

La discrepancia reportada en el proceso de fabricación por Grymak et al (26) y por Salim et al (36), en conectores Co-Cr impresos 3D resalta la importancia de evaluar cada método de fabricación en términos de precisión; la discrepancia volumétrica y lineal implica que se deben realizar estudios para entender como estos factores afectan la durabilidad y funcionalidad protésica, no obstante, la microestructura fina y homogénea del material de CoCr fabricado con SLM sugiere que este proceso podría ser preferido para mejorar la calidad estructural, además, el estudio del consumo de material subraya la importancia de optimizar parámetros como el espesor de capa y el ángulo de construcción, lo que podría tener implicaciones económicas y medioambientales.

CAPITULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5. CONCLUSIONES

- La impresión tridimensional para la fabricación de prótesis parciales removibles ha ido evolucionando a grandes escalas, siendo una técnica eficiente en términos de personalización, precisión y reducción de tiempo de fabricación. La evolución tecnológica ha permitido producir prótesis con un ajuste óptimo y mejor estética, aunque su durabilidad y resistencia aun requieren más estudios longitudinales.
- Existe una diversidad de protocolos clínicos según el tipo de prótesis parcial y el caso clínico del paciente, sin embargo, mediante la revisión bibliográfica se determinó que todos los estudios todos incluyen en sus protocolos fases esenciales como: la toma de impresiones digitales, el diseño asistido por computadora (CAD) y la impresión 3D de las estructuras.
- Se concluye que la resina más utilizada dentro del proceso de fabricación aditiva es de la marca NexDent Cast, misma que se caracteriza por su biocompatibilidad, mayor elongación, mejor combustión, precisión y capacidad para reproducir detalles finos. Utilizada para fabricación de estructuras de soporte, marcos o dispositivos ortodónticos.
- Los protocolos clínicos para la confección de prótesis parcial removible impresa en 3D se clasifican en etapas claves, como la planificación digital, diseño CAD, la impresión 3D y los ajustes finales en boca. Cada una de estas fases varían dependiendo de la técnica empleada, concluyendo que la técnica más utilizada y que brinda mejores resultados de adaptación, precisión, ajuste, estabilidad y exactitud es el procesamiento digital de luz (DLP).

6. RECOMENDACIONES

- Se recomienda continuar investigando la durabilidad y resistencia a largo plazo de las prótesis parciales removibles impresas en 3D, para asegurar su eficacia en uso prolongado. Enfatizando realizar estudios clínicos con un mayor número de pacientes para evaluar su rendimiento en distintas condiciones orales y su impacto en la satisfacción del usuario.
- Se sugiere que los profesionales odontólogos vayan sumergiéndose en los diferentes protocolos clínicos digitales, que incluyan escaneo intraoral y diseño CAD/CAM, para maximizar la precisión y la personalización de las prótesis. Es primordial que los profesionales dentistas reciban capacitación continua en nuevas tecnologías de impresión 3D para garantizar la correcta implementación y optimización de los tratamientos.
- Es recomendable que los odontólogos seleccionen cuidadosamente las resinas adecuadas para cada proceso de fabricación de estructuras dentales protésicas impresas en 3D, considerando tanto la biocompatibilidad como la resistencia del material para la mejora del desempeño funcional de las prótesis. Siendo primordial que el profesional dentista investigue sobre la variabilidad de marcas y las características de cada resina para proporcionar mejores resultados al momento de la elección de la resina para la fabricación de la prótesis dental.
- Se aconseja clasificar y estandarizar los protocolos clínicos en función de la complejidad del caso y las necesidades del paciente, y optar por un enfoque enteramente digital siempre que sea posible para reducir errores y mejorar la eficiencia del proceso. Además, sería beneficioso que el odontólogo reciba capacitación y actualización continua acerca de la nueva era en la tecnología 3D protésica dental, integrando de esta manera tecnología de impresión 3D en la práctica cotidiana.

7. BIBLIOGRAFÍA

1. Grymak A, Badarneh A, Ma S, Eun J. Effect of various printing parameters on the accuracy (trueness and precision) of 3D-printed partial denture framework. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2023 January; 140(105688).
2. Al-Dulaijan Y, Alsulaimi L, Alotaibi R, Alboainain A, Alalawi H, Alshehri S, et al. Comparative Evaluation of Surface Roughness and Hardness of 3D Printed Resins. *Materials MDPI*. 2022 October; 15(19).
3. Kihara H, Sugawara S, Yokota J, Takafuji K, Fukazawa S, Tamada A, et al. Applications of three-dimensional printers in prosthetic dentistry. *Journal of Oral Science*. 2021 April; 63(3).
4. Hamed H, Hebeshi A, Husseiny E. Effect of Palatal Vault Depth on the Trueness of Metal Laser-Sintered and Cast Cobalt-Chromium Removable Partial Denture Frameworks. *Journal of Prosthodontics*. 2023 Abril; 32(4).
5. Dimitrova M, Chuchulska B, Zlatev S, Kazakova R. Colour Stability of 3D-Printed and Prefabricated Denture Teeth after Immersion in Different Colouring Agents—An In Vitro Study. *Polymers MDPI*. 2022 July; 14(15).
6. Kobayashi H, Tasaka A, Higuchi S, Yamashita S. Influence of molding angle on the trueness and defects of removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting. *Journal of Prosthodontic Research*. 2022 November; 66(4).
7. Tasaka A, Okano H, Shimizu T, Kato Y, Higuchi S, Yamashita S. Influence of reinforcement bar on accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D-printed pattern and selective laser sintering. *Journal of Prosthodontic Research*. 2021 June; 65(2).
8. Anadioti E, Musharbash L, Blatz M, Papavasiliou G, Kamposiora P. 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2020 November; 20(1).
9. Hamed H, Hebeshi A, Husseiny E. Effect of Palatal Vault Depth on the Trueness of Metal Laser-Sintered and Cast Cobalt-Chromium Removable Partial Denture Frameworks. *Journal Prosthodont*. 2023 June; 32(4): p. 353-360.

10. Deng K, Chen H, Wang Y, Zhou Y, Sun Y. Evaluation of functional suitable digital complete denture system based on 3D printing technology. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2021 December; 13(6).
11. Hussein M, Hussein L. Optimization of Digital Light Processing Three-Dimensional Printing of the Removable Partial Denture Frameworks; The Role of Build Angle and Support Structure Diameter. *Materials MDPI*. 2022 March; 15.
12. GUO F, HUANG S, LIU N, HU M, SHI C, LI D, et al. Evaluation of the mechanical properties and fit of 3D-printed polyetheretherketone removable partial dentures. *Dental Materials Journal*. 2022 May; 41(6).
13. Carr AB, McGivney GP, Brown DT. *Prótesis parcial removible de McCracken*. 11th ed. Madrid: Elsevier; 2006.
14. Straface A, Gintaute A, Zitzman N, Joda T. Die Modellgussprothese 2.0: Digital von A bis Z? *Swiss dental journal SSO - Science and Clinical Topics*. 2020 Marzo; 130(3).
15. Tamimi F, Hirayama H. *Digital Restorative Dentistry: A Guide to Materials, Equipment, and Clinical Procedures*. Primera ed. Canada: Springer; 2019.
16. Quintessenz Z. Evaluación actual de la tecnología CAD/CAM en la prótesis dental. Elsevier. 2012 Febrero; 23(1).
17. Chaudhari P, Bhatia D, Sharan J. *3D Printing in Oral Health Science: Applications and Future Directions*. Primera ed. India: Springer International Publishing; 2022.
18. Blanco J. *Diseño y fabricación mediante impresión 3D de una prótesis de dedo con sensor de fuerza incorporado*. Tesis de grado. Valladolid: Universidad de Valladolid, Ingeniería Mecánica; 2020.
19. Sarduy L, Gonzáles M. .
20. Jeon S, Jo Y, Yoon H, Han J. Antifungal effect, surface roughness, and cytotoxicity of three-dimensionally printed denture base with phytoncide-filled microcapsules: An in-vitro study. *Journal of Dentistry*. 2022 May; 120.
21. Días M, Santos T, Do Carmo H, Goncalves S, Souza R. Microbial adhesion and biofilm formation by *Candida albicans* on 3D-printed denture base resins. *PLOS ONE*. 2023 Septiembre; 18(10).

22. Stamenković D, Djuričić K, Stamenković. Dentistry 4.0 concept in designing and manufacturing. *Vojnosanitetski pregled*. 2022 Octubre.
23. Gintaute A, Straface A, Zitzmann N, Joda T. Die Modellgussprothese 2.0: Digital von A bis Z? *Swiss dental journal*. 2020; 130(3).
24. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, et al. The PRISMA 2020 Statement: An Updated Guideline for Reporting Systematic Reviews. *BMJ*. 2021 January 4;(71): p. 1-9.
25. Sokolowski A, Horak D, Behlau A, Sokolowski C, Lorenzoni M, Sokolowski A. Evaluation of two printing techniques for maxillary removable partial denture frameworks. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2024; 131(4).
26. Grymak A, Badarneh A, Ma S, Eun J. Effect of various printing parameters on the accuracy (trueness and precision) of 3D-printed partial denture framework. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2023 January; 140.
27. Muehleman E, Özcan M. Accuracy of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated Using Conventional and Digital Technologies. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2021 April;(29): p. 1-11.
28. Rokhshad R, Tehrani A, Nahidi R, Zarbakhsh A. Fit of removable partial denture frameworks fabricated from 3D-printed patterns versus the conventional method: An in vitro comparison. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022 June; 131(6): p. 1144-1149.
29. Snosi A, Lotfy S, Thabet Y, Sabet M, Rizk F. Subtractive versus additive indirect manufacturing techniques of digitally designed partial dentures. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2021 October; 13(5).
30. Hussein M, Hussein L. Trueness of 3D printed partial denture frameworks: build orientations and support structure density parameters. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2022 June; 14(3).
31. Rues S, Tasaka A, Fleckenstein I, Yamashita S, Rammelsberg P, Boehm S, et al. Fit and Retention of Cobalt–Chromium Removable Partial Denture Frameworks Fabricated with Selective Laser Melting. *Journal of functional Biomaterials*. 2023 August; 14(8).

32. Korkeas A, Jomaa J, Kavouris A, Lalani T, King P, Lee S, et al. Seating accuracy of removable partial denture frameworks fabricated by different digital workflows in comparison to conventional workflow. *Journal Prosthodont*. 2024 August; 1(7).
33. Hussein M, Hussein L. Optimization of Digital Light Processing Three-Dimensional Printing of the Removable Partial Denture Frameworks; The Role of Build Angle and Support Structure Diameter. *Materials*. 2022 March; 15(6).
34. Saadaldin S, Rizkalla A, Eldwakhly E, Mai S, Alhanoof A. Assessment of the fitness of removable partial Denture Frameworks manufactured using additive manufacturing/selective laser melting. *Materials Express*. 2022 May; 12(5).
35. Oh K, Yun B, Kim J. Accuracy of metal 3D printed frameworks for removable partial dentures evaluated by digital superimposition. *Dental materials*. 2022 February; 38(2).
36. Salim S, Salleh N, Abidin Z, Yunus N, Rahmat R, Ibrahim N. Physicomechanical properties of cobalt-chromium removable partial denture palatal major connectors fabricated by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022 September; 128(3).
37. Kim G, Moon H, Oh K. An in vitro evaluation of bond strength and failure behavior between 3D-printed cobalt-chromium alloy and different types of denture base resins. *Journal of Dentistry*. 2024 August; 147.
38. Adaptation of removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019 September; 122(3).
39. Bajunaid S, Altwaim B, Alhassan M, Alamman R. The Fit Accuracy of Removable Partial Denture Metal Frameworks Using Conventional and 3D Printed Techniques: An In Vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2019 Enero; 20(4): p. 476-481.
40. Kim S, Oh K, Kim J. Accuracy of Mandibular Removable Partial Denture Frameworks Fabricated by 3D Printing and Conventional Techniques. *Materials*. 2024 June 25; 17(13).
41. Boontharawara P, Chaijareenont , Angkasith P. Comparing the trueness of 3D printing and conventional casting for the fabrication of removable partial denture metal frameworks for patients with different palatal vault depths: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2024 Enero; 132(2).

42. Tasaka A, Shimizu T, Kato Y, Okano H, Ida Y, Higuchi S, et al. Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D printed pattern and selective laser sintering. *Journal of prosthodontic research*. 2020 Enero; 64(2): p. 224-230.
43. Bashir N, Bernabé E. Removable partial dentures and mortality among partially edentulous adults. *ELSEVIER*. 2022 August; 126.

8. ANEXOS

ESTUDIANTE: Marisol Elizabeth Allauca Fernandez

TEMA:

PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE IMPRESA EN 3D.

PREGUNTA:

¿Las prótesis parciales removibles impresas en 3D tienen propiedades mecánicas semejantes a los materiales fijos convencionales?

Do 3D-printed removable partial dentures have similar mechanical properties to conventional fixed materials?

PICO

P= Partial edentulous patient.

I= Three-dimensional printing, 3D printed.

C= CAD/CAM or Conventional Technique.

O= Physical/Mechanical Properties.

	P (Población)	I (Intervención)	C (Comparación)	O (Resultado)
	Partial edentulous patient	3D printed removable partial prosthesis	Conventional Technique	Accuracy Precision
MesH (Pubmed)	<ul style="list-style-type: none"> Removable Partial Denture Denture, Removable Partial Partial Denture, Removable Denture Partial Removable 	<ul style="list-style-type: none"> Three-dimensional printing 3 Dimensional Printing 3-D Printing 3D Printing Printing, 3-Dimensional Printing, Three Dimensional Printing, 3-D 	<ul style="list-style-type: none"> CAD/CAM Milling 	<ul style="list-style-type: none"> Hardness Flexural strength Tensile Strength Adjustment

Emtree (Embase)	<ul style="list-style-type: none"> • Partial edentulism • Partial edentulous patient • Partially dentulous patient • Partially edentulous patient 	<ul style="list-style-type: none"> • “dental impression” • 3-Dimensional Printing • Printing, 3D • Three Dimensional Printing 	<ul style="list-style-type: none"> • Manufacturing • Dental impression technique • Computer-Aided Design • CAD/CAM • Computer-Aided Manufacturing 	<ul style="list-style-type: none"> • Precision • Accuracy • Stamina Physical • Bend Strength • Mechanics
----------------------------	---	---	--	---