



# FÉRULAS OCLUSALES IMPRESAS. REVISIÓN SISTEMÁTICA

---

## PRINTED OCCLUSAL SPLINTS

Fausto Rene Checa Yugsi<sup>1</sup>, Nathaly Silvana Ruiz Guaño<sup>2</sup>, Christian Andrés Cabezas Abad<sup>3</sup>,  
Manuel Alejandro León Velastegui<sup>4</sup>

{fausto.checa@unach.edu.ec<sup>1</sup>, nathaly.ruiz@unach.edu.ec<sup>2</sup>, christian.cabezas@unach.edu.ec<sup>3</sup>, maleon@unach.edu.ec<sup>4</sup>}

Fecha de recepción: 06/01/2026 / Fecha de aceptación: 08/03/2026 / Fecha de publicación: 10/03/2026

**RESUMEN:** El principal objetivo de esta revisión fue revisar las férulas impresas, materiales, protocolos y características de las resinas empleadas. Se realizó una revisión sistemática y metaanálisis bajos las normas PRISMA, la búsqueda se hizo en 4 bases de datos Pubmed, Scopus, Web of Science y Embase además de una búsqueda manual de estudios relevantes. Se identificaron 155 estudios, descartando duplicados mediante Mendeley, seleccionándolos por título y resumen, luego de obtener los textos completos se seleccionaron once estudios (*in vitro*). La impresora 3D "Asiga MAX" fue la impresora más empleada en los estudios, n cuanto a los materiales de elección para la impresión 3D, destaco KeySplint Soft, seguida de V-Print splint comfort, le siguen Dental LT Clear, NextDent Ortho Rigid (ND) y LuxaPrint Ortho Plus (LP) y IMPRIMO LC Splint flex. Todos los materiales ya sean de elaboración aditiva o sustractiva ante la prueba generaron fisuras, grietas e irregularidades, mientras que los materiales impresos destaco uno en particular KeySplint Soft el cual demostró una mayor resistencia a múltiples factores incluyendo entre ellas al desgaste y una menor sorción de agua el resto de los materiales utilizados en impresión 3D sufrió un declive ante los materiales fabricados por técnica sustractiva. No se hallaron evidencias clínicas que demuestren Citotoxicidad por parte de estos materiales con las estructuras de contacto que las rodean, así mismo demuestran un grado mínimo de 77,60% y máximo de 94,10% de Biocompatibilidad con el organismo destacando sus adecuadas propiedades amigables con el organismo. Los materiales impresos tienden a presentar un medio de cultivo más idóneo para el crecimiento bacteriano. Las férulas oclusales impresas en 3D, mostraron un menor desempeño ante sus principales competidores como lo es la técnica sustractiva (fresado), sin embargo, cumplen con los parámetros necesarios para emplearse en cavidad bucal, sin que estos provoquen alteraciones con las estructuras circundantes, no se evidenció registros de citotoxicidad ante el organismo.

<sup>1</sup>Carrera de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Nacional de Chimborazo - Ecuador, <https://orcid.org/0009-0003-5412-2476>.

<sup>2</sup>Carrera de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Nacional de Chimborazo - Ecuador, <https://orcid.org/0000-0002-3289-8228>.

<sup>3</sup>Carrera de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Nacional de Chimborazo - Ecuador, <https://orcid.org/0000-0002-5186-5210>.

<sup>4</sup>Carrera de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Nacional de Chimborazo - Ecuador, <https://orcid.org/0000-0002-6387-9337>; +593982218102.



**Palabras clave:** *Férulas oclusales, impresión 3D, CAD-CAM, técnica aditiva*

**ABSTRACT:** The main objective of this review was to examine printed splints, materials, protocols, and characteristics of the resins used. A systematic review and meta-analysis were performed following PRISMA guidelines. The search was conducted in four databases: PubMed, Scopus, Web of Science, and Embase, in addition to a manual search for relevant studies. 155 studies were identified, discarding duplicates using Mendeley. Studies were selected by title and abstract, and after obtaining the full texts, eleven in vitro studies were selected. The “Asiga MAX” 3D printer was the most frequently used in the studies. Regarding the materials of choice for 3D printing, KeySplint Soft stood out, followed by V-Print Splint Comfort, Dental LT Clear, NextDent Ortho Rigid (ND), LuxaPrint Ortho Plus (LP), and IMPRIMO LC Splint Flex. All materials, whether additively or subtractively manufactured, exhibited fissures, cracks, and irregularities in the test. Among the printed materials, KeySplint Soft stood out, demonstrating greater resistance to multiple factors, including wear and tear, and lower water sorption. The other materials used in 3D printing showed a decline compared to those manufactured using subtractive techniques. No clinical evidence was found demonstrating cytotoxicity from these materials with the surrounding structures. Furthermore, they demonstrated a minimum biocompatibility of 77.60% and a maximum of 94.10% with the body, highlighting their suitable biocompatible properties. Printed materials tend to provide a more suitable culture medium for bacterial growth. 3D-printed occlusal splints showed lower performance compared to their main competitors, such as the subtractive technique (milling). However, they meet the necessary parameters for use in the oral cavity without causing alterations to surrounding structures, and no cytotoxicity was observed in the body.

**Keywords:** *Occlusal splints, 3D printing, CAD/CAM, additive manufacturing*

## INTRODUCCIÓN

Una férula oclusal, también conocida como férula de mordida o férula ortopédica, es un dispositivo intraoral removible y versátil que se puede utilizar tanto para tratamientos terapéuticos como para evaluar una nueva dimensión vertical antes de una rehabilitación dental completa. Su eficacia ha sido comprobada en la reducción del dolor y en la mejora de la movilidad mandibular. El diseño de la férula oclusal determina su función, y según las indicaciones clínicas, puede variar desde un dispositivo que cubre parcialmente hasta uno que abarca todas las superficies oclusales, o incluso diseños más complejos que incorporan rampas o indentaciones oclusales (1).

El uso de férulas o dispositivos similares ha ido en aumento en diversas aplicaciones, como el tratamiento de trastornos de la articulación temporomandibular, el bruxismo, la apnea obstructiva del sueño, y como prótesis provisionales en rehabilitaciones bucales completas. También se han popularizado los aparatos para braquiterapia en tiempos recientes (2). Los



trastornos temporomandibulares (TTM) son un grupo de patologías y problemas asociados con alteraciones en la estructura, función o fisiología del sistema masticatorio. Los tratamientos para los TTM abarcan modalidades oclusales (como férulas, ortodoncia y análisis oclusal) y, recientemente, se están orientando hacia enfoques mínimamente invasivos o no invasivos, que incluyen asesoramiento, psicoterapia, fisioterapia, medicación y terapia oclusal (1).

Otra patología que requiere el uso de férulas oclusales es el bruxismo, donde se sugiere que estos dispositivos intraorales alivian los síntomas, junto con farmacoterapia, estrategias conductuales y fisioterapia. De este modo, las férulas oclusales se emplean para prevenir el desgaste dental y facilitar la relajación muscular (3). La prevalencia de los trastornos de la articulación temporomandibular (TTM) oscila entre el 5 y el 12%. Estos trastornos son más comunes en jóvenes y se presentan al menos el doble de veces en mujeres que en hombres (4).

Se han propuesto diversos tratamientos para los TTM, incluyendo la terapia con férula oclusal, ajuste oclusal, farmacoterapia, acupuntura, cirugía, fisioterapia, terapia de masajes, biorretroalimentación, terapia cognitivo-conductual y manejo del estrés. La terapia con férula oclusal se considera el estándar de oro para el tratamiento de TTM y ha demostrado ser efectiva en el 70-90% de los casos sintomáticos (4). Su mecanismo de acción se basa en inducir la relajación muscular al interrumpir el ciclo de contracción refleja neuromuscular en pacientes con hábitos parafuncionales. Además, protegen los dientes del movimiento y desgaste provocados por el bruxismo, distribuyen las fuerzas oclusales sobre los dientes y ayudan a reposicionar los cóndilos y la mandíbula en una relación céntrica (4).

Un estudio ha revelado que más del 5% de la población presenta síntomas clínicos asociados con los trastornos de la articulación temporomandibular (TTM). Otros estudios también indican que la incidencia del bruxismo en la población general puede alcanzar hasta un 8- 10%, lo que hace que el uso de férulas oclusales sea la solución inmediata preferida. Existen diferentes métodos para fabricar férulas oclusales, que incluyen técnicas convencionales, técnicas sustractivas (como el fresado) y técnicas aditivas (como la impresión 3D). La impresión 3D, o fabricación aditiva, es un proceso mediante el cual se crea un objeto físico a partir de un modelo digital mediante la deposición sucesiva de capas de materia" (5).

Los dentistas están familiarizados con la fabricación sustractiva tradicional, que consiste en eliminar material de un bloque para formar un objeto usando herramientas como tornos y fresadoras (5). Un ejemplo de esto es el tallado de un bloque de cera para crear un diente en el curso de laboratorio preclínico de pregrado (6). Sin embargo, este método presenta desventajas, como la dificultad para reproducir objetos complejos y el desperdicio de material. Por ello, surgió la fabricación aditiva, que consiste en añadir material capa por capa para construir el objeto 3D. Esta tecnología permite crear piezas tridimensionales a partir de modelos de diseño asistido por ordenador (CAD), añadiendo materiales de forma sucesiva hasta formar el objeto físico (5).



Un proceso de impresión 3D inicia con la carga de un modelo CAD en un software específico para prepararlo para la impresión. Según la tecnología empleada por la impresora 3D, la impresión puede llevarse a cabo capa por capa utilizando resina solidificada o polvo de sinterización. (2) Este paso requiere una estación de trabajo con computadora para configurar el trabajo de impresión, una bandeja de construcción para fabricar el modelo y materiales aptos para impresión 3D. Estas impresoras pueden utilizar un láser para curar resina líquida y crear un objeto, o fusionar pequeñas partículas de polvo metálico a altas temperaturas para construir piezas, generando así el dispositivo oclusal deseado (2).

Sin embargo, a pesar de las atractivas propiedades de estos materiales, no se consideran ideales para férulas oclusales debido a factores como los prolongados procesos de fabricación, alergias cutáneas o respiratorias, mal sabor, posible incomodidad térmica, inestabilidad dimensional, monómeros residuales, susceptibilidad a la rotura y formas o colores indeseables. Las tecnologías digitales emergentes basadas en el diseño y fabricación asistida por computadora (CAD/CAM) facilitan el uso de un flujo de trabajo digital en la fabricación de férulas oclusales, empleando enfoques sustractivos o aditivos (4).

Para lo cual se realizará una revisión exhaustiva de la literatura que nos permitirá evaluar el estado actual de las férulas oclusales impresas en 3D y su uso en odontología, a través de la identificación las resinas empleadas para imprimir férulas oclusales y recopilar los protocolos clínicos empleados para su confección.

## MATERIALES Y MÉTODOS

### Protocolo y registro

e realizó una revisión sistemática de la literatura siguiendo la Declaración PRISMA 2020 (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses), y se utilizó su checklist para garantizar el reporte completo.

### Pregunta de investigación

Se elaboró una pregunta de investigación de acuerdo con el método (PICO) Paciente, Intervención, Comparación y Resultado: ¿Puede una férula oclusal impresa en 3D ser equivalente o superior a una elaborada por técnicas alternativas, destacando su efectividad clínica a corto y largo plazo?

P (Patient): Patients with temporomandibular disorders.

I (Intervention): 3D printed occlusal splints

C (Comparison): conventional occlusal splints



O (Outcomes): Biocompatibilidad, resistencia, citotoxicidad, accuracy, trueness.

P: Pacientes con trastornos temporomandibulares

I: Férulas oclusales impresas en 3D

C: Férulas oclusales convencionales

O: Biocompatibilidad, resistencia, citotoxicidad, precisión, veracidad.

### Medidas de resultado

Los resultados obtenidos demuestran la efectividad de férulas oclusales que fueron impresas en 3D comparándolas ante métodos alternativos de fabricación, fueron medidos de manera visual mediante observaciones de los resultados obtenidos ante el sometimiento de las muestras a diferentes estudios como lo son pruebas de desgaste, flexión, biocompatibilidad, etc., las cuales son analizadas en diferentes softwares obteniendo resultados indiscutibles sobre los parámetros analizados.

### Criterio de elegibilidad

Criterios de inclusión: estudios experimentales in vitro, estudios con artículos disponibles de manera gratuita.

Criterios de exclusión: revisiones de la literatura.

### Fuentes de información y estrategia de búsqueda

Las bases de datos utilizadas para esta revisión hasta octubre de 2024 fueron: Pubmed, Embase, Scopus y Web of Science de acuerdo con la ecuación de búsqueda definida previamente. No se aplicaron filtros de idioma. La búsqueda se limitó a estudios publicados hasta octubre de 2024, 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.

**Tabla 1. Ecuaciones de búsqueda.**

BASE DE DATOS	ECUACIONES DE BÚSQUEDA	COMBINACIONES
---------------	------------------------	---------------



<b>Pubmed</b>	<b>1# Férula Oclusal</b>	*1+2+3
	("occlusal splint") OR ("dental occlusal splint") OR ("dental stabilization splint") OR ("interocclusal appliance") OR ("Occusal appliance") OR ("Occusal splints") OR ("Occusal stabilization splint"))	*1+2
	<b>2# Impresión 3D</b>	
	("Three-dimensional printing") OR ("3-Dimensional Printing") OR ("3-D Printing") OR ("3D Printing") OR ("Printing, 3-Dimensional") OR ("Printing, Three Dimensional") OR ("3-Dimensional Printing") OR ("Printing, 3D") OR ("Three-Dimensional Printing"))	
	<b>3# Resultados</b>	
	("Biocompatibility") OR ("cytotoxicity") OR ("cell toxicity") OR ("cytotoxic activity") OR ("cytotoxic effect") OR ("cytotoxic reaction") OR ("accuracy") OR ("precision") OR ("trueness") OR ("stability") OR ("resistance"))	
<b>Embase</b>	<b>1# Férula Oclusal</b>	*1+2+3
	("occlusal splint" OR "dental occlusal splint" OR "dental stabilization splint" OR "interocclusal appliance" OR "Occusal appliance" OR "Occusal splints" OR "Occusal stabilization splint")	*1+2
	<b>2# Impresión 3D</b>	
	("Three-dimensional printing" OR "3-Dimensional Printing" OR "3-D Printing" OR "3D Printing" OR "Printing, 3-Dimensional" OR "Printing, Three Dimensional" OR "3-Dimensional Printing" OR "Printing, 3D" OR "Three Dimensional Printing")	
	<b>3# Resultados</b>	
	("Biocompatibility" OR "cytotoxicity" OR "cell toxicity" OR "cytotoxic activity" OR "cytotoxic effect" OR "cytotoxic reaction" OR "accuracy" OR "precision" OR "trueness" OR "stability" OR "resistance")	
<b>Scopus</b>	<b>1# Férula Oclusal</b>	*1+2+3
	("occlusal splint") OR ("dental occlusal splint") OR ("dental stabilization splint") OR ("interocclusal appliance") OR ("Occusal appliance") OR ("Occusal splints") OR ("Occusal stabilization splint"))	*1+2



## 2# Impresión 3D

((“Three-dimensional printing”) OR (“3 Dimensional Printing”) OR (“3-D Printing”) OR (“3D Printing”) OR (“Printing, 3-Dimensional”) OR (“Printing, Three Dimensional”) OR (“3-Dimensional Printing”) OR (“Printing, 3D”) OR (“Three Dimensional Printing”))

## 3# Resultados

((“Biocompatibility”) OR (“cytotoxicity”) OR (“cell toxicity”) OR (“cytotoxic activity”) OR (“cytotoxic effect”) OR (“cytotoxic reaction”) OR (“accuracy”) OR (“precision”) OR (“trueness”) OR (“stability”) OR (“resistance”))

### Web of Science

#### 1# Férula Oclusal

\*1+2+3+

(TS=(“occlusal splint”) OR TS=(“dental occlusal splint”) OR TS=(“dental stabilization splint”) OR TS=(“interocclusal appliance”) OR TS=(“Occusal appliance”) OR TS=(“Occusal splints”) OR TS=(“Occusal stabilization splint”))

\*1+2

#### 2# Impresión 3D

(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=(“3-Dimensional Printing”) OR TS=(“Printing, 3D”) OR TS=(“Three Dimensional Printing”))

#### 3# Resultados

((TS=(“Biocompatibility”) OR TS=(“cytotoxicity”) OR TS=(“cell toxicity”) OR TS=(“cytotoxic activity”) OR TS=(“cytotoxic effect”) OR TS=(“cytotoxic reaction”) OR TS=(“accuracy”) OR TS=(“precision”) OR TS=(“trueness”) OR TS=(“stability”) OR TS=(“resistance”))

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

### Selección de estudios

Luego de eliminar los duplicados o triplicados con el gestor bibliográfico: Mendeley. Dos revisores independientes (F.R.CH – M.L.V) realizaron la selección de los estudios mediante título

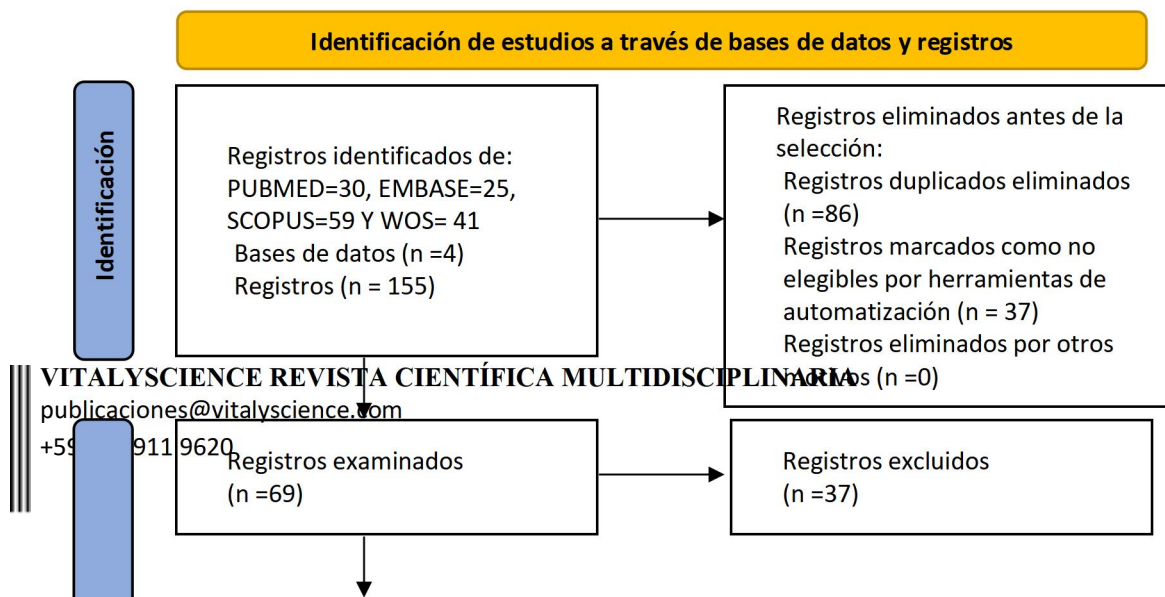


y abstract, de acuerdo con los criterios de selección y se anotaron en una hoja de Excel para facilitar el manejo de los datos.

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

### Extracción de datos

Las variables extraídas de los artículos científicos fueron: Autor, año de publicación, objetivo, criterios de inclusión, criterios de exclusión, muestras, material, fabricante, composición del material, angulación de fabricación, espesor de capa utilizado, técnicas alternativas de fabricación, materiales alternativos de fabricación, proceso para medir los distintos resultados, método de evaluación de resultados, estadístico, conclusiones.



**Figura 1. Diagrama de flujo PRISMA.**

## RESULTADOS

En la presente investigación se emplearon 11 estudios de la literatura encontramos artículos de carácter *in vitro*, entre los cuales categorizamos su origen destacando 3 de Suiza, 2 procedentes de Finlandia, 2 de Alemania, y por último varios países que comprenden 1 artículo como son Serbia, Polonia, Japón y Rumania. A su vez considerando el año 2024 encontramos a 2 artículos, una mayor frecuencia con 6 del año 2023, 2 del año 2022, y 1 del año 2019.

En cuanto al diseño asistido por computadora (CAD), el formato de archivo **.stl** fue el más utilizado, según se recopila en la Tabla 2, se destacó el archivo (.stl) como software principal en el estudio con 4 artículos que lo respaldan, seguido del archivo (.dlp) además del programa Autodesk que comprendió 3 artículos y el resto de los programas con un ejemplar como Magics v19, Formlabs Inc, GOM-Inspect 2019, Tizian Creativ RT-Software, Netfabb 2020 y Exocad junto con 5 programas procedentes de USA, 3 de Alemania y uno de Bélgica.



Por otro lado, el CAM (Computer Aided Manufacturing) destacó la impresora 3D “Asiga MAX” con 4 estudios que la implementaron, y el resto ocupando distintos tipos de impresoras 3D, enfocando el país de origen de predilección a Estados Unidos con 5 impresoras fabricadas en el país, seguido por Alemania con 2 unidades, Australia con 2 unidades, por su parte Reino Unido, China, Suiza y Países Bajos con una impresora cada uno.

**Tabla 2. Tipos de archivos e impresoras utilizados en impresión 3D.**

Autor / año	CAD	CAM
<b>Gibreel, 2022 (9)</b>	Para los materiales de férula impresos en 3D, se creó un archivo STL con las dimensiones de la muestra en AutoCAD (Autodesk, San Rafael, CA, EE. UU.)	se imprimió en una impresora 3D (Asiga MAX™, Asiga, Sydney, Australia)
<b>Puškar, 2019 (14)</b>	Se utilizó CAD (Magics v19, Materialise, Bélgica)	se fabricaron con la máquina SLA-6000HD (3D-Systems, EE. UU.)
<b>Weźgowiec, 2023 (7)</b>	Los archivos. stl se crearon y se cargaron en el software PreForm. v. 3.28.1 (Formlabs Inc., Somerville, EE. UU.),	con Meshmixer v. 3.5.474 (Autodesk Inc., San Francisco, EE. UU.).
<b>Perea-Lowery, 2023 (10)</b>	NE	Una impresora de procesamiento de luz digital (DLP) (Asiga MAX™, SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn, Alemania)
<b>Schmeiser, 2022 (23)</b>	(GOM-Inspect 2019, GOM GmbH, Braunschweig, Alemania)	GI (GR22 flex, pro3dure medical GmbH) o con 3DP-KY (KeySplint soft, Keystone Industries, Gibbstown, EE. UU.).
<b>Wuersching, 2023 (21)</b>	(Tizian Creativ RT-Software, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Alemania) y se exportó como un archivo de lenguaje de teselación estándar (stl).	(NextDent 5100, NextDent, Centurionbaan, Países Bajos).
<b>Rosello, 2023 (24)</b>	(Netfabb 2020, Autodesk, Inc., San Francisco, CA, EE. UU.).	(Rapidshape P30, Straumann, Basilea, Suiza)
<b>Saadat, 2024 (25)</b>	Para DLP, el archivo de referencia se importó al software de corte Netfabb Basis 2022.2.2 (Autodesk Inc., San Rafael, CA, EE. UU.).	SLA (Preform, Formlabs, Somerville, MA, EE. UU.)
<b>Wada, 2023 (18)</b>	NE	impresora LCD.MTC5, PLAN-MECA OY, Helsinki, Finlandia) Y a impresora de procesamiento de luz digital (DLP) con 385 nm (Asiga MAX).MT,SCHEUDENTAL GmbH, Iserlohn, Alemania)




<b>Popescu, 2024 (13)</b>	El diseño asistido por computadora del aparato dental incluyó la importación de archivos STL con Exocad (Exocad 3.1. Rijeka, Exocad GmbH Darmstadt, Alemania)	(3D Systems, NextDent BV, Soesterberg, Países Bajos) Se utilizó la impresora 3D Asiga Max (3D MAX UV 385 Asiga, Alexandria, Australia)
<b>Prpic, 2023 (26)</b>	(Netfabb Premium 2019, Autodesk, San Rafael, CA, EE. UU.; Meshmixer, Autodesk, San Rafael, CA, EE. UU.	3D P20+ (Straumann, Basilea, Suiza); Dental LT Clear se imprimió utilizando Form 3B (Formlabs, Somerville, MA, EE. UU.), seguido de un procedimiento de pospolimerización en Form Cure (Formlabs, Somerville, MA, EE. UU.); NextDent Ortho Rigid se imprimió utilizando AccuFab-L4D (Shining 3D GmbH, Hangzhou, China), seguido de un procedimiento de pospolimerización en FabCure (Shining 3D GmbH, Hangzhou, China); ProArt Print Splint se imprimió utilizando PrograPrint PR5 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), seguido de un procedimiento de pospolimerización en PrograPrint Cure (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein); y Dentona Flexisplint se imprimió utilizando LC Opus (Photocentric Ltd., Peterborough, Reino Unido), seguido de un procedimiento de pospolimerización en Cure M+ (Photocentric Ltd., Peterborough, Reino Unido).

\*NE: No Especifica

En cuanto a los materiales de elección para la impresión 3D, destaco KeySplint Soft con 6 estudios, seguida de V-Print splint comfort con 5 estudios, con 3 estudios cada uno le siguen Dental LT Clear, NextDent Ortho Rigid (ND) y LuxaPrint Ortho Plus (LP), con 2 estudios encontramos a IMPRIMO LC Splint flex y al resto con un estudio cada uno. Enfocando al material de elección "light-curing resin" que fue utilizado en múltiples estudios lo observamos en la Tabla 3.

**Tabla 3. Materiales evaluados en los estudios impresos 3D y su mayor prevalencia.**

Materiales de 3D											
<b>Autor / año</b>	IMP	IMPRI	KeySpl	V-	Resina	Denta	GR-22	NextDent	LuxaPri	SHERA	FREEPRIN
	RIM	MO	int	Print	epoxi	I LT	Flex	Ortho	nt	print-	T® splint
	O LC	LC	Soft	splint	Accura	Clear		Rigid	Ortho	ortho	2.0

				<a href="https://vitalyscience.com">https://vitalyscience.com</a>				Vol. 4 No.9 PP. 37-62			
	Splint	Splint flex		comfort	® ClearVue			(ND)	Plus (LP)	plus UV (SP)	
<b>Gibrel, 2022 (9)</b>	Light curing resin	Light curing resin	Light curing resin	Light-curing resin	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE
<b>Puškar, 2019 (14)</b>	NE	NE	NE	NE	polymer-based epoxy resin	NE	NE	NE	NE	NE	NE
<b>Weźgowiec, 2023 (7)</b>	NE	NE	NE	NE	NE	photo polymer resin	NE	NE	NE	NE	NE
<b>Perea-Lowery, 2023 (10)</b>	NE	Methacrylate-based resin	Methacrylate-based resin	Acrylate-based resin	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE
<b>Schmeiser, 2022 (23)</b>	NE	NE	Methacrylate monomer	NE	NE	NE	Oligomers, methacrylic resins	NE	NE	NE	NE
<b>Wuersching, 2023 (21)</b>	NE	NE	light-curing resin	light-curing resin	NE	NE	NE	Resina 3D Biocompatible	high-quality, light-cured resin	light-curing resin	NE
<b>Rosello, 2023 (24)</b>	NE	NE	phenoxyethyl methacrylate	Polyester dimethacrylate	NE	NE	NE	NE	EBPAD MA	NE	Isopropylidenediphenol peg-2 dimethacryl
<b>Saadat, 2024 (25)</b>	NE	NE	NE	light-curing resin	NE	photo polymer resin	NE	NE	light-cured resin	NE	NE
<b>Wada, 2023 (8)</b>	NE	NE	light-curing resin	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE
<b>Popeescu, 2024</b>	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE	resina de fotopolímero a	NE	NE	NE



(27)								base de éster			
Prpic, 2023 (26)	NE	NE	NE	NE	NE	Acrylic light-polymerizing	NE	Monomer based on acrylic esters	NE	NE	NE

\*NE: No Especifica

En la Tabla 4 en cuanto a la angulación utilizada en cada estudio se denoto que 5 artículos utilizaron 90° como elección, mientras que uno de ellos utilizo 45° y solo uno realizo la investigación con todas las angulaciones 0°, 30°, 45°, 60° y 90°. Por otro lado, el espesor de capa se ha ido manteniendo constante en una medida de 100um a excepción de 2 estudios que utilizaron diferentes espesores como lo son 2 estudios de 50um, 1 estudio de 1um y 1 estudio de 1000um. El poscurado de las muestras no reflejo la elección del enfoque hacia la utilización de la luz UV, seguido con 2 estudios realizados con luz LED y uno de ellos sometido al aire, el resto se manejaron con el poscurado del fabricante. Para el pulido encontramos 6 papel abrasivo de carburo de silicio y 1 con fresa de carburo de tungsteno.

**Tabla 4. Parámetros de impresión en 3D.**

Parámetros de impresión 3D					
Autor / año	Angulacion de Impresión	de	Espesor de Capa	Poscurado	Pulido
Gibreel, 2022 (9)	90°		100 um	Form cure, Formlabs	máquina pulidora utilizando papeles abrasivos de carburo de silicio
Puškar, 2019 (14)	NE		0,1 mm (100um)	someterlas a luz ultravioleta en un aparato de poscurado durante 30 minutos	NE
Weźgowiec, 2023 (7)	90°		100 um	Se poscuraron en un Form Cure (Formlabs Inc.) equipado con diodos emisores de luz (LED) multidireccionales de 405 nm	papel de lija (grano P500, P1000 y P1200) y polvo de piedra pómez de 0,6 mm
Perea-Lowery, 2023 (10)	90°		100 um	dispositivo de diodo emisor de luz (LED) a 60°C durante 30 min	papeles de lija de carburo de silicio de hasta P1200
Schmeiser, 2022 (23)	90°		1 um	luz UV (CD2, pro3dure medical GmbH) durante 2x20 min con el sustrato 3DP-GI	NE
Wuersching, 2023 (21)	NE		1 mm (1000um)	aparato de flash de xenón (PAGcurar); , 30 minutos postexposición a	fresa de carburo de tungsteno con una mezcla de agua y



			rayos UV de 10 minutos a 60 °C	polvo de piedra pómez, y el pulido final se realizó con un pulidor de carburo de tungsteno.
<b>Rosello, 2023 (24)</b>	NE	NE	NE	carburo de silicio (SiC, P1200)
<b>Saadat, 2024 (25)</b>	0°, 30°, 45°, 60°, y 90	50 um	Luz UV en la máquina Form Cure	NE
<b>Wada, 2023 (8)</b>	90°	100 um	estroboscópico con 2000 destellos en cada superficie (Autoflash G171, BEGO) se postcuraron en el aire.	papel de lija de carburo de silicio de grano 4000 con un tamaño de grano de 5 µm (papel SiC).
<b>Popescu, 2024 (27)</b>	45°	50 um	luz ultravioleta durante 10 minutos en la fotopolimerización Led BB Cure horno Plus.	NE
<b>Prpic, 2023 (26)</b>	NE	NE	NE	Papeles de lijado metalográficos estándar con tamaños de grano de aproximadamente 30µm(P500), 18µm (P1000), y 15µm (P1200) en una pulidora

\*NE: No Especifica

Dentro de los estudios se tomaron varios puntos de interese en investigación, como lo es la evaluación de la Dureza de materiales impresos 3D, por lo que en este estudio se evaluó que 5 de ellos nos relatan de dureza, sin embargo, 4 de ellos se especifican en investigar la dureza “Vickers”, y solo uno de ellos evalúa la dureza “Shore D”. Para su análisis se tomaron formulas especificas denotando está en particular que se repite en varias investigaciones “ $0.1891 \times \text{PARA } d^2 \text{ VHN} = \text{donde } F \text{ es la fuerza de indentación (N) (9,81 N) y } d \text{ es la longitud media de las diagonales de la indentación impresa (mm).}$ ” según el tipo de investigación y se llegó a la conclusión que los materiales impresos en 3D tienen una correlación directa con falta de resistencia evidenciándose en las muestras tomadas que fueron sometidas a evaluación de dureza y a largo plazo todas las muestras impresas generan microfisuras, desgaste vertical y afectación a la microdureza. Tabla 5.

**Tabla 5. Resultados en cuanto a dureza.**

Autor / año	Dureza	Dureza resultados
<b>Gibreel, 2022 (9)</b>	La dureza superficial Vickers (VHN) de muestras de barras secas y almacenadas en agua (30 días a	La dureza se mostró mediante los tres materiales flexibles de féru



- 37 °C) ( $4 \times 10 \times 10$  mm<sup>3</sup>) se midió utilizando un dispositivo de prueba de microdureza (Duramin-5, Struers) con una carga de 1,96 N aplicada durante 15 s. Las muestras se limpiaron en un dispositivo de limpieza ultrasónico (Quantrex 90, L&R Ultrasonics, Kearny, Nueva Jersey, EE. UU.) en desionizado. agua durante 10 minutos antes de realizar la prueba. Se calculó un promedio de tres mediciones de cada muestra (de =16/material). Las longitudes diagonales de las huellas se midieron con la ayuda del operador del ocular de las máquinas de prueba y luego se utilizaron en el cálculo de los valores VHN.
- Weźgowiec, 2023 (7)** Las pruebas fueron realizadas por un único investigador de acuerdo con las directrices PN-EN ISO 868:2005.41 Antes de la prueba, las muestras en forma de disco con un diámetro de 30 mm y una altura de 5 mm se acondicionaron durante 88 h en una atmósfera estándar (23/50). El valor de dureza Shore D se midió para cada muestra en 5 puntos (a una distancia de al menos 9 mm de los bordes de la muestra y 6 mm entre sí) utilizando un durómetro Shore HBA 100-1 (Sauter AG, Basilea, Suiza). Los lados pulidos y sin pulir de las muestras se probaron por separado. El valor se leyó 15 s después de presionar el pie del durómetro contra la muestra.
- Rosello, 2023 (24)** La dureza Vickers (HV) se determinó en placas ( $12 \times 12 \times 3$  milímetros<sup>3</sup>) utilizando un comprobador de microindentación (MHT-4 Anton Paar, Graz, Austria) de acuerdo con la norma ISO 6507-1 [25] con una carga de 0,2 kilolibras (HV0,2) y un tiempo de carga de 12 s [25]. Para ello, se midió la longitud de las diagonales de las hendiduras creadas (20 por grupo) con un microscopio digital (VK-X1000, Keyence, Osaka, Japón) y se calculó la dureza Vickers de la siguiente manera: Valor alto =  $0,1891 \times F \times d^{-2}$  F = fuerza de prueba (N); d = longitud diagonal de la sangría (mm).
- Wada, 2023 (18)** Para cada subgrupo, se seleccionaron aleatoriamente dos muestras para realizar mediciones de microdureza. Utilizando un dispositivo de prueba de dureza Vickers (Duramin-5, Struers, Ballerup, Dinamarca), se imprimieron fabricados aditivamente, KeySplint Soft, IMPRIMO LC Splint flex y V-Print splint comfort (pag>0,05). Se detectó una correlación relativamente moderada entre la profundidad de desgaste vertical y la dureza de la superficie ( $r^2=0,596$ , pag
- Una comparación de las muestras no envejecidas y envejecidas reveló que la dureza Shore D de la resina Dental LT imprimible en 3D se redujo significativamente entre los materiales sin pulir después de 90 días de almacenamiento en agua (pag<0,0001)
- El ANOVA mostró una influencia significativa del material y las condiciones de almacenamiento, según las cuales el primero debe considerarse como el factor relevante debido a un valor F más alto. Ya después del prealmacenamiento (línea de base), las resinas de dimetacrilato impresas (FRE, LUX y VPR) mostraron una mayor dureza Vickers de FRE (11,8 HV), LUX (15,0 HV) y VPR (13,7 HV) en comparación con las resinas de metacrilato CLE (3,3 HV) y KEY (3,5 HV). Después del termociclado (grupo D), se observó una disminución significativa en HV para todos los materiales de férulas oclusales (CLE: 3,0 HV, pag
- Para el material duro, un ANOVA de 2 vías reveló que el sistema de impresión afectó significativamente la microdureza (ANOVA de 2 vías). pag <0,001)

**Prpic, 2023 (26)**

las hendiduras de la pirámide de base cuadrada en 10 regiones diferentes de cada muestra seleccionada. La fuerza de indentación fue de 9,81 N y el tiempo de aplicación fue de 5 s. Se midieron las diagonales de la indentación impresa y se calculó el número de dureza Vickers (VHN) como la microdureza utilizando la siguiente ecuación:  $0.1891 \times \text{PARA } d^2 \text{ VHN} =$  donde F es la fuerza de indentación (N) (9,81 N) y d es la longitud media de las diagonales de la indentación impresa (mm).

La dureza de la superficie se calculó utilizando la prueba de dureza Vickers utilizando la siguiente fórmula:  $HV = 1,854(F/D^2)$ , donde HV representa la dureza Vickers (VHN), F representa la carga aplicada a una muestra (kgf) y D representa el área de la sangría (mm).2). Para la determinación de la dureza Vickers se utilizó un durómetro (CSV-10, ESI Prüftechnik GmbH, Wendlingen am Neckar, Alemania). Se aplicó una carga de 100 g a la superficie de cada muestra durante un tiempo de permanencia establecido en 10 s. Se tomaron cinco mediciones para cada muestra y, finalmente, se calculó el valor medio de dureza Vickers

Los valores máximos y mínimos de dureza Vickers (VHN) de los grupos examinados fueron 23,1 y 19,1 para ProArt CAD Splint, 20,7 y 17,4 para ProBase Cold, 14,3 y 8,9 para NextDent Ortho Rigid, 13,2 y 9,5 para Dental LT Clear, 9,6 y 8,1 para Dentona Flexisplint, 11,3 y 6,6 para Cosmos Bite Splint, y 5,8 y 4,2 para ProArt Print Splint. Dos materiales impresos en 3D (Dentona Flexisplint y Cosmos Bite Splint) no cumplieron con los requisitos ISO [31] para resistencia a la flexión ( $\geq 65$  MPa). El ANOVA unidireccional mostró una significación estadística (pag grupos examinados).

En la Tabla 6 observamos que la microscopía óptica en 3D fue el método de evaluación mayor utilizado en las investigaciones, ya sean diferentes las pruebas a las que se sometieron las muestras, se llega a una conclusión hablando del desgaste evidenciado en materiales impresos en 3D, Todos los materiales ya sean de elaboración aditiva o sustractiva ante la prueba generaron fisuras, grietas e irregularidades, mientras que los materiales impresos destaco uno en particular KeySplint Soft el cual demostró una mayor resistencia a múltiples factores incluyendo entre ellas al desgaste y una menor sorción de agua.

**Tabla 6. Resultados al desgaste.**

Autor / año	Desgaste	Desgaste resultados
Gibreel, 2022 (9)	Se ensayó el desgaste de cuatro muestras de cada material de férula (grosor: 2 mm, longitud: 10 mm, ancho: 15 mm). Cada muestra se montó en un bloque de resina acrílica y se pulió secuencialmente en una máquina rotativa utilizando láminas de carburo de silicio con tamaños de grano de hasta 4000 grit FEPA. Las muestras se almacenaron en agua a 37°C durante 24 h antes de la prueba. Para realizar la prueba de desgaste de dos cuerpos se	Los ejemplares presentaban signos visuales de desgaste en forma de hoyos, valles, rayones, grietas e irregularidades. Hubo diferencias en las tendencias de desgaste y el tamaño de las facetas entre los materiales investigados. Todos los materiales mostraron ranuras orientadas paralelas a las



utilizó una máquina simuladora de masticación (CS-4.2, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Alemania), que comprende dos cámaras que simulan movimientos verticales y horizontales en presencia de agua al mismo tiempo. Cada cámara tiene un portamuestras de plástico inferior para insertar la muestra, así como un antagonista superior para retener la punta de carga. Las puntas de carga estándar del fabricante (bola de esteatita, 6 mm) se incrustaron en un material de resina acrílica autopolimerizable dentro de un anillo de plástico y luego se fijaron en el antagonista superior con un tornillo de fijación. Se realizó una simulación de masticación a 1,5 Hz con un peso vertical de 2 kg, lo que produjo 20 N de fuerza de masticación. Cada muestra fue expuesta a 15.000 ciclos de carga. Los patrones de desgaste se escanearon con un microscopio óptico 3D (Bruker Nano, Berlín, Alemania) y luego se analizaron con el software Vision64 Map para medir la pérdida de material. Los valores de profundidad total de desgaste ( $\mu\text{m}$ ) se obtuvieron de varios sitios, según el promedio de los puntos más profundos de todos los escaneos del perfil.

direcciones de deslizamiento. Los materiales Paladon 65, Palapress, Aqua, Cast e IMPRIMO LC Splint mostraron facetas de desgaste uniformes. Se observó deformación plástica en las facetas de desgaste de IMPRIMO LC Splint flex, V-Print splint comfort y KeySplint. Suave. Paladon 65 y Cast mostraron una superficie más suave con gran aumento.

**Perea-Lowery, 2023  
(10)**

Se realizó una prueba de desgaste de dos cuerpos en muestras preparadas con dimensiones de  $2,0 \times 10,0 \times 15,0$  milímetros<sup>3</sup> ( $n = 4/\text{material}$ ). Cada muestra se fijó a un bloque de resina acrílica y se pulió secuencialmente utilizando láminas de carburo de silicio con tamaños de grano de hasta 4000 FEPA. Las muestras se almacenaron en agua a  $37^\circ\text{C}$  durante 24 h antes de la prueba. Se utilizó un simulador de masticación (CS-4.2, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Alemania) con dos cámaras para realizar la prueba de desgaste en presencia de agua. Las muestras se fijaron al soporte de plástico inferior del simulador, mientras que las puntas de carga estándar del fabricante (bola de esteatita, 6,0 mm) se aseguraron al superior con un tornillo de fijación. Se realizó una simulación de masticación a 1,5 Hz con un peso vertical de 2 kg, lo que equivale a 20,0 N de fuerza de masticación. Cada muestra se sometió a 15.000 ciclos de carga. A continuación, los patrones de desgaste se escanearon con un microscopio óptico 3D (Bruker Nano GmbH, Berlín, Alemania) y las estimaciones de pérdida de material se calcularon utilizando el software Vision64 Map. Los valores totales de profundidad de desgaste vertical se adquirieron en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) de varios sitios promediando los puntos más profundos

Los valores de profundidad de desgaste vertical fueron estadísticamente significativos ( $P < 0,001$ ).



de todos los escaneos de perfil.

- Schmeiser, 2022 (23)** Los resultados del desgaste de dos cuerpos se pueden describir utilizando únicamente la pérdida de material vertical
- Con respecto a todos los grupos de materiales (CAM-TD: media = 0,82 mm, IC del 95 % [- 0, 54; - 1, 09]; CAM-CL: - 0, 56 mm, [-0,42; -0,76]; 3DP-GI: -0,45 mm, [-0,14; -0,75]; 3DP-KY: - 0,51 mm, [- 0,39; - 0,62]) no se encontraron diferencias en los resultados de desgaste de dos cuerpos (ANOVA unidireccional; pérdida vertical:  $p=0,102$ ) (Tabla3) No hubo pérdida de material causada por los materiales de la férula oclusal en los antagonistas del esmalte. Sin embargo, se encontraron diferencias en la distribución de los patrones de daño entre los materiales individuales. En la figura se muestran imágenes microscópicas típicas de los patrones de daño observados.4. CAM-CL mostró predominantemente una superficie exclusivamente desgastada sin perforación ni fractura (92 %; IC del 95 % [60; 100]). Para CAM-TD (50 % [14; 73]) y 3DP-KY (42 % [14; 73]), aproximadamente la mitad de los sustratos mostraron superficies exclusivamente desgastadas.
- Wada, 2023 (8)** Los patrones de desgaste se escanearon utilizando un perfilómetro óptico (OP) 3D (ContourGT-I, Bruker Nano, Inc., Tucson, AZ, EE. UU.), y se calculó el promedio de los puntos más profundos de 6 perfiles escaneados en cada muestra como profundidad de microdesgaste. ( $\mu\text{m}$ ), que fue el valor representativo de la resistencia al microdesgaste.
- Para la resistencia al nanodesgaste, se encontró la interacción entre el sistema de impresión y la atmósfera de poscurado y el sistema de impresión fue significativamente afectó la resistencia al nanodesgaste solo en 2 subgrupos postcurados sin  $N_2$  ( $p < 0,001$ ). Mientras tanto, para el material blando, el ANOVA de 2 vías reveló que todas las propiedades evaluadas se vieron afectadas significativamente tanto por el sistema de impresión ( $p=0,001$  para el módulo de flexión y  $p < 0,001$  para todos los demás) y atmósfera de poscurado ( $p=0,001$  para todos los demás).  $p=0,022$  para la



resistencia a la flexión, .pag=0,005 para el módulo de flexión, .pag=0,006 para la microdureza, pag=0,004 para la resistencia al microdesgaste, pag <0,005 para todos los demás).

En cuanto a la resistencia a la Flexión por parte de los materiales impresos 4 artículos que observamos en la Tabla 7, narran el método de evaluación con el que se estudió siguiendo parámetros de normativa ISO y sometiendo a los materiales a diversas pruebas, obteniendo como resultado que el material proveniente de KeySplint Soft reaccionó positivamente ante las pruebas y obtuvo valores destacados comparándolo con sus homólogos impresos y otros métodos de fabricación como el fresado, sin embargo en las diversas pruebas se evidencio que a excepción de KeySplint Soft el resto de materiales utilizados en impresión 3D sufrió un declive ante los materiales fabricados por técnica sustractiva.

**Tabla 7. Resultados a la flexión.**

Autor / año	Flexion	Flexion Resultados
<b>Weżgowiec, 2023 (7)</b>	Las pruebas fueron realizadas por un único investigador de acuerdo con las directrices PN-EN ISO 20795-1:2013.42. Antes de la prueba, las muestras en forma de barra (64 mm × 10,0 (±0,2) mm × 3,3 (±0,2) mm) se acondicionaron en agua destilada a 37°C durante 50 h. A continuación, se midieron la altura y el ancho de cada muestra en 5 puntos utilizando un calibrador digital Magnusson (150 mm) (Limit, Alingsås, Suecia), y se calculó el área de la sección transversal media inmediatamente antes de la prueba. La prueba de flexión de tres puntos se realizó utilizando la máquina de prueba universal (Z10-X700; AML Instruments Ltd, Lincoln, Reino Unido) a una velocidad de desplazamiento constante de 5 mm/min y una longitud de tramo de 50 mm entre los soportes.	Se realizaron comparaciones múltiples de cola larga. Cuando se compararon muestras no envejecidas, los valores más altos se observaron para el PMMA curado con calor convencional, mientras que las muestras hechas de resina imprimible en 3D tuvieron valores de resistencia a la flexión significativamente más bajos. El material se poscuró durante 20 minutos a 80°C tuvo el valor más bajo, pero la diferencia entre los 2 tipos de postcurado no fue estadísticamente significativa (pag=0,2629). La comparación del módulo de flexión reveló que el módulo más bajo se obtuvo para la resina imprimible en 3D postcurada durante 30 minutos a 60°do (Fig. 3C). Tras el análisis de las muestras envejecidas artificialmente, los materiales se clasificaron en términos de resistencia a la flexión o módulo de la misma manera que las muestras no envejecidas. Sin embargo, las diferencias entre los materiales fueron más pronunciadas
<b>Perea-Lowery, 2023 (10)</b>	Realización de una prueba de flexión de tres puntos de acuerdo con la norma ISO 20795-1 de la Organización Internacional	Entre los materiales de férulas flexibles investigados, KeySplint Soft mostró significativamente la mayor resistencia a la



de Normalización (ISO). Utilizando una máquina de ensayo universal (modelo LRX, Lloyds Instruments Ltd., Hampshire, Reino Unido). Las dimensiones finales de las muestras fueron 65,0 mm.×10,0 milímetros×3,3 mm (n = 16/material)

flexión en seco en comparación con IMPRIMO LC Splint flex (PAG=0,001) y comodidad de la férula V-Print (PAG=0,001). Los tres materiales de férula tenían el mismo valor medio de módulo elástico seco (0,8 GPa,PAG=0,913). Todos los materiales investigados mostraron una caída sustancial en la resistencia a la flexión y el módulo elástico (P

**Wada, 2023 (8)**

Para evaluar la resistencia a la flexión y el módulo de flexión, se realizó una prueba de flexión de tres puntos para cada muestra mediante una máquina de prueba universal (Modelo LRX; Lloyds Instruments Ltd, Hampshire, Reino Unido). La prueba se realizó con una velocidad de cruceta de 5,0 mm/min y una longitud de tramo de 50 mm en una atmósfera de aire a 23,0±1°C utilizando una celda de carga con una capacidad de 2500 N

La atmósfera de poscurado afectó significativamente la resistencia a la flexión (0,001).pag=0,002), . El uso de la impresora Asiga mejoró significativamente la resistencia a la flexión solo en materiales blandos postcurados sin N2(pag=0,002)

**Prpic, 2023 (26)**

Resistencia a la flexión de las muestras se midió utilizando un instrumento de prueba universal (Inspekt Duo 5 kN-M, Hegewald & Peschke GmbH, Nossen, Alemania). De acuerdo con la norma ISO dada, los especímenes se mantuvieron en un baño de agua durante 50±1 hora a 37°C antes del proceso de prueba. Después de que transcurriera el tiempo recomendado, cada muestra se retiró cuidadosamente del baño de agua y se colocó en los soportes cilíndricos del instrumento de prueba. La distancia entre los centros de los soportes era de 50 mm y el penetrante de carga se colocó a mitad de camino entre los soportes de apoyo. La carga que se aplicó a las muestras se amplificó desde 0 utilizando una velocidad de cabezal de 1 mm/min hasta que la muestra se rompió

Los valores de resistencia a la flexión de Dentona Flexsplint se midieron en ocho muestras; en consecuencia, el análisis estadístico del material mencionado solo se realizó en ocho muestras (en lugar de diez muestras como en los otros grupos). Los valores máximos y mínimos de resistencia a la flexión (MPa) de los materiales examinados fueron los siguientes: 122,1 y 90,2 para ProArt CAD Splint, 87,8 y 77,4 para ProBase Cold, 82,9 y 57,6 para Dental LT Clear, 87,9 y 59,3 para NextDent Ortho Rigid, 50,8 y 40,7 para Dentona Flexsplint, y 57,7 y 33,5 para Cosmos Bite Splint.

En la Tabla 8, observamos que no se hallaron evidencias clínicas que demuestren Citotoxicidad por parte de estos materiales con las estructuras de contacto que las rodean, así mismo demuestran un grado mínimo de 77,60% y máximo de 94,10% de Biocompatibilidad con el organismo destacando sus adecuadas propiedades amigables con el organismo.

**Tabla 8. Biocompatibilidad y citotoxicidad.**



Autor / año	RESULTADOS	
	Biocompatibilidad	Citotoxicidad
Puškar, 2019 (14)	La prueba MTT realizada al cultivo celular MRC-5 mostró que el material tenía un grado satisfactorio de biocompatibilidad, que fue no inferior al 77,60% y superior al 94,10% de viabilidad celular. La viabilidad más baja registrada fue del 77,60% y este valor representa la viabilidad del cultivo MRC-5.	Después de la incubación de la línea celular de fibroblastos murinos L929 con los extractos del material experimental en DMEM, se observó que el material analizado no resultó citotóxico después del primer período de prueba de 3 días y ligeramente citotóxico después de todos los demás períodos de prueba. Después de 3 días de exposición, el porcentaje de células viables fue del 96,26%, después de 5 días 89,96%, después de 7 días 85,10% y después de 21 días 79,40%

En cuanto a tenacidad, su estudio destacó al material KeySplint como el mayor valor significativo de tenacidad, brindándole un plus ante los demás materiales evaluados incluyendo sus formas alternativas de elaboración. Por otro lado, hablando de Precisión se evidenció un mayor índice de fidelidad en las técnicas sustractivas que en las aditivas.

**Tabla 9. Tenacidad y precisión.**

Autor/ año	Resultado	
Perea-Lowery, 2023 (10)	Tenacidad resultados	Respecto a la tenacidad a la fractura (KCI), las muestras secas de KeySplint Soft tuvieron el valor significativo más alto de 2,3 MPa m1/2(P)
Saadat, 2024 (25)	Veracidad y Precisión Resultados	El mapa de calor de veracidad después del envejecimiento artificial (Figura10) demostraron desviaciones positivas mucho mayores para el grupo SLA en todos los ángulos de construcción (amarillo a rojo). Con respecto a los grupos DLP, las desviaciones más positivas después del envejecimiento artificial se concentraron en el área posterior en todas las férulas fabricadas de manera aditiva, mientras que la férula sustractiva demostró una distribución bastante uniforme de ligeras desviaciones positivas. En cuanto a la precisión, la fabricación sustractiva en general mostró una mejor precisión que la fabricación aditiva. Para el grupo DLP1 (Luxaprint Ortho Plus, DMG), el 0°El ángulo de construcción mostró una precisión significativamente mayor que otros ángulos de construcción, mientras que para SLA, el 0°El ángulo de construcción mostró una precisión significativamente menor. No se observó lo mismo en el grupo DLP2 (V-Print Splint, VOCO). Durante 30°, 45°, y 90°En cuanto a los ángulos de construcción, los grupos SLA y DLP2 (V-Print Splint, VOCO) mostraron una precisión



significativamente mayor en comparación con el grupo DLP1 (Luxaprint Ortho Plus, DMG).

Los resultados evaluados en rugosidad denotaron que no existe una diferencia significativa entre materiales a base de técnica sustractiva o aditiva, por lo que se infiere que los materiales de impresión 3D obtuvieron buenos resultado en rugosidad, El crecimiento bacteriano es de suma importancia en el éxito clínico de férulas oclusales en el estudio se encontró que KeySplint demostró una mayor masa de agregados bacterianos ante la tinción, mientras que sus homólogos y competidores obtuvieron valores menores por lo que se infiere que los materiales impresos tienden a presentar un medio de cultivo más idóneo para el crecimiento bacteriano Tabla 10.

**Tabla 10. Rugosidad y crecimiento bacteriano.**

Autor / año	Rugosidad resultados	Crecimiento B. resultados
Wuersching, 2023 (21)	La rugosidad superficial media (Ra) de los materiales de férula probados se presentan de la siguiente manera. El más alto Ra. Se registraron valores para las muestras CS y KS. CD y FG mostraron la segunda rugosidad superficial más alta. Los valores de las otras resinas imprimibles SP, ND, LP y VP se encontraban en un rango similar. La rugosidad superficial más baja se encontró para ED. Ra Para todos los materiales probados en orden descendente fue CS > KS > CD > FG > LP > ND > VP > SP > ED.	La masa total de biopelícula desarrollada en las férulas de resina probadas se muestra así; La masa total media de biopelícula determinada con tinción de CV fue la más alta en las férulas de KS. La masa de biopelícula en todos los demás materiales de férulas fue menor en comparación con KS.

## DISCUSIÓN

La introducción de la impresión 3D en odontología ha modificado de forma sustancial los protocolos de fabricación de férulas oclusales, permitiendo un alto grado de personalización y optimización del diseño. La evidencia analizada en esta revisión respalda que el uso de escáneres intraorales y software CAD facilita un ajuste anatómico preciso, lo que se traduce en una mejor distribución de las cargas oclusales y, potencialmente, en una mayor comodidad y eficacia clínica en el manejo del bruxismo y los trastornos temporomandibulares. Sin embargo, los resultados muestran que estas ventajas digitales no garantizan de manera automática un comportamiento mecánico superior, ya que las propiedades finales del dispositivo dependen en gran medida del material seleccionado y de los parámetros del proceso de impresión.



La investigación en nuevos materiales de impresión 3D ha llevado al desarrollo de resinas biocompatibles que no solo son seguras para el uso en la cavidad bucal, sino que también ofrecen propiedades mecánicas superiores. Esto contribuye a la durabilidad y efectividad de las férulas. A medida que la tecnología de impresión 3D se vuelve más accesible y generalizada, se espera que los costos de producción disminuyan, lo que podría hacer que estas férulas sean más asequibles para los pacientes (7). A pesar de sus ventajas, las férulas impresas en 3D han demostrado un desempeño inferior en comparación con las férulas fabricadas mediante técnicas sustractivas (fresado). Esta diferencia en calidad puede ser un obstáculo para su aceptación generalizada en la práctica clínica. Aunque se prevé que los costos de producción disminuyan, la inversión inicial en impresoras 3D de calidad y en los materiales necesarios puede ser un impedimento para algunas prácticas dentales. Esto podría limitar el acceso a esta tecnología en ciertas áreas geográficas o en consultorios más pequeños (11, 12).

En relación con los materiales, los estudios revisados demuestran una amplia variabilidad en las propiedades mecánicas de las resinas imprimibles en 3D. Algunas, como KeySplint Soft, (16,17) exhiben valores elevados de resistencia a la fractura y un mayor grado de conversión (11), lo que sugiere un comportamiento más favorable frente a las cargas funcionales. En contraste, otras resinas presentan una mayor absorción de agua, lo que puede comprometer su estabilidad dimensional y resistencia a largo plazo. Estos hallazgos confirman que, aunque el desarrollo de nuevas resinas biocompatibles ha ampliado las opciones terapéuticas, la elección del material sigue siendo un factor crítico para garantizar durabilidad, resistencia al desgaste y un desempeño clínico predecible (15).

El envejecimiento artificial y las condiciones intraorales representan desafíos relevantes para las férulas impresas en 3D. Diversos estudios coinciden en que propiedades como la dureza y la resistencia a la flexión pueden disminuir significativamente tras el almacenamiento en agua, evidenciando susceptibilidad a la degradación hidrolítica. Asimismo, se ha observado que las férulas fabricadas mediante técnicas sustractivas (fresado) presentan, en general, una mayor resistencia a la fractura y una mejor estabilidad dimensional en comparación con las impresas. A esto se suma la influencia determinante de variables como el tipo de impresora, la orientación de impresión y el poscurado, siendo los sistemas DLP y el curado en atmósfera de nitrógeno los que muestran resultados mecánicos y tribológicos más favorables (2, 4).

Desde una perspectiva clínica y de implementación, aunque la impresión 3D ofrece ventajas claras en eficiencia, reproducibilidad y potencial integración de tecnologías avanzadas, como sensores de presión para el monitoreo del bruxismo, persisten limitaciones que condicionan su adopción generalizada. La necesidad de formación especializada, la inversión inicial en equipamiento y la ausencia de normativas estandarizadas generan incertidumbre tanto en profesionales como en pacientes. No obstante, el avance continuo en materiales, procesos de fabricación y evidencia clínica sugiere que estas limitaciones podrían superarse progresivamente. En conjunto, los resultados de esta revisión indican que las férulas oclusales impresas en 3D tienen un alto potencial en la odontología contemporánea, siempre que su uso



se base en una selección rigurosa del material, una optimización del proceso digital y un respaldo sólido de estudios clínicos a largo plazo.

Además, la creciente aceptación de la impresión 3D en el ámbito dental puede impulsar la creación de protocolos estandarizados y normativas que aseguren la calidad y seguridad de los dispositivos. Esto no solo beneficiará a los profesionales de la salud dental, sino también a los pacientes, que podrán disfrutar de tratamientos más eficaces y personalizados. En conclusión, aunque existen desafíos y limitaciones en el uso de férulas oclusales impresas en 3D, sus beneficios y el potencial de innovación sugieren que jugarán un papel cada vez más importante en la odontología del futuro. La colaboración entre investigadores, profesionales de la salud y empresas tecnológicas será fundamental para maximizar el impacto de esta tecnología en la atención dental (17).

## CONCLUSIONES

Según la investigación se concluye que las férulas oclusales impresas en 3D cumplen con los parámetros necesarios para emplearse en cavidad bucal, sin que estos provoquen alteraciones con las estructuras circundantes, no se evidenció registros de citotoxicidad ante el organismo, por lo contrario, se pudo evidenciar una correcta biocompatibilidad con el organismo.

Una de las desventajas que se encontró fue el alto coste, el cual a medida que se van realizando avances tecnológicos se debería tratar como prioridad, en búsqueda de un avance científico y profesional, por lo que se concluye que las personas que dispongan de esta aparatología pueden mejorar su práctica diaria empleando nuevas estrategias, nuevos materiales y a su vez obteniendo diferentes muestras mismas que servirán para contribuir con la comunidad científica

Las férulas oclusales impresas en 3D, mostraron un menor desempeño ante sus principales competidores como lo es la técnica sustractiva (fresado), por lo que a día de hoy siguen encontrándose por debajo de otros métodos de elaboración de férulas oclusales, sin embargo La investigación futura debería dirigirse al desarrollo de nuevos materiales compuestos para impresión 3D con el objetivo de superar las limitaciones mecánicas actuales y potencialmente igualar o superar el desempeño de las técnicas sustractivas

## DECLARACIÓN DE INTERÉS

Este manuscrito es original de los autores, no ha sido publicado previamente ni está siendo evaluado en ninguna otra revista. Declaramos no tener conflictos de interés y confirmamos que todos los autores han revisado y aprobado el contenido, dando su conformidad para su envío.



## CONTRIBUCIONES DE AUTOR

Todos los autores participaron en la redacción y edición de la presente revisión sistemática. Asimismo, colaboraron en el desarrollo y verificación de los resultados, la elaboración del manuscrito, en la realización del metaanálisis y el análisis estadístico. Todos los autores han leído y aprobado la versión final del manuscrito.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nassif M. Materiales y técnicas de fabricación de férulas oclusales: una revisión de la literatura. *J Rehabilitación Oral*. 2023.
2. Wimpenny DI. *Advances in 3D Printing & Additive Manufacturing Technologies* Jumar LJ, editor. Singapore: Springer; 2017.
3. Soares T. Respuesta del sensor de presión recubierto de resina 3D para la evaluación de la fuerza de mordida: un estudio piloto. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2023; II(17).
4. Benli M. Caracterización mecánica y química de materiales contemporáneos para férulas oclusales fabricadas con diferentes métodos: una revisión sistemática. *Investigaciones clínicas orales*. 2023; I(27).
5. Grymak A. Evaluación del comportamiento de desgaste de diversos materiales de férulas oclusales y. *elSevier*. 2022.
6. Uzunov ITyT. Influencia del proceso de post-polimerización en las características mecánicas de las férulas oclusales impresas en 3D. *Revista de Física*. 2020.
7. Weźgowiec J. How does artificial aging affect the mechanical properties of occlusal splint materials processed via various technologies? *Dent Med Probl*. 2023.
8. Wada J. Effect of 3D printing system and post-curing atmosphere on micro- and nanowear of additive-manufactured occlusal splint materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2023.
9. GIBREL M. Two-body wear and surface hardness of occlusal splint materials. *Dental Materials Journal*. 2019.
10. Perea-Lowery L, Gibreel M, Garoushi S, Vallittu P, Lassila L. Evaluation of flexible three-dimensionally printed occlusal splint materials: An in vitro study. *Dental Materials*. 1 de octubre de 2023;39(10):957-63.
11. Orgev A. Los efectos de las tecnologías de fabricación en la precisión de la superficie de. *J. Prostodoncia*. 2023.
12. Jiménez JRR. Aging Processes and Their Influence on the Mechanical Properties of Printable Occlusal Splint Materials. *Polymers Journal*. 2023.
13. Popescu AM, Elena D, 2\* V, Mărășescu PC, Amărășcu MO, Târtea DA, et al. APPLICATIONS OF 3D PRINTING TECHNIQUES FOR OCCLUSAL SPLINTS
14. Puškar T. In vitro cytotoxicity assessment of the 3D printed polymer based epoxy resin intended for use in dentistry. *VOJNOSANITETSKI PREGLED JOURNAL*. 2019; 76(5).
15. Marcel R. Precisión de las férulas de oclusión fabricadas con CAD/CAM: fresado frente a impresión 3D. *Investigaciones clínicas orales*. 2020.



16. Rosentritt M. Investigación de las propiedades mecánicas y ópticas de nuevos reactivos rápidos basados en uretano dimetacrilato (UDMA) y uretano metacrilato (UMA) materiales de prototipado. Elsevier. 2021. 53
17. Somogyi A. Terapia para trastornos temporomandibulares: férulas impresas en 3D desde la planificación hasta la evaluación. Dentistry Journal. 2023.
18. Wada J. Efecto del tipo de impresora 3D y del uso de gas protector durante el poscurado sobre algunas propiedades físicas del material de la férula oclusal blanda. Polymers Journal. 2022;(14).
19. Danko M. Revisión de la literatura sobre un desprogramador anterior para. Journal bioengineering. 2023;(10).
20. Barbur J. Comparación estadística de las propiedades mecánicas de la resina impresa en 3D mediante tecnología de triple chorro y PMMA convencional en la fabricación de férulas oclusales de ortodoncia. Journal biomedicines. 2023;(11).
21. Wuersching SN. Surface properties and initial bacterial biofilm growth on 3D-printed oral appliances: a comparative in vitro study. Clinical Oral Investigations. 2022;(27).
22. Venecia P. Fabricación digital de férulas oclusales: del escaneo intraoral a la impresión 3D. Journal of Osteointegration. 2019; XI(4).
23. Schmeiser F, Baumert U, Stawarczyk B. Two-body wear of occlusal splint materials from subtractive computer-aided manufacturing and three-dimensional printing. Clin Oral Investig. 1 de septiembre de 2022;26(9):5857-66.
24. Rosello Jimenez JR, Fuchs F, Schmohl L, Schulz-Siegmund M, Koenig A. Aging Processes and Their Influence on the Mechanical Properties of Printable Occlusal Splint Materials. Polymers (Basel). 1 de diciembre de 2023;15(23).
25. Saadat Sarmadi B, Schmidt F, Beuer F, Metin DS, Simeon P, Nicic R, et al. The Effect of Build Angle and Artificial Aging on the Accuracy of SLA- and DLP-Printed Occlusal Devices. Polymers (Basel). 1 de junio de 2024;16(12).
26. Prpic V, Spehar F, Stajdohar D, Bjelica R, Cimic S, Par M. Mechanical Properties of 3D-Printed Occlusal Splint Materials. Dent J (Basel). 1 de agosto de 2023;11(8).
27. Popescu AM, Elena D, 2\* V, Mărășescu PC, Amărășcu MO, Târtea DA, et al. APPLICATIONS OF 3D PRINTING TECHNIQUES FOR OCCLUSAL SPLINTS USED IN BRUXISM. Romanian Journal of Oral Rehabilitation. 16(1).