

95
AÑOS



Facultad de
Odontología



UNIVERSIDAD
DE LA REPÚBLICA
URUGUAY



Escuela de Graduados

ACTUALIZACIÓN EN BIOMATERIALES RESINOSOS DE IMPRESIÓN 3D PARA RESTAURACIONES ESTÉTICAS IMPLANTOSOPORTADAS

Dr. Andrés García Terra

Tutor: Prof. Adj. Dr. Guillermo Grazioli PhD

Carrera de Especialización en Implantología Oral

Escuela de Graduados - Facultad de Odontología - Universidad de la República

Uruguay, año 2025

Sumario

LISTA DE SIGLAS Y ACRÓNIMOS	3
LISTA DE FIGURAS Y TABLAS	3
TÍTULO.....	4
RESUMEN	4
PALABRAS CLAVE	4
1. INTRODUCCIÓN	5
2. OBJETIVOS.....	7
2.1 General	7
2.2 Específicos	7
3. DISEÑO METODOLÓGICO	8
3.1 Estrategia de búsqueda para - PubMed.....	8
4. DESARROLLO	17
4.1 Evolución de los biomateriales	18
4.1.1 Aleaciones metálicas	18
4.1.2 Sistemas cerámicos libres de metal	19
4.2 Materiales poliméricos	24
4.2.1 Polimetil-Metacrilato (PMMA)	24
4.2.2 Resinas compuestas.....	24
4.3 Materiales para fabricación aditiva (AM) o 3D.....	25
4.3.1 Estereolitografía (SLA).....	26
4.3.2 Procesamiento digital por luz (DLP).....	27
4.3.3 Sinterización selectiva por láser (SLS).....	27
4.3.4 Modelado de deposición fundida (FDM).....	29
4.4 Resinas 3D con indicación como material restaurador definitivo	30
4.4.1 Resina Prizma 3D Bio Crown.....	31
4.4.2 VarseoSmile Crown plus	32
4.4.3 Resina Cosmos	33
4.4.4 Resina Smart print Bio Vitality.....	33
4.4.5 Resina Crowntec	34
5. DISCUSIÓN.....	36

6.	CONCLUSIONES.....	42
7.	REFERENCIAS.....	43
8.	AGRADECIMIENTOS.....	51

LISTA DE SIGLAS Y ACRÓNIMOS

ABS: Acrilonitrilo Butadieno Estireno

AM: Fabricación Aditiva

CAD: Diseño Asistido por Computadora

CAM: Manufactura Asistida por Computadora

CFRP: Polímero Reforzado con Fibra de Carbono

DLP: Procesamiento Digital por Luz

FDA: Administración de Alimentos y Medicamentos (EE.UU.)

FDM: Modelado por Deposición Fundida

FRP: Polímero Reforzado con Fibra de Vidrio

GPa: Gigapascal

ISO: Organización Internacional para la Estandarización

MPa: Mega Pascal

N: Newton

PETG: Tereftalato de Polietileno Modificado con Glicol

PLA: Ácido Poliláctico

PMMA: Polimetacrilato de Metilo

SLA: Estereolitografía

SLS: Sinterización Selectiva por Láser

STL: Lenguaje Estándar de Triangulación o (Standard Tessellation Language en inglés)

TPU: Poliuretano Termoplástico

UV: Radiación Ultravioleta

ZrO₂: Dióxido de Zirconio

Zr: Zirconio

3D: Impresión Tridimensional

LISTA DE FIGURAS Y TABLAS

Figura 1. Flujo de selección de los artículos

Figura 2. Requisitos ideales del material restaurador

Tabla 1. Listado de los estudios incluidos en este trabajo

Tabla 2. Principales características de las resinas impresas 3D

Tabla 3. Propiedades de los biomateriales restauradores

TÍTULO

Actualización en biomateriales resinosos de impresión 3D para restauraciones estéticas implantosoportadas

RESUMEN

Objetivo: Analizar los biomateriales restauradores indirectos utilizados en impresión 3D para la rehabilitación implanto-protésica, buscando identificar cuál posee las mejores propiedades para su uso en odontología. **Metodología:** Se realizó una revisión bibliográfica en PubMed y revistas científicas de acceso virtual, seleccionando estudios publicados entre 2015 y 2024. Se incluyeron investigaciones sobre materiales para impresión 3D en implantología oral, evaluando sus ventajas, desventajas y propiedades físico-mecánicas y biológicas. Se excluyeron artículos anteriores a 2014 o sin acceso disponible. En total, se analizaron 47 estudios. **Discusión:** La mayoría de los estudios revisados se enfocan en las propiedades mecánicas, la estabilidad del color y la precisión de ajuste de los materiales impresos en 3D. Los biomateriales más estudiados son resinas con rellenos cerámicos, procesadas mediante tecnologías SLA y DLP. Se encontró que estas resinas presentan menor microdureza y mayor susceptibilidad a la decoloración en comparación con los materiales fresables. Sin embargo, en términos de adaptación marginal, algunas restauraciones impresas en 3D mostraron mejores resultados que las fresadas. La resistencia flexural es clave en rehabilitaciones implanto-soportadas, ya que los pacientes con implantes ejercen mayor fuerza masticatoria. Aunque las resinas impresas en 3D ofrecen ventajas en personalización y eficiencia de producción, su desempeño a largo plazo sigue en evaluación. Actualmente, el disilicato de litio y el dióxido de zirconio continúan siendo los materiales más utilizados en implantología por su alta resistencia y durabilidad. **Conclusión:** La impresión 3D representa un avance prometedor en odontología restauradora, pero aún se requieren más estudios clínicos para validar la efectividad de estos biomateriales en restauraciones permanentes. Es necesario establecer estándares internacionales para su evaluación y confirmar su desempeño frente a los métodos tradicionales.

PALABRAS CLAVE Implantología oral, biomateriales restauradores indirectos, resinas para impresión 3D.

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad existe una gran variedad de biomateriales restauradores indirectos libres de metal para la rehabilitación oral. La industria avanza constantemente intentando cubrir las necesidades estéticas que exigen los pacientes y también los profesionales de la salud oral, a su vez, dichos biomateriales restauradores indirectos deben cumplir determinadas propiedades físico-mecánicas, químicas y biológicas sujetas a estándares internacionales ⁽¹⁾.

Entre los biomateriales empleados en restauraciones estéticas indirectas se encuentran los materiales cerámicos y poliméricos, destinados a procedimientos restauradores adhesivos. Dentro de este grupo se incluyen las resinas compuestas, las cerámicas vítreas, las cerámicas basadas en óxidos metálicos y las cerámicas infiltradas con polímeros. En los últimos años, se han incorporado al ámbito odontológico nuevos materiales restauradores indirectos específicamente diseñados para su procesamiento mediante tecnologías de impresión tridimensional (3D).

La impresión 3D fue desarrollada durante la década de los 80, donde Charles W. Hull logró idear un método de estereolitografía, una tecnología láser que emplea una resina líquida sensible a la luz UV, para crear modelos 3D ⁽²⁾. La tecnología 3D actualmete en auge, involucra muchas áreas de la odontología, incluyendo la implantología oral, siendo una alternativa a la tecnología de diseño asistido por ordenador y fabricación asistida por ordenador (CAD/CAM).

La tecnología CAD/CAM fue introducida en el ámbito odontológico durante la década de 1970 ⁽³⁾, desde entonces, se ha consolidado como una herramienta ampliamente utilizada tanto en la práctica clínica como en los laboratorios dentales ⁽⁴⁾. Como se ha mencionado previamente, este sistema permite el diseño y la fabricación de restauraciones asistidas por ordenador. El proceso contempla tres etapas fundamentales: la digitalización de la preparación dental, el diseño virtual de la restauración y, finalmente, el fresado de un bloque de material a partir del cual se obtiene la restauración definitiva.

La mayoría de los sistemas CAM disponibles actuales, se basan en el enfoque sustractivo que recorta mecánicamente para crear el objeto deseado. Por el contrario, la fabricación aditiva (AM), o impresión tridimensional (3D), es un método para construir un objeto sólido a partir de un material base en polvo o líquido capa por capa ⁽³⁾.

La impresión 3D tiene diversas aplicaciones y es una técnica innovadora con proyección de futuro, a través de ella se pueden realizar modelos de diagnóstico, coronas y estructuras de prótesis parciales, modelos dentales para odontología restauradora, prótesis maxilofaciales, guías quirúrgicas entre otros ⁽⁴⁾. La impresión 3D, no desperdicia material en el proceso y es más económica que las técnicas de fabricación sustractivas en términos de inversión en hardware y costos generales de producción ⁽⁵⁾.

Un factor para determinar el éxito clínico de los biomateriales restauradores indirectos está directamente relacionado con su supervivencia a largo plazo; esto se debe a las características y propiedades (físico-mecánicas químicas y biológicas) y el medio oral en el que actúan ⁽⁶⁾. A su vez, la investigación dentro del área biomédica permitió desarrollar diferentes materiales para impresión 3D con mejores propiedades físico-mecánicas y buena biocompatibilidad además de estética aceptable ⁽⁷⁾.

Es de suma importancia que el profesional rehabilitador conozca el rendimiento físico-mecánico y estético de los biomateriales restauradores indirectos para impresión 3D. De acuerdo con la literatura consultada, se dispone de escasa evidencia científica que pueda describir que biomaterial es de elección sobre otro ⁽⁸⁾.

2. OBJETIVOS

2.1 General

Evaluar los diferentes biomateriales restauradores indirectos a base de resina dental para impresión 3D.

2.2 Específicos

- Determinar los biomateriales disponibles para impresión 3D por técnica aditiva en restauraciones estéticas implantosoportadas.
- Describir ventajas y desventajas de los biomateriales restauradores para la impresión 3D basado en la revisión de literatura.

3. DISEÑO METODOLÓGICO

Esta revisión se realizó mediante una búsqueda bibliográfica en la base de datos electrónica de PubMed. Se seleccionaron las publicaciones del 2015 al 2024 inclusive. A su vez, se realizó una búsqueda manual en aquellas revistas científicas con acceso virtual.

Los criterios de inclusión fueron: Estudios clínicos, revisiones sistemáticas, metaanálisis, ensayos aleatorizados y estudios comparativos de revistas científicas, publicados con fecha del 2015 al 2024 inclusive. Se incluyeron también artículos que describen materiales para impresión 3D en implantología oral así como sus ventajas y desventajas. Asimismo, se incluyeron estudios *in vitro* que describieron propiedades físico-mecánicas y biológicas.

Los criterios de exclusión fueron: Artículos que no se consiguió acceso, y artículos anteriores al 2014.

3.1 Estrategia de búsqueda para - PubMed

("Crowns"[MeSH Terms] AND "printing, three dimensional"[MeSH Terms]) AND ("definite"[All Fields] OR "definitely"[All Fields] OR "definition"[All Fields] OR "definitional"[All Fields] OR "definitions"[All Fields] OR "definitive"[All Fields] OR "definitively"[All Fields] OR "implant*"[All Fields])

Resultados: La búsqueda arrojó 47 artículos del 2015 al 2024 inclusive. De los 47 artículos originalmente seleccionados, se descartaron 24 artículos ya que no cumplían con los criterios de inclusión. Con los 23 artículos seleccionados por título y/o resumen se descartaron 4 artículos los cuales no coincidía el título del artículo con el tema propuesto. Se accedió a 19 artículos de texto completo para su análisis y posterior estudio, además se anexaron 5 artículos de forma manual.

La Figura 1 describe el flujo de la selección de los artículos recuperados.

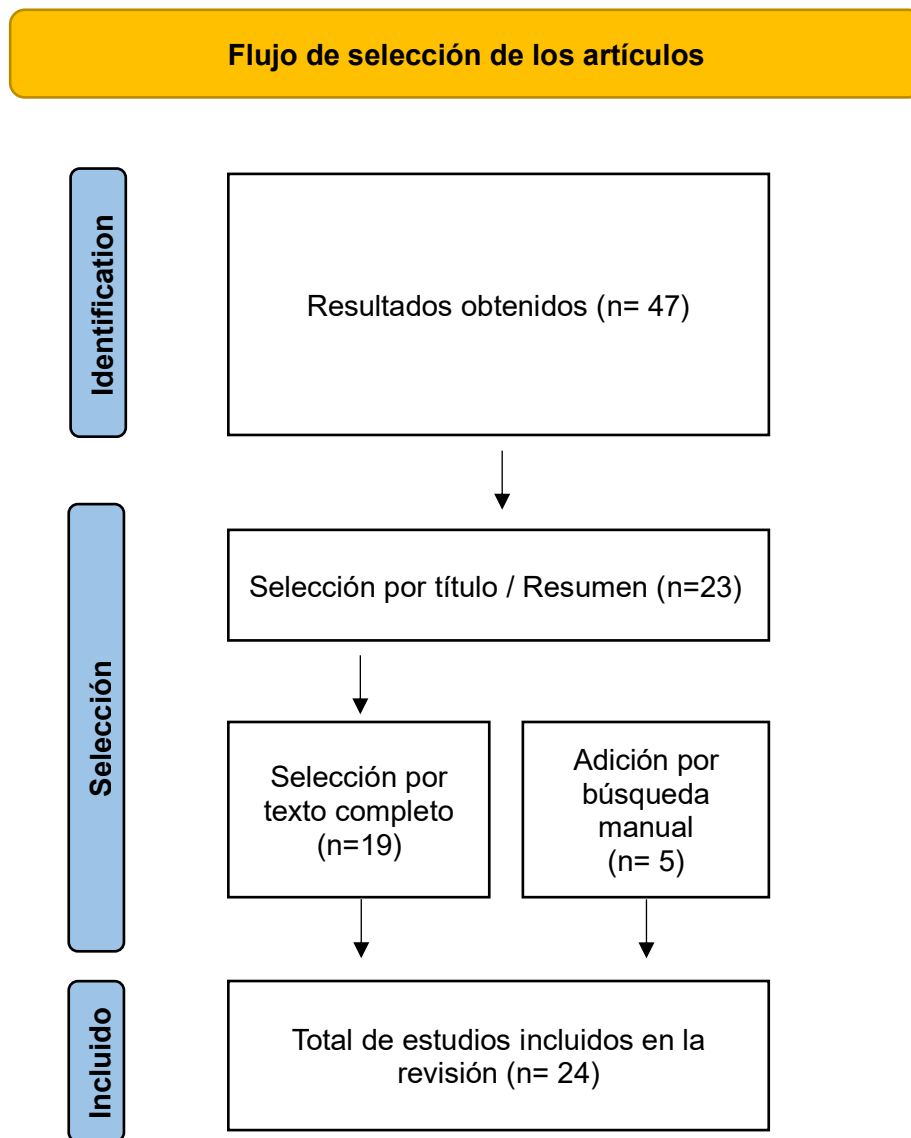


Fig. 1 Flujo de selección de los artículos.

En la Tabla 1 se describe el listado de los estudios incluidos en este trabajo de acuerdo a la búsqueda realizada en PubMed. El criterio utilizado fue: Autor, año de publicación, título de la publicación, tipo de estudio, objetivo, resultados obtenidos y/o conclusiones de los autores.

Autor	Año	Título y Tipo de Estudio	Objetivo	Resultados/Conclusiones
Piedra-Cascón, W., Krishnamurthy, V. R., Att, W., & Revilla-León, M. ⁽⁴¹⁾	2021	3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review	Revisar los elementos del flujo de trabajo de polimerización de vat, incluidos los parámetros de impresión 3D, las estructuras de soporte, el corte y los procedimientos de postprocesamiento así como cómo estos elementos afectan las características de los dispositivos dentales fabricados.	La precisión y las propiedades de los dispositivos dentales AM están influenciadas por la tecnología, la impresora y el material seleccionado. Los parámetros de impresión, las estructuras de impresión, y las técnicas de postprocesamiento influyen significativamente en la rugosidad de la superficie, la precisión de la impresión y las propiedades mecánicas del dispositivo dental fabricado; sin embargo, la optimización de cada uno puede variar dependiendo de la aplicación clínica del dispositivo fabricado de forma aditiva
Kessler A, Hickel R, Reymus M. ⁽⁴²⁾	2020	3D Printing in Dentistry—State of the Art. A narrative review	Proporcionar una visión general actualizada de las diferentes técnicas de impresión: SLA, DLP, PPJ, FDM, SLS entre otros. Se presta especial atención a los materiales utilizados en odontología y su aplicación clínica.	En la actualidad, los procesos prometedores se están desarrollando en paralelo entre sí; aún se desconoce cuál de estos procesos prevalecerá en última instancia.
Chen H, Cheng DH, Huang SC LYM. ⁽⁵³⁾	2021	Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. Estudio <i>in vitro</i>	Evaluar si las resinas de impresión 3D diseñadas para impresoras 3D DLP se pueden usar con éxito en una impresora 3D mono-LCD.	Las resinas provisionales diseñadas para impresoras 3D DLP se pueden usar con éxito en impresoras 3D mono-LCD si las muestras impresas se pospolimerizan en una unidad más potente o en una unidad de menos potente durante un tiempo más largo.

<p>Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A (56)</p>	<p>2021</p>	<p>Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. Review</p>	<p>Esta revisión ofrece una visión general práctica y científica de las tecnologías de impresión 3D.</p>	<p>El desarrollo de nuevos materiales y tecnologías será la tendencia futura de la impresión 3D en odontología, y no se puede negar que la impresión 3D tendrá un futuro brillante.</p>
<p>Bora P V, Sayed Ahmed A, Alford A, Pittman K, Thomas V, Lawson NC. (58)</p>	<p>2024</p>	<p>Characterization of materials used for 3D printing dental crowns and hybrid prostheses Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Comparar el porcentaje de peso del relleno, composición del relleno y la resina, la resistencia a la flexión, el módulo y la dureza de varias resinas impresas en 3D.</p>	<p>Las propiedades de las resinas impresas en 3D varían según su composición, lo que afecta sus aplicaciones clínicas.</p>
<p>Diken Türksayar A, Demirel M (59)</p>	<p>2024</p>	<p>Comparison of wear and fracture resistance of additively and subtractively manufactured screw-retained, implant-supported crowns Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Evaluar la pérdida de volumen, la profundidad máxima de desgaste y la resistencia a la fractura de las coronas soportadas por implantes.</p>	<p>La resistencia a la fractura y la pérdida de volumen se evaluaron utilizando un análisis unidireccional de varianza y las pruebas de diferencia significativa (HSD) de Tukey, mientras que las pruebas de Kruskal-Wallis y Dunn se utilizaron para analizar la profundidad máxima de desgaste. Se utilizaron pruebas de chi-cuadrado para evaluar el módulo de Weibull y los datos de fuerza característica ($\alpha=.05$).</p>
<p>Zimmermann M, Ender A, Attin T, Mehl A (60)</p>	<p>2020</p>	<p>Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Analizar la Resistencia a la fractura de prótesis fijas de contorno completo de cerámica y tres unidades compuestas fabricadas con tecnología (CAD/CAM) aditiva y sustractiva</p>	<p>Los materiales CAD/CAM de resina compuesta con relleno mostraron valores de carga de fractura dentro del rango de materiales cerámicos con una indicación específica de uso para FDP de tres unidades. Relevancia clínica: Los materiales compuestos CAD/CAM con rellenos de partículas pueden ofrecer nuevas posibilidades de tratamiento para el flujo de trabajo CAD/CAM.</p>

<p>Bergamo ETP, Yamaguchi S, Coelho PG, Lopes ACO, Lee C, Bonfante G, et al. ⁽⁶¹⁾</p>	<p>2021</p>	<p>Survival of implant-supported resin-matrix ceramic crowns: In silico and fatigue analyses</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Evaluar la supervivencia a la fatiga, el modo de falla, resistencia y la deformación de los sistemas cerámicos de matriz de resina utilizados para las coronas soportadas por implantes.</p>	<p>Todas las coronas de cerámica con matriz de resina mostraron alta probabilidad de supervivencia a nivel oclusal molar.</p>
<p>Karaoğlanoğlu S, Aydın N, Oktay E, Ersöz B. ⁽⁶²⁾</p>	<p>2023</p>	<p>Comparison of the Surface Properties of 3D-printed Permanent Restorative Resins and Resin-based CAD/CAM Blocks</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Investigar la rugosidad superficial, la microdureza y los cambios de color de los bloques de resina CAD/CAM y resinas permanentes impresas en 3D en diferentes bebidas.</p>	<p>Aunque la rugosidad de la superficie de las resinas permanentes impresas en 3D era similar a la de los bloques CAD/CAM a base de resina, tenían un valor de microdureza más bajo. Además, las resinas permanentes impresas en 3D mostraron más cambios de color en el té y el café.</p>
<p>Prause E, Hey J, Beuer F, Yassine J, Hesse B, Weitkamp T, et al. ⁽⁶⁵⁾</p>	<p>2024</p>	<p>Microstructural investigation of hybrid CAD/CAM restorative dental materials by micro-CT and SEM</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Evaluar la resistencia a la flexión y el comportamiento de fatiga de una nueva resina compuesta impresa en 3D para restauración definitiva.</p>	<p>La resina compuesta impresa en 3D exhibió las propiedades mecánicas más bajas, donde las áreas de microestructura no homogénea desarrolladas durante el procedimiento de mezcla sirvieron como posibles orígenes de fractura.</p>
<p>Baumgartner S, Gmeiner R, Schönherr JA SJ. ⁽⁶⁶⁾</p>	<p>2020</p>	<p>Stereolithography-based additive manufacturing of lithium disilicate glass ceramic for dental applications</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Este trabajo se ocupa del procesamiento del disilicato de litio a través de una tecnología AM, que ofrece piezas cerámicas densas (>99 %) que cumplen con los requisitos para su uso como restauraciones dentales.</p>	<p>En cuanto a la cerámica, Lithographic Ceramic Manufacturing (LCM) proporciona la más alta calidad de superficie y precisión alcanzable en comparación con cualquier otra tecnología AM, lo cual es necesario para satisfacer las altas demandas de la industria dental con respecto a la precisión y la reproducibilidad.</p>

<p>Harada A, Nakamura K, Kanno T, Inagaki R, Örtengren U, Niwano Y, et al. ⁽⁶⁷⁾</p>	<p>2015</p>	<p>Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Investigar si diferentes procesos de fabricación, como CAD/CAM o la técnica de reconstrucción manual, afectan la resistencia a la fractura de coronas basadas en resina compuesta. Se utilizaron Lava Ultimate (LU), Estenia C&B (EC&B) y IPS e.max press (EMP) de cerámica de vidrio de disilicato de litio.</p>	<p>No se observaron diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre las coronas LU, EC&B monocapa y EMP. Ambos tipos de coronas de resina compuesta presentaron cargas de fractura >2000 N, superiores a la fuerza de mordida molar. Por lo tanto, las coronas generadas mediante CAD/CAM, sin defectos internos, pueden aplicarse a regiones molares con suficiente resistencia a la fractura.</p>
<p>Vichi A, Goracci C, Carrabba M, Tozzi G, Louca C. ⁽⁶⁸⁾</p>	<p>2020</p>	<p>Flexural resistance of CAD-CAM blocks. Part 3: Polymer-based restorative materials for permanent restorations</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Evaluar los materiales poliméricos CAD/CAM disponibles en el mercado, comparando la resistencia a la flexión.</p>	<p>Si bien todos los materiales CAD/CAM basados en polímeros comercializados en bloques probados en el presente estudio cumplen con los requisitos de la norma ISO para materiales basados en polímeros, su resistencia a la flexión difiere significativamente.</p>
<p>Daghrery A. ⁽⁶⁹⁾</p>	<p>2023</p>	<p>Color Stability, Gloss Retention, and Surface Roughness of 3D-Printed versus Indirect Prefabricated Veneers.</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Este estudio comparó los efectos de dos métodos para la eliminación de manchas.</p>	<p>El brillo fue >70% en todos los grupos al inicio; estos valores disminuyeron en todos los grupos después de 7 días de envejecimiento artificial. Tras los procedimientos de desmanchado, los valores de ΔE disminuyeron en todas las carillas analizadas.</p>
<p>Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. ⁽⁷⁰⁾</p>	<p>2018</p>	<p>Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically and printed resin.</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Evaluar la influencia de los parámetros de impresión en las propiedades de flexión y la precisión de los objetos estándar impresos en SLA.</p>	<p>Es poco probable que el uso de diferentes unidades de curado afecte a la precisión de impresión de los objetos y a las propiedades de flexión.</p>

<p>Paolone G, Mandurino M, De Palma F, Mazzitelli C, Scotti N, Breschi L, et al. (71)</p>	<p>2023</p>	<p>Color Stability of Polymer-Based Composite CAD/CAM Blocks.</p> <p>A Systematic Review.</p>	<p>Esta revisión sistemática evaluó la estabilidad del color de los bloques CAD/CAM de resina compuesta cuando se someten a soluciones de tinción.</p>	<p>Se investigaron 17 diferentes tinciones artificiales mediante protocolos líquidos, incluyendo café, vino tinto, té y cola. La estabilidad de color fue significativamente menor en los composites convencionales, luego resinas híbridas y una estabilidad de color significativamente mayor en los cerámicos.</p>
<p>Donmez MB, Okutan Y. (72)</p>	<p>2022</p>	<p>Marginal gap and fracture resistance of implant-supported 3D-printed definitive composite crowns:</p> <p>An <i>in vitro</i> study</p>	<p>Comparar el ajuste marginal y la resistencia a la fractura de las coronas compuestas definitivas impresas 3D soportadas por implantes.</p>	<p>Las coronas compuestas impresas en 3D soportadas por implantes mostraron una mayor adaptación marginal en comparación con las coronas fresadas antes y después de la cementación. Además, todas las coronas soportaron fuerzas similares antes de la fractura.</p>
<p>Corbani K, Hardan L, Eid R, Skienhe H, Alharbi N, Ozcan M, et al. (73)</p>	<p>2021</p>	<p>Fracture Resistance of Three-unit Fixed Dental Prostheses Fabricated with Milled and 3D Printed Composite-based Materials</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Evaluar la resistencia a la fractura de prótesis dentales fijas de tres unidades de composite, polímeros de alta densidad y reforzado con fibra y metal-cerámica utilizando diferentes métodos de fabricación.</p>	<p>Se encontraron diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre los grupos probados. La capacidad de soporte de carga de los FPD basados en composite excedió el rango de fuerzas de masticación máximas.</p>
<p>Al-Zordk W, Elmisery A, Ghazy M. Hybrid-abutment-restoration (74)</p>	<p>2020</p>	<p>Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Evaluar la resistencia a la fractura de las coronas híbridas de pilar fabricadas con diferentes materiales.</p>	<p>Se puede usar corona de pilar híbrido de zirconia, mientras que las coronas de pilar híbrido de disilicato de litio y PEEK pueden servir con cautela en la región premolar.</p>

<p>Martín-Ortega N, Sallorenzo A, Casajús J, Cervera A, Revilla-León M, Gómez-Polo M. ⁽⁷⁵⁾</p>	<p>2022</p>	<p>Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns.</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Evaluar la resistencia a las fracturas de las coronas atornilladas a implantes anterior y posterior de fabricación aditiva.</p>	<p>El material fresado mostro comportamientos superiores en cuanto al aditivo. El grupo anterior presentó una mayor resistencia que el grupo posterior.</p>
<p>Borella PS, Alvares LAS, Ribeiro MTH, Moura GF, Soares CJ, Zancopé K, et al. ⁽⁷⁶⁾</p>	<p>2023</p>	<p>Physical and mechanical properties of four 3D-printed resins at two different thick layers</p> <p>An <i>in vitro</i> comparative study</p>	<p>Evaluar las propiedades físico-mecánicas de 4 resinas impresas en 3D con 2 capas de espesores diferentes.</p>	<p>Las propiedades físicas y mecánicas de las restauraciones impresas 3D pueden verse afectadas por el grosor de la capa, lo que puede interferir con la elección de la resina de impresión 3D para un resultado clínico deseado.</p>
<p>Suksuphan P, Krajangta N, Didron PP, Wasanapiarn pong T, Rakmanee T. ⁽⁷⁸⁾</p>	<p>2023</p>	<p>Marginal adaptation and fracture resistance of milled and 3D-printed CAD/CAM hybrid dental crown materials with various occlusal thicknesses.</p> <p>Estudio <i>in vitro</i></p>	<p>Evaluar la adaptación marginal y la resistencia a la fractura de tres materiales dentales híbridos de diseño CAD/CAM con diferentes espesores oclusales.</p>	<p>Todas las coronas de material híbrido demostraron una adaptación marginal favorable dentro de un rango clínicamente aceptable, con la impresión 3D produciendo resultados superiores al fresado. Todos los materiales podían soportar una fuerza oclusal normal incluso con un espesor oclusal de 0,8 mm.</p>
<p>Della Bona A, Cantelli V, Britto V et al. ⁽⁷⁹⁾</p>	<p>2021</p>	<p>3D printing restorative materials using a stereolithographic technique.</p> <p>A systematic review</p>	<p>Presentar a través de una revisión sistemática un análisis cualitativo de los estudios publicados sobre la impresión 3D basada en estereolitografía de materiales restaurativos y su aplicabilidad clínica.</p>	<p>Esta revisión mostro que la odontología ha demostrado una increíble capacidad para adaptar materiales, métodos y flujos de trabajo a esta prometedora tecnología digital. Sin embargo, la plena realización de la promesa potencial de la impresión 3D es dependiente</p>

<p>Jhalak Thakur, Swapnil Parlani, Sahana Shivakumar, and Kirti Jajoo ⁽⁸⁰⁾</p>	<p>2023</p>	<p>Accuracy of marginal fit of an implant-supported framework fabricated by 3D printing versus subtractive manufacturing technique.</p> <p>A systematic review and meta-analysis</p>	<p>Comparar el ajuste marginal y la precisión de la subestructura soportada por implantes de arco completo, las prótesis parciales fijas retenidas por implantes, las coronas de un solo implante y las restauraciones provisionales retenidas por implantes utilizando métodos de fabricación aditiva (AM) y fabricación sustractiva (SM).</p>	<p>El ajuste marginal de la subestructura soportada por implantes fabricados por métodos aditivos (AM) o sustractivos (SM) está en el rango clínicamente aceptable.</p>
--	-------------	--	---	---

Tabla 1. Listado de los estudios incluidos en este trabajo

4. DESARROLLO

El éxito de una rehabilitación sobre implantes, está íntimamente relacionada con distintos parámetros como ser: la ubicación tridimensional del implante colocado, el diseño de la corona, el número de piezas a reponer, los hábitos del paciente y el biomaterial a utilizar.

El desarrollo de los biomateriales indirectos ha aumentado significativamente en las últimas décadas. En tal sentido, muchos de estos biomateriales están disponibles para la rehabilitación implanto-protésica, como las aleaciones metálicas, los sistemas cerámicos (vitreas, infiltradas con polímeros y a base de óxidos metálicos), resinas reforzadas ⁽⁹⁾ y más recientemente biomateriales poliméricos (resinas para impresión 3D). Para la rehabilitación implanto-soportada es necesaria contar con determinada información sobre los biomateriales restauradores existentes. Para ello, se establecen los requisitos ideales que debería reunir el material restaurador para tal fin ⁽¹⁰⁾.

En la Figura 2 se describen los requisitos ideales del biomaterial restaurador .

Biocompatible	Baja adherencia del biofilm	Alta longevidad
Estabilidad y reproducibilidad del color	Baja sorción acuosa y baja solubilidad	Aislante térmico y eléctrico
Buenas propiedades físico-mecánicas y físico-ópticas	Adecuada relación costo- beneficio	Estabilidad química en el medio bucal
Coefficiente de expansión térmica similar a las estructuras de base	Suficiente radiopacidad	Facilidad de reparación

Fig. 2 Requisitos ideales del material restaurador

Fuente: elaboración propia

Al existir gran variedad de posibilidades rehabilitadoras, existe la posibilidad que en determinadas situaciones clínicas se pueden superponer indicaciones, por lo tanto diferentes biomateriales pueden cumplir los requerimientos clínicos ⁽¹¹⁾, y entre esos biomateriales existen diferencias, las propiedades físico-mecánicas por ejemplo de los cerámicos, metálicos y los poliméricos. Por lo tanto, es necesario analizar cual tendrá la mejor performance a lo largo del tiempo dependiendo además, si la rehabilitación es anterior, posterior, unitaria o múltiple ⁽¹²⁾. Previo a la rehabilitación implanto-protésica, tradicionalmente utilizamos materiales de impresión, más precisamente elastómeros. Sin embargo, se pueden inducir errores que incluyen la distorsión de estos materiales de impresión por múltiples causas cómo, la desinfección, el transporte al laboratorio dental entre otras. Los errores en este flujo de trabajo convencional podrían ser los responsables de diversos contratiempos y/o problemas en la labor final ⁽¹³⁾.

Actualmente, tenemos la posibilidad de digitalizar a los pacientes, utilizando scáneres intraorales. Éstos, son instrumentos tecnológicos que generan archivos digitales en diferentes formatos, lo que posteriormente nos permitirá llegar a un diagnóstico, hacer una planificación y elaborar el plan de tratamiento que mejor se adapte a nuestro paciente ⁽¹⁴⁾ ofreciendo ventajas al odontólogo, al paciente y al laboratorista.

Con el flujo digital estos escáneres convierten un objeto en imágenes tridimensionales, esas imágenes generan una malla poligonal y su formato compatible con los ordenadores es el Standard Tessellation Language (STL).

Este tipo de formato facilita la colaboración entre software de captura, diseño CAD y elaboración CAM ⁽¹⁵⁾. El escaneo tridimensional de la boca es utilizado en un gran número de procedimientos en odontología, como ser la odontología restauradora, la cirugía, la implantología y la ortodoncia ⁽¹⁶⁾.

4.1 Evolución de los biomateriales

4.1.1 Aleaciones metálicas

Las aleaciones metálicas, han sido utilizadas en la odontología para la fabricación de restauraciones dentales indirectas. Sus propiedades más destacadas son: la resistencia a la tracción, la pasivación, la resistencia compresiva, la dureza superficial, la compatibilidad biológica, el bajo costo, entre otras. Las aleaciones nobles, se componen

de metales como el oro, el platino y la plata, y las aleaciones no nobles, que se componen de metales como el níquel, el cobalto, el cromo, el titanio y otros. Las aleaciones de metales nobles se caracterizan por su estabilidad electrofísica y su biocompatibilidad, lo que las hace ideales para restauraciones a largo plazo. Además, presentan una excelente adaptación marginal, lo que resulta en una mejor integridad y estabilidad de la restauración. A su vez, las aleaciones de base no noble ofrecen excelente resistencia a la tracción, pasivación y durabilidad, aunque pueden presentar mayor riesgo de alergias y reacciones adversas en algunos pacientes ⁽¹⁷⁾.

Los materiales metálicos empleados en restauraciones dentales se caracterizan por ofrecer propiedades mecánicas altamente favorables, tales como una elevada resistencia a la fractura, excelente adaptación marginal y una prolongada durabilidad. Además, presentan gran resistencia a la corrosión y mantienen su integridad frente a la humedad y la exposición constante a los fluidos orales. Estas características físicas y químicas convierten a los metales en una opción confiable y de larga vida útil en el ámbito de la implantología.

Asimismo, las restauraciones metal-cerámicas han demostrado un desempeño clínico sobresaliente a lo largo del tiempo, como lo respalda la literatura científica disponible ⁽²⁰⁾. No obstante, el creciente requerimiento de resultados estéticos por parte de los pacientes, sumado al desarrollo de biomateriales libres de metal, ha provocado una disminución progresiva en la utilización de este tipo de rehabilitación ⁽²¹⁾.

4.1.2 Sistemas cerámicos libres de metal

La creciente demanda estética en los tratamientos dentales, incluso en zonas posteriores, ha logrado que las cerámicas ocupen un lugar de importancia en la odontología actual. Gracias a sus propiedades de alta resistencia al desgaste, biocompatibilidad y estética, se han vuelto cada vez más populares, demostrando ser ideales en situaciones como la restauración de carillas, coronas, prótesis fijas y restauraciones sobre implantes. Sin embargo cabe mencionar ciertas desventajas, tales como su fragilidad de manipulación fuera de boca, además de un costo elevado. A su vez, los materiales cerámicos pueden causar desgastes de los tejidos dentales naturales por lo que un correcto manejo de la oclusión es otra característica a tomar en cuenta. Para evitar una alta tasa de fallas clínicas, el prostodoncista debe enfocar su

preocupación en el diseño y espesor de la futura restauración, según el sistema cerámico seleccionado ⁽¹⁸⁾.

Los materiales cerámicos se dividen por su microestructura y composición en dos clases principales:

- 1) a base de sílice (conocidas como cerámicas vítreas, donde se incluyen a la cerámica feldespática, leucita y disilicato de litio).
- 2) a base de óxidos metálicos (conocidas como cerámicas policristalinas donde se incluyen la alúmina y la zirconia) ⁽¹⁹⁾.

La fase cristalina de los materiales cerámicos puede determinar sus propiedades de resistencia. Las cerámicas de óxidos metálicos, en su mayoría cerámicas de zirconia, muestran los valores más altos (800–1300 MPa), seguidas por las cerámicas de alúmina (650 MPa). En comparación, las cerámicas de silicato, como el disilicato de litio, muestran una menor resistencia a la flexión (300–400 MPa); las cerámicas reforzadas con leucita muestran alrededor de 100 MPa, mientras que la resistencia al corte de la cerámica feldespática alcanza hasta 110 MPa ⁽¹⁹⁾.

Las restauraciones de cerámica a base de sílice se graban obligatoriamente con ácido fluorhídrico y se silanizan. Las cerámicas de óxidos metálicos son sistemas sin base de vidrio, lo cual limita la eficacia del grabado con ácido fluorhídrico, y requiere métodos de pretratamiento de superficie alternativos a los que se aplican a los materiales a base de sílice. Su estructura cristalina de grano fino proporciona resistencia y tenacidad con translucidez limitada. Las cerámicas de óxidos metálicos generalmente se fabrican con tecnologías CAD/CAM y se desarrollaron como alternativas a las restauraciones de cerámica sobre metal ⁽²⁰⁾.

En tal sentido, decimos que el zirconio (Zr) es un metal blando de color plateado extraído como un mineral de silicato llamado Zircón. El dióxido de circonio (ZrO_2), mejor conocido como zirconia, es una forma cristalina de zirconio, siendo una cerámica y no un metal. Este sólido inorgánico no metálico mayoritariamente cristalino, se utilizó por primera vez en medicina con fines ortopédicos en 1969. Debido a una mayor conciencia sobre la estética, la toxicidad y los problemas alérgicos asociados con aleaciones específicas, tanto los pacientes como los odontólogos han centrado su atención en las restauraciones libres de metal, del color de los dientes. Como resultado, en la segunda mitad del siglo XX, se volvió más frecuente el desarrollo de nuevas cerámicas dentales de alta resistencia que parecen ser menos quebradizas y menos susceptibles a fallas por tensión. A finales de la década de 1990, se lanzó la primera cofia de zirconia fabricada

con CAD/CAM para ofrecer una estructura resistente y estética para restauraciones de cerámica sobre zirconia. El primer producto popular fue Nobel Procera® Zirconia (Nobel Biocare, EE. UU.), seguido de Lava TM Zirconia (3M ESPE, St. Paul, MN, EE. UU.) a principios de la década del 2000 ⁽²¹⁾.

El dióxido de circonio es un material cerámico altamente resistente y biocompatible, que ha ganado mucha popularidad dentro de la odontología restauradora actual, debido a sus propiedades mecánicas y estéticas superiores. Estas características hacen que la zirconia sea uno de los materiales restauradores actuales de elección en las rehabilitaciones implantosoportadas ⁽²²⁾. La zirconia ha reemplazado a las estructuras metálicas para las restauraciones sobre dientes e implantes, ya que su uso es adaptable a muchas opciones de tratamiento, con una mejor calidad de adhesión, biocompatibilidad, resistencia y estética. Algunas de las aplicaciones de la zirconia en odontología incluyen: postes, coronas, puentes dentosoportados o implantosoportados, pilares de implantes, sobredentaduras, brackets para Ortodoncia, carillas e incrustaciones ^(21,22). Los implantes dentales de zirconia están creciendo en popularidad como una alternativa a los implantes de titanio, mostrando excelentes valores en cuanto a oseointegración, niveles de margen óseo estables y bajo riesgo de fractura del implante ⁽²³⁾. En comparación con otros materiales cerámicos, la zirconia desarrolla una mayor resistencia, fuerza y rendimiento mecánico, mostrando una resistencia a la flexión de más de 900 MPa y un módulo elástico de 210 GPa ⁽²⁴⁾.

La estructura de zirconia se fresa con tecnología CAD/CAM, las restauraciones generalmente se fresan a partir de bloques de zirconia en etapa verde o presinterizados (en etapa blanca) antes de la sinterización completa. Sólo unos pocos sistemas CAD/CAM fresan bloques completamente sinterizados, que tienen una dureza y resistencia a la flexión significativamente mayores, lo que hace que el proceso de fresado requiera mucho tiempo y desgaste para el equipo de fresado ⁽²⁵⁾.

Los bloques presinterizados ya fresados, luego se sinterizan a alta temperatura. Para contrarrestar la contracción por sinterización, las restauraciones protésicas se esculpen para que sean al menos un 25% más grandes que el diseño previsto (dependiendo del tipo de lote). El rango óptimo de temperatura de sinterización es 1350-1550 °C ^(24,25).

Los materiales de zirconia han evolucionado hacia varias formulaciones, según la composición del polvo, los aditivos de sinterización, el tratamiento térmico y otros factores de procesamiento ⁽²⁶⁾.

En los comienzos, luego del fresado, la estructura se debía recubrir con cerámicas vítreas debido a su opacidad. Sin embargo, se reportaron complicaciones importantes respecto al *chipping* o astillado de las restauraciones a base de zirconia. Para superar este problema, se desarrollaron las restauraciones monolíticas de zirconia de contorno completo, fabricadas con CAD/CAM, que no requerían la aplicación de una cerámica de recubrimiento. Aunque el espesor óptimo de cerámica vítrea se recomienda que esté entre 0,75 y 1,25mm, la zirconia monolítica se puede utilizar en casos con espacio interoclusal limitado debido a su capacidad para resistir cargas elevadas con solo 0,5mm de espesor oclusal. Los flujos de trabajo digitales, la fabricación CAD/CAM y la eliminación de procedimientos de estratificación de cerámica que requieren mucho trabajo han hecho que las restauraciones monolíticas sean más predecibles y rentables ⁽²⁵⁾.

La translucidez de esta segunda generación de materiales de zirconia, mejoró ligeramente en comparación con los materiales de primera generación, manteniendo valores similares de resistencia a la flexión. Sin embargo, la personalización y el sombreado individual debían lograrse mediante infiltración de tinte líquido al material en etapa verde o en fase de presinterizado, y cocción de tinción y glaseado externo después de la sinterización. Para simplificar el proceso, algunos fabricantes han introducido bloques de zirconia precoloreados, algunos de ellos con múltiples capas de tonos ligeramente diferentes entre las áreas de dentina y esmalte para simular mejor la apariencia de los dientes naturales ^(22,25).

La última generación de materiales de zirconia tiene un grado de translucidez significativamente mayor, lo que mejora su estética. El uso de materiales de zirconia multicapa altamente translúcidos, proporciona una gran variedad de posibilidades estéticas ⁽²⁵⁾.

Por otro lado, se encuentran las cerámicas híbridas, éstas cerámicas se diseñaron para integrarse al flujo de trabajo digital. Presentan una estructura de matriz dual, compuesta por un bloque de cerámica feldespática compacta y presinterizada (86 % en peso), que es posteriormente infiltrado bajo presión y temperatura con una resina polimérica (14 % en peso). Esta combinación permite aunar las propiedades mecánicas de la cerámica con la resiliencia de la resina compuesta. Los bloques resultantes están destinados al fresado, ofreciendo una excelente capacidad de absorción de fuerzas, alta precisión en el mecanizado y un proceso de fabricación eficiente y ágil. Su composición combina

propiedades de la cerámica y la resina compuesta, ofreciendo ventajas en términos de resistencia, flexibilidad y estética.

Están compuestas por una matriz polimérica infiltrada en una red de cerámica, lo que les confiere una estructura de alta resistencia y una elasticidad mejorada en comparación con las cerámicas convencionales ⁽²⁷⁾. Los principales componentes incluyen:

- Cerámica feldespática o de disilicato de litio: aporta resistencia y estabilidad estructural.
- Matriz de resina compuesta: confiere flexibilidad y reduce la fragilidad.
- Partículas de relleno nano-híbridas: mejoran la resistencia al desgaste y optimizan las propiedades ópticas.

Las cerámicas híbridas presentan una serie de ventajas frente a otros materiales restauradores, en este sentido podemos decir que presentan alta resistencia mecánica presentando mayor tenacidad a la fractura y resistencia a la flexión. Tienen menor rigidez en comparación con las cerámicas tradicionales, lo que reduce el riesgo de fractura por tensiones oclusales. Con respecto a la estética, sus propiedades ópticas imitan el esmalte dental, con alta translucidez y excelente adaptación cromática. Se reduce el desgaste del diente antagonista, a diferencia de las cerámicas convencionales ya que presentan baja abrasividad. Son fáciles de reparar en caso de fracturas, ya que permite modificaciones intraorales con resinas compuestas ⁽²⁸⁾.

Pueden utilizarse en diversas situaciones clínicas incluyendo:

- Incrustaciones (inlays y onlays): ofrecen una solución duradera y estéticamente superior.
- Coronas parciales y totales: especialmente en dientes posteriores debido a su resistencia y capacidad de absorción de fuerzas oclusales.
- Veneers o carillas: excelente alternativa para mejorar la estética dental con una menor reducción del tejido dental.
- Prótesis sobre implantes

Con respecto a la manipulación, para lograr restauraciones exitosas, se deben seguir protocolos precisos como el fresado con sistemas CAD/CAM, permitiendo restauraciones de alta precisión y rapidez. En referencia a su fijación, requieren grabado con ácido fluorhídrico y aplicación de un silano para optimizar la unión con el agente de fijación resinoso. Para el pulido y acabado final, son necesarios discos de pulido y pastas abrasivas permitiendo mejorar el acabado superficial y la integración estética.

Estas cerámicas representan una alternativa innovadora en la odontología restauradora, combinando lo mejor de la cerámica y la resina compuesta. Su alta resistencia, flexibilidad y excelente estética las hacen ideales para diversas aplicaciones clínicas. Con una adecuada manipulación y adhesión, estas restauraciones pueden ofrecer resultados predecibles y duraderos ⁽²⁹⁾.

4.2 Materiales poliméricos

4.2.1 Polimetil-Metacrilato (PMMA)

La resina acrílica y fundamentalmente el PMMA se ha utilizado en prostodoncia desde hace muchos años. Es el polímero más conocido dentro de la familia de los metacrilatos. Endurece a través de una reacción de polimerización iniciada por radicales libres. Los dobles enlaces carbono – carbono se rompen con la acción del iniciador (peróxido de benzoilo) generando de esta manera el inicio de la reacción de polimerización. A su vez, debe existir un activador (amina terciaria en las autopolimerizables) para que el iniciador cumpla su función. Como ventajas podemos afirmar que presenta: fácil manipulación, estética aceptable aunque carecen de estabilidad cromática y moderadas propiedades mecánicas. Por otro lado, sus desventajas son: pobre resistencia a la abrasión, escasa resistencia al impacto, baja conductividad térmica y sufren sorción acuosa ⁽³⁰⁾.

Es un material muy versátil con una gran cantidad de indicaciones clínicas y de laboratorio. Recientemente los materiales más modernos incluyen PMMA fresado y materiales impresos en 3D ⁽³¹⁾ con fines clínicos, como su uso en coronas semipermanentes o provisionales, en retenedores ortodóncicos, en prótesis implantosoportadas y como base de prótesis.

4.2.2 Resinas compuestas

Las resinas compuestas constituyen uno de los materiales más empleados en la odontología actual ^(32,33). Estos materiales restauradores pueden utilizarse tanto de manera directa como indirecta y se componen, en términos generales, de una matriz orgánica (monómero), una fase inorgánica de relleno y un agente de acoplamiento, comúnmente silano ⁽³⁴⁾. Durante la década de 1980, surgieron las resinas compuestas con carga cerámica, conocidas como cerómeros ⁽³⁵⁾. Estos materiales comparten una composición similar a las resinas de uso directo, diferenciándose principalmente en la

naturaleza y la proporción de los rellenos incorporados. La resistencia final de los materiales resinosos procesados en el laboratorio depende del grado de conversión de los monómeros y la cantidad de la fase inorgánica ⁽³²⁾.

Además, presentan diversas modalidades de polimerización que permiten alcanzar un mayor grado de conversión del material. Entre los métodos utilizados se incluyen la fotoactivación, la aplicación de calor y presión, así como la polimerización en atmósfera de nitrógeno, con el propósito de optimizar las propiedades físico-mecánicas y químicas de los polímeros restauradores ⁽³⁶⁾.

Los mismos tienen una tasa de conversión de monómeros en el orden del 98% ⁽⁴⁾ y un estrés de polimerización 13 veces menor al de una resina de uso directo ⁽³³⁾.

4.3 Materiales para fabricación aditiva (AM) o 3D

Antes de comenzar el desarrollo de los biomateriales disponibles en la fabricación aditiva (AM) es necesario analizar el tipo de prótesis necesaria para cada caso clínico, de forma personalizada teniendo en cuenta las fuerzas masticatorias, la carga y esquema oclusal, la actividad de los músculos masticadores, la parafunción, la dieta, extensión (unitaria o múltiple), la ubicación en la arcada (anterior - posterior, superior - inferior) y claro está, el tipo de biomaterial seleccionado para la restauración protésica implantada soportada ⁽³⁴⁾. La tecnología CAD/CAM se asoció durante mucho tiempo con la odontología por sustracción ⁽³⁵⁾, basada en dispositivos controlados por ordenador que fresan bloques prefabricados de distintos biomateriales para obtener el producto deseado. Sin embargo, el fresado tiene sus desventajas, como el exceso de materia prima necesaria la cual no se puede reutilizar y también el desgaste de las piezas utilizadas ^(36, 37). Además, con esta técnica no se pueden reproducir geometrías complejas.

Por otro lado, la fabricación aditiva (AM) o impresión tridimensional (3D) facilita la fabricación de productos más complejos con menos material de desecho ⁽³⁵⁾ ya que los objetos que se fabrican lo hacen en capas consecutivas. Esta tecnología está en auge y ha comenzado a revolucionar la odontología restauradora ⁽³⁸⁾.

El proceso de la impresión 3D implica la construcción de un objeto capa por capa a partir de una materia prima basada en su imagen virtual. La imagen virtual se crea a partir de un archivo de computadora 3D del objeto, ese archivo maneja el lenguaje de teselación

estándar (STL), que luego se divide digitalmente en múltiples capas. Posteriormente, esas capas se imprimen y fusionan ⁽³⁹⁾.

La efectividad de la impresión 3D en odontología depende en gran medida de los materiales utilizados, ellos deben cumplir con ciertas propiedades físico-mecánicas y biológicas ⁽⁴⁰⁾. Los métodos de impresión 3D incluyen la estereolitografía (SLA), el procesamiento digital por luz (DLP), la sinterización selectiva por láser (SLS) y el modelado de deposición fundida (FDM) ⁽⁴¹⁾.

4.3.1 Estereolitografía (SLA)

Entre las diversas técnicas de AM, SLA fue la primera técnica 3D en utilizarse. Es la tecnología más popular, brindando mayor precisión y resolución en la construcción de finos detalles y acabado de superficie lisa ⁽⁴²⁾. Con ésta técnica, un objeto se construye mediante la deposición de capas consecutivas de biomaterial fotosensible que se polimeriza. El grosor y la orientación de la capa impresa, y la profundidad y el grado de polimerización junto con cualquier proceso posterior al curado, son algunos de los factores que influyen en las propiedades físico-mecánicas de la estructura impresa ⁽⁴³⁾. Un láser ultravioleta, cura la resina líquida fotopolimerizable capa por capa, formando así el objeto deseado. Dicha tecnología, ofrece alta precisión y detalles finos, siendo ampliamente utilizada en aplicaciones que requieren alta calidad superficial, como la joyería y la odontología ⁽⁴⁴⁾.

En la impresión 3D SLA se utilizan resinas fotosensibles, éstas están compuestas por monómeros y oligómeros líquidos que se polimerizan y solidifican cuando se exponen a la luz ultravioleta. Las resinas pueden variar en composición química y con ello las propiedades para cumplir con diferentes requisitos de impresión, como la resistencia, la transparencia, la flexibilidad y la temperatura de trabajo. Las resinas fotosensibles incluyen diversos tipos:

- Resinas estándar: Son resinas que ofrecen una buena combinación de propiedades físico-mecánicas y detalles finos de impresión. Son adecuadas para una amplia gama de aplicaciones, desde prototipos hasta piezas funcionales.
- Resinas de alta temperatura: Resisten altas temperaturas, son ideales para aplicaciones que requieren resistencia al calor, como piezas de automóviles o componentes electrónicos.

- Resinas transparentes: Diseñadas para producir objetos transparentes o translúcidos con alta claridad óptica. Son utilizadas en aplicaciones de diseño, visualización y prototipado de productos.
- Resinas flexibles: Estas resinas ofrecen una alta flexibilidad y elasticidad, lo que las hace adecuadas para la fabricación de partes que requieren deformación o amortiguación, como juntas, sellos o prototipos de calzado.

Además de los componentes principales, estas resinas fotosensibles presentan aditivos y pigmentos los cuales modifican ciertas propiedades o mejoran el rendimiento de la impresión. Estos aditivos pueden incluir estabilizadores UV para mejorar la resistencia a la degradación por la luz ultravioleta, agentes de refuerzo para aumentar la resistencia mecánica, agentes de fluidez para mejorar la capacidad de flujo de la resina y pigmentos para proporcionar coloración a los objetos impresos.

4.3.2 Procesamiento digital por luz (DLP)

La tecnología DLP para exponer toda la capa de resina a la luz UV y para curar la resina de forma rápida y eficiente, necesita de un proyector digital. La principal ventaja de esta tecnología es la velocidad de impresión, así como también la calidad. Esta tecnología compite con la SLA en términos de detalles y superficie lisa. Con tecnología DLP se pueden producir en serie modelos con geometrías complejas. Además de ser más rápida que la SLA, cura capas completas de resina en un solo paso. Estas resinas son fotopolimerizables. Su precisión dimensional es adecuada para prótesis definitivas y el ajuste interno de las coronas fabricadas de estas resinas, presentan buena adaptación con poca discrepancia marginal. Además, algunas marcas de resinas pueden utilizar impresoras mono-LCD manteniendo los estándares ISO adecuados ⁽⁴⁵⁾.

4.3.3 Sinterización selectiva por láser (SLS)

Esta tecnología es muy versátil ya que muchos materiales pueden ser utilizados. A continuación se describen aquellos biomateriales comunmente utilizados en la impresión 3D SLS como ser: nylon, polvos metálicos, polvos cerámicos, polvos de polímero reforzados con fibras y polvos de cerámica metálica ⁽⁴⁶⁾.

4.3.3.1 Poliamidas (Nylon)

Es uno de los materiales más populares para la impresión 3D SLS. Estos polímeros presentan propiedades mecánicas superiores, como alta resistencia a la tracción y al impacto, así como una buena flexibilidad. Pueden ser modificados con fibra de vidrio, carbono u otros aditivos para mejorar aún más sus propiedades físico-mecánicas.

4.3.3.2 Polvos de metal

La fabricación de piezas metálicas mediante impresión 3D es posible a través de la fusión selectiva de polvos metálicos, utilizando un láser de alta potencia. Este proceso requiere el empleo de metales como aluminio, acero inoxidable, titanio, aleaciones de níquel y cobalto-cromo. Las estructuras obtenidas mediante esta técnica presentan destacadas propiedades físico-mecánicas, lo que las hace especialmente adecuadas para aplicaciones que demandan alta resistencia y durabilidad.

4.3.3.3 Polvos cerámicos

A través de estos, es posible crear piezas cerámicas con propiedades únicas, como alta resistencia a la temperatura, resistencia química y aislamiento eléctrico. Los materiales cerámicos comunes incluyen alúmina, zirconio y carburo de silicio. Estas piezas son ideales para aplicaciones en las que se requiere resistencia al calor, como componentes para motores y aisladores eléctricos.

4.3.3.4 Polvos de polímero reforzado con fibra

Ejemplos de polímeros reforzados con fibra son: el polímero reforzado con fibra de vidrio (FRP) o el polímero reforzado con fibra de carbono (CFRP), ambos se utilizan para crear piezas con una alta resistencia y rigidez ideales para aplicaciones de componentes estructurales utilizados en la industria aeroespacial y automotriz.

4.3.3.5 Polvos de cerámica metálica

Representan una clase de materiales compuestos que combinan las propiedades de los materiales metálicos y las cerámicos. Ofrecen una combinación única de resistencia,

rigidez, conductividad térmica y resistencia a la corrosión. Son adecuados para una variedad de aplicaciones en ingeniería, electrónica y la industria en general.

4.3.4 Modelado de deposición fundida (FDM)

Esta tecnología de impresión 3D requiere de rollos de filamentos, los cuales se comercializan en variados colores. Son cuatro los materiales más utilizados y se detallan a continuación ⁽⁴⁷⁾.

4.3.4.1 Ácido Poliláctico (PLA)

El PLA es uno de los materiales más populares y ampliamente utilizados en la impresión 3D por FDM. Deriva de fuentes naturales como el maíz o la caña de azúcar, lo que lo convierte en un material biodegradable y respetuoso con el medio ambiente. Presenta una buena resistencia y rigidez, y está disponible en una amplia variedad de colores y es fácil de imprimir. Es adecuado para una amplia gama de aplicaciones, desde prototipos hasta objetos decorativos

4.3.4.2 Tereftalato de Polietileno Modificado con Glicol (PETG)

El PETG es un tipo de filamento el cual ofrece una combinación única de propiedades estéticas deseables. Es transparente y tiene un brillo similar al vidrio. Es más resistente y duradero que el PLA pero menos resistente que el Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS), lo que lo hace adecuado para piezas que necesitan soportar cargas o impactos. Es resistente a productos químicos, por lo que lo hace adecuado en aplicaciones que se involucre exposición a sustancias corrosivas.

4.3.4.3 Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS)

El ABS es un polímero termoplástico resistente y duradero. Presenta buena resistencia al impacto. Es ideal para aplicaciones que requieren resistencia mecánica y durabilidad, como piezas funcionales, carcasas de dispositivos y herramientas de trabajo. Es posible post-procesar el ABS mediante lijado y pulido para obtener acabados más suaves y estéticos ⁽⁴⁸⁾. Desde el punto de vista manipulativo, es más complicado de trabajar debido a que es muy sensible a los cambios de temperatura, provocando fallas si está expuesto a corrientes de aire. Por lo tanto, se debe trabajar en un entorno cerrado, con una

impresora 3D cerrada. Además, hay un problema respecto a la contaminación ya que este material emite gases tóxicos cuando se produce la impresión. Las impresoras necesarias para imprimir ABS son más costosas además, el ABS se usa en menor medida y solo cuando se requiere una alta resistencia y no se tiene acceso a otros métodos.

4.3.4.4 Poliuretano Termoplástico (TPU)

El TPU es un material flexible y elástico utilizado en la producción de objetos con propiedades de flexión y estiramiento. El TPU es resistente al desgaste y al desgarro, lo que lo hace adecuado para aplicaciones que involucran movimiento y deformación repetida ⁽⁴⁹⁾.

4.4 Resinas 3D con indicación como material restaurador definitivo

Desde el 2021 aproximadamente se están comercializando resinas para impresión 3D con indicación en odontología restauradora, las cuales presentan en su composición cerámica y zirconia, lo cual las hace útiles para realizar coronas definitivas en una sola sesión. Sin embargo, resinas para impresión 3D con indicación de restauración definitivas implanto-soportada en la actualidad no hay muchas. Con estas resinas, se bajan los costos de inversión en máquinas de laboratorio, ya que solamente se necesita el material y una impresora 3D. Luego de su procesado, requieren lavado, polimerizado y maquillado según indicación del fabricante y marca comercial lo que le brinda mayor naturalidad y translucidez. A su vez, cada resina tiene su propio proceso de pulido.

En el mercado existen diferentes marcas comerciales de resinas para impresión 3D, aunque no muchas con la indicación de material restaurador indirecto definitivo ⁽⁵⁰⁾. Algunas de estas resinas se autodenominan composites como la Crowntec (Saremco Dental AG) y otros composites híbridos como VarseoSmile Crown Plus (Bego). Las resinas compuestas convencionales han sido ampliamente estudiadas desde sus orígenes con la molecula de Bowen hasta estos tiempos, donde las Bulk-Fill han revolucionado con su tecnología de polimerización en monoincrementos de 4 a 5mm de espesor, generando disminución del tiempo clínico ⁽⁵¹⁾. En cambio para las resinas impresas en 3D, los estudios son limitados en propiedades físico-mecánicas y biológicas

además de su comportamiento clínico a largo plazo como material restaurador indirecto definitivo ⁽⁵²⁾. A continuación se describen las resinas para impresión 3D con ese fin.

4.4.1 Resina Prizma 3D Bio Crown

Se desarrolla equilibrando opacidad y translucidez, ésta resina fue diseñada para la impresión 3D de coronas, puentes, inlay y onlay. Contando con alta biocompatibilidad, tecnología nano híbrida, carga cerámica incluyendo zirconia. Según su fabricante, Prizma 3D Bio Crown es la elección para quien busca longevidad en sus trabajos. Como características principales presenta:

- Alta resistencia y estabilidad: presencia de cargas cerámicas nano y micro como zirconia silanizada y otras cargas, le confiere a esta resina resistencia a la fractura y flexión, además de poseer alta resistencia a la abrasión.
- Fácil procesamiento y estética: estas resinas puede ser caracterizadas con cualquier tipo de kit de coloración de composites y obtener máximo brillo con el glaze PriZma Seal. Presenta buena viscosidad y limpieza rápida, además de mantener las cargas en suspensión por más tiempo durante la impresión.
- Con respecto a la biocompatibilidad y durabilidad no posee solubilidad en agua, lo que le confiere biocompatibilidad y seguridad al paciente, sin olor, irritación y toxicidad tras el procesamiento. Además, esta característica le proporciona alta durabilidad a la resina.

Presenta alta Compatibilidad y Facilidad de impresión con las impresoras 3D LCD, DLP y SLA. Fácil parametrización lo que asegura una adaptación y un ajuste precisos con secuencias de producción impecables. Como propiedades se destacan: Dureza Shore D 78-85. Viscosidad 255-500 cP, Esfuerzo a la falla (MPa) 61.87 MPa. Deformación a la ruptura (%) 4,51 %. Carga Máxima (N) 1276.60 N. Módulo de flexión (GPa/MPa) 2.85GPa / 2850MPa. Módulo de Secado 1% (GPa/MPa) 2.84GPa / 2840MPa y resistencia a la flexión al 5% (MPa) $\geq 110,19$ MPa.

* Datos suministrados por la empresa Maquira Dental Group <https://maquira.com.br>

4.4.2 VarseoSmile Crown plus

Es un biomaterial híbrido con relleno cerámico del mismo color que los dientes para la impresión 3D. Indicado para realizar coronas individuales, inlays, onlays y carillas. Su uso está contraindicado en caso de alergias conocidas a uno o más componentes. Se presenta en siete colores VITA® classical: A1 Dentin / A2 Dentin / A3 Dentin / B1 Dentin / B3 Dentin / C2 Dentin / D3 Dentin.

Como características principales el fabricante detalla:

- Elevada estabilidad dimensional y gran resistencia de los objetos impresos gracias a sus altos valores de resistencia a la flexión (100 MPa) y módulo de elasticidad de (4 GPa), lo que a su vez permite un ajuste preciso.
- Facilidad de tallar y pulir con instrumentos convencionales.
- Viscosidad entre 2500-6000 mPas.
- Se integra de manera óptima al flujo de trabajo digital, ofreciendo la posibilidad de una restauración rápida y definitiva.
- En la fijación adhesiva, estas restauraciones se pueden unir utilizando agentes de fijación autoadhesivos (p. Ej. RelyX Unicem*, 3M Espe) o con imprimación (p. Ej. Variolink Esthetic DC * y Monobond Plus*, Ivoclar Vivadent).

El fabricante enumera ventajas para el paciente como ser:

- Excelentes resultados estéticos, gracias a su translucidez y opacidad.
- Baja tendencia al desgaste y decoloración gracias a una absorción de agua menor a 10 µg/mm³ y una hidrosolubilidad menor a 1 µg/mm³.
- Escasa adhesión del biofilm dental, ya que presenta una superficie lisa.
- Es un biomaterial aislante.
- Biomaterial respetuoso con los antagonistas con efecto amortiguador mecánico, ideal para coronas implantosoportadas.
- Excelente unión con composites de fijación.
- Elevada biocompatibilidad, debido a su hidrosolubilidad reducida.

El fabricante menciona en la composición: productos de esterificación del 4,4'-isopropilidenedifenol, etoxilado y ácido 2-metilprop-2-enoico, vidrio dental silanizado, Formato de metilbenzoílo, difenilo (2,4,6-trimetilbenzoílo). La proporción total de óxido de fosfina de los rellenos inorgánicos (tamaño de partícula 0,7 µm) es del 30 al 50 % en masa.

* Datos suministrados por la empresa <https://iberia.bego.com>

4.4.3 Resina Cosmos

Es una resina compuesta biocompatible la cual presenta variadas alternativas de uso según el caso clínico. En tal sentido, esta resina al igual que otras marcas comerciales pueden ser utilizadas en la confección de guías quirúrgicas, dientes, bases de prótesis, para dispositivos oclusales, como máscaras gingivales, para modelos, alineadores de ortodoncia entre otros.

En lo que respecta a su uso como material definitivo, solamente se presenta la resina para dientes impresos, ésta resina se utiliza en conjunto con la resina para base de prótesis. Propiedades: Resistencia a la flexión 85 MPa. Módulo elástico 2450 MPa. Viscosidad 700-1200 cP.

* Datos suministrados por la empresa <https://www.yller.com.br>

4.4.4 Resina Smart print Bio Vitality

Smart Print Bio Vitality es una resina compuesta nanohíbrida que ofrece un rendimiento superior para imprimir coronas permanentes. Contiene 58 % de relleno y un tamaño de partícula de hasta 10 nm. Presenta:

- Alta translucidez y resistencia flexural.
- Fácil caracterización con el uso de pigmentos.
- Compatible con varias impresoras del mercado.
- Proceso de fijación simple
- Bajo costo de producción
- Colores compatibles con la escala VITA®.
- Procedimiento de pulido común.
- Baja abrasión con el antagonista.

Datos técnicos: Carga inorgánica 58 % en peso, Nano Silicato <20nm 5wt%, Fuerza de flexión 131 MPa, Módulo elástico 13,3 GPa, Dureza 92 Shore D, Sorción acuosa 35 µg/mm³, Radiopacidad Min. 200 % Al.

* Datos suministrados por la empresa <https://loja.smartdent.com.br>

4.4.5 Resina Crowntec

Es una resina compuesta de primera calidad que se puede utilizar para fabricar de forma aditiva restauraciones permanentes biocompatibles, incluidas coronas, incrustaciones, carillas y dientes artificiales para prótesis dentales. Este material presenta autorización de la FDA (autorización 510(k)). CROWNTEC está disponible en cinco tonos según el estándar VITA® para piezas dentarias incluidos SW, B1, A1, A2 y A3. Sus propiedades a destacar son:

- Resistencia a la flexión 135 MPa - Módulo elástico 4000 MPa - Dureza Barcol 40.

* Datos suministrados por la empresa <https://saremco.ch/en/products/crowntec>

En la Tabla 2 se describen las principales características de las resinas impresas 3D.

	Prizma	VarseoSmile Crown Plus	Cosmos	Smart print BioVitality	Crowntec
Resistencia flexural (MPa)	110	100	85	131	135
Módulo elástico (GPa)	2.8	4	2.45	13.3	4
Viscosidad (cP)	255-500	2500-6000	700-1200	-	-
Biocompatible	Si	Si	Si	Si	Si
Color		A1, A2, A3, B1, B3, C2 y D3	A1, A3, B1 y Bleach	Escala VITA®	B1, A1, A2 y A3
Rellenos	Micro y nano cerámico Zirconia silanizada	Cerámicos	-	58% relleno nano-silicato	Alto % de relleno
Dureza Shore/Barcol	78-85 (S)	90 (S)	86 (S)	92 (S)	40 (B)

Tabla 2. Principales características de las resinas impresas 3D

Fuente: elaboración propia

En la Tabla 3 se detallan las principales propiedades de los biomateriales restauradores descritos en este trabajo.

	Resistencia Flexural (MPa)	Módulo Elástico (GPa)	Biocompatible	Solubilidad en agua (mg/cm²)	Dureza (Knoop/Vickers) MN/mm²
Aleaciones metálicas (Cr-Ni) y (Cr-Co)	1542 y 1554	218	Si - Algunas pueden generar reacciones alérgicas	insoluble	310 380
Cerámica feldespática	137	69	Si	insoluble	350-400
Cerámica Disilicato de litio	300-400	96	Si	insoluble	450
Zirconia estabilizada con Ytrio	900 a 1266	210	Si	insoluble	1454 (HV)
Cerámica híbrida	167	9,6-30	Si	insoluble	64 (HV)
Resinas compuestas	80-150	1,4-16	Si	Si	55-80
PMMA	90	2,65	Si	0,02	21
Resinas 3D	112 (promedio)	5,3 (promedio)	Si	Baja	88 (promedio)

Tabla 3. Propiedades de los biomateriales restauradores
Fuente: elaboración propia

5. DISCUSIÓN

En la presente revisión, la gran mayoría de los artículos estudiados, analizan los materiales de impresión 3D utilizados para la fabricación de soluciones protésicas definitivas. La atención de los investigadores se centra principalmente en el comportamiento mecánico, la precisión/ajuste dimensional y la estabilidad de color, todo probado *in vitro*. Sin embargo, se observó que la evidencia recopilada hasta ahora sobre materiales impresos en 3D para restauraciones permanentes sigue siendo cuantitativamente escasa y de fiabilidad limitada, debido a la enorme heterogeneidad de los protocolos de investigación adoptados actualmente.

La transición a su aplicación clínica en odontología depende en gran medida de los materiales disponibles, que no solo deben proporcionar la precisión requerida, sino también las propiedades biológicas y físico-mecánicas adecuadas.

Esto probablemente puede deberse a que los materiales impresos en 3D, son materiales relativamente nuevos para los que todavía no hay consenso sobre los estándares requeridos para los estudios *in vitro*. En casi todos los estudios revisados, se imprimieron coronas y restauraciones parciales utilizando tecnologías de impresión 3D SLA y DLP. Tal como menciona Piedra-Cascon ⁽⁴¹⁾, los métodos de impresión 3D incluyen la estereolitografía (SLA), el procesamiento digital por luz (DLP), la sinterización selectiva por láser (SLS) y el modelado de deposición fundida (FDM).

Kessler A. ⁽⁴²⁾, define a la impresión tridimensional (3D) como una tecnología en rápido desarrollo que ha ganado una amplia aceptación en odontología. En comparación con los métodos convencionales (técnica de cera perdida) y sustractivos de control numérico por computadora, la impresión 3D ofrece ventajas de ingeniería de procesos. Biomateriales como plásticos, metales y cerámicas se pueden fabricar utilizando varias técnicas. Este rápido desarrollo, gracias a la expiración de muchas patentes, a menudo se describe como la tecnología clave de la próxima revolución industrial. La transición a su aplicación clínica en odontología depende en gran medida de los biomateriales disponibles, que no solo deben proporcionar la precisión requerida, sino también las propiedades biológicas y físicas necesarias.

A la hora de analizar los biomateriales para impresión 3D es necesario también tener en cuenta las impresoras existentes en el mercado. Es así que Chen H. ⁽⁵³⁾ evaluó si las resinas de impresión 3D diseñadas para impresoras 3D DLP se pueden usar con éxito

en una impresora 3D mono-LCD y concluye que las resinas provisionales diseñadas para impresoras DLP 3D si se pueden usar con éxito en impresoras 3D mono-LCD, pero las muestras impresas se deben postpolimerizar en una unidad de postpolimerización más potente o en una unidad de postpolimerización menos potente durante más tiempo.

Por su parte, en la revisión de Tian Y. ⁽⁵⁶⁾ se presenta un resumen de las aplicaciones clínicas de la impresión 3D en odontología, incluyendo modelos de trabajo de fabricación y aplicaciones principales en los campos de la prostodoncia, cirugía oral y maxilofacial e implantología oral. Las tecnologías de impresión 3D tienen las ventajas de una alta utilización de material y la capacidad de fabricar una sola geometría compleja; sin embargo, tienen las desventajas de un alto costo y un postprocesamiento que consume mucho tiempo. El desarrollo de nuevos biomateriales y tecnologías será la tendencia futura de la impresión 3D en odontología, y no se puede negar que la impresión 3D tendrá un futuro brillante.

A la hora de analizar los biomateriales restauradores definitivos, es clave conocer sus propiedades. Bora P V. ⁽⁵⁸⁾ menciona que las resinas impresas en 3D contienen entre el 3 % y el 50 % de relleno en su composición y que solamente el 2% del relleno afecta a la resistencia a la flexión, pero la resistencia también puede verse afectada por la composición de la resina. Éstas resinas, presentan una correlación significativa entre el grado de conversión y las propiedades mecánicas como dureza, módulo de elasticidad y resistencia a la flexión, por eso es pertinente analizar las propiedades.

Los composites con módulo elástico bajo, son útiles en prótesis temporales de arcada completa o aparatos removibles. Por otro lado, los composites con un módulo elástico alto son adecuados para realizar coronas y prótesis que deben soportar altas cargas oclusales sin deformarse ⁽⁵⁷⁾. Por su parte, cuando se indica una rehabilitación oral indirecta, sea cual sea el biomaterial a utilizar, es necesario que presente un módulo de elasticidad similar al esmalte dentario. El mismo varía entre 74 y 130 GPa, cuanto mayor sea el módulo elástico, más rígido será el biomaterial ⁽⁵³⁾.

Uno de los biomateriales más estudiados, fueron los compuestos a base de polímeros con rellenos cerámicos. En tal sentido, Türksayar et. al. ⁽⁵⁹⁾, investigaron el desgaste de coronas unitarias estandarizadas atornilladas e implantosoportadas. Las mismas se

fabricaron a través de métodos aditivos y sustractivos. El estudio comparó el rendimiento de Crowntec y VarseoSmile Crown Plus con Vita Enamic (cerámica híbrida). Se encontró que los materiales Crowntec y VarseoSmile Crown Plus tenían una pérdida de volumen similar ($p = 0,998$), que era significativamente mayor que la de Vita Enamic ($p < 0,001$). Estudios recientes han informado de restauraciones definitivas fabricadas mediante el uso de impresión 3D ^(60, 61). Sin embargo, esos estudios se basaron en la resistencia a la fractura de las restauraciones con soporte dental y, según el conocimiento de los autores, ningún estudio ha investigado las coronas compuestas definitivas con implantes impresas en 3D.

El estudio comparativo de distintos biomateriales entre si es importante para validar los nuevos avances científicos. Es así, que el estudio de Karaoğlanoğlu et. al. ⁽⁶²⁾ comparan la rugosidad superficial, la microdureza y los cambios de color de los bloques diseñados por CAD/CAM de resina y resinas permanentes impresas en 3D en diferentes bebidas y concluye que aunque la rugosidad superficial de las resinas permanentes impresas en 3D era similar a la de los bloques CAD/CAM a base de resina, tenían un valor de microdureza más bajo. Además, las resinas permanentes impresas en 3D mostraron más cambios de color en el té y el café.

Cakmak et al. ⁽⁶³⁾, analizaron la rugosidad superficial de los materiales fabricados de forma aditiva y sustractiva. Las muestras fabricadas de forma aditiva, presentaron valores de microdureza más bajos en comparación con las muestras fabricadas de forma sustractiva. Esto se explica debido a la menor microdureza que poseen los biomateriales aditivos, ya que presentan diferencias en la composición y el proceso de fabricación. Una propiedad interesante y que advierte sobre posible desgaste de los biomateriales es la dureza, clave para determinar la durabilidad de las restauraciones definitivas ⁽⁶⁴⁾.

Gran parte de los estudios sobre materiales impresos en 3D, mostraron su potencial para reemplazar los métodos tradicionales de fabricación. Una de las principales desventajas con respecto a las resinas imprimibles está relacionada con el volumen de relleno. Está demostrado que una mayor cantidad de relleno podría perjudicar el flujo de la resina durante el proceso de construcción, aumentando así el riesgo de incorporar burbujas de aire generando una microestructura no homogénea, disminuyendo las propiedades mecánicas ⁽⁶⁵⁾.

Estos nuevos biomateriales y tecnologías 3D como se mencionó anteriormente, podrían reemplazar los métodos de fabricación tradicionales, pero incluso así, existe una gran

variabilidad de las propiedades mecánicas dependiendo del método de fabricación y la configuración ⁽⁶⁶⁾. Es importante destacar que se han comercializado nuevos materiales de resina impresos en 3D para uso como restauraciones permanentes, pero hay poca o ninguna información disponible para esta categoría de materiales, a diferencia de la resina compuesta CAD/CAM para restauraciones permanentes ^(67, 68).

En cuanto a la estabilidad del color, Daghreery et. al. ⁽⁶⁹⁾ informaron que las carillas fabricadas utilizando la técnica de impresión 3D son más vulnerables a la decoloración y se ven significativamente afectadas por el envejecimiento artificial. Esto se debe a que el cambio de color en un material de resina depende en gran medida de la composición de la resina y la cantidad de relleno. La luz que pasa a través del material puede dispersarse o absorberse en las capas, así como transmitirse o reflejarse en las interfaces de la capa de diferentes índices de refracción ⁽⁶⁹⁾.

Los materiales a base de resina con menores volúmenes de relleno absorben más agua, lo que lleva a la degradación hidrolítica y, en última instancia, a una mayor susceptibilidad a las manchas ⁽⁷⁰⁾. Además, el material impreso en 3D es más propenso a las manchas debido a la presencia de múltiples capas. La polimerización incompleta en estas interfaces, junto con la presencia de microporosidades y monómeros residuales, puede eventualmente conducir a una mayor decoloración.

Donmez et. al. ⁽⁷²⁾ compararon la adaptación marginal y la resistencia a la fractura de las coronas compuestas definitivas impresas en 3D con 3 materiales fresables CAD/CAM (cerámica infiltrada en polímero, cerámica híbrida y compuesto reforzado), y concluye que, las coronas implanto-soportadas fabricadas con resina definitiva impresa en 3D tuvieron una mejor adaptación marginal que las fabricadas con materiales restauradores fresables, junto con valores similares de resistencia a la fractura.

La rehabilitación parcial o total con restauraciones implanto-soportadas es un procedimiento confiable para la mejora funcional y estética, pero hay que considerar entre muchos aspectos la carga oclusal. Según Corbani ⁽⁷³⁾ la fuerza de la masticación en la zona de molares asciende a 600 N, aunque Al-Zordk et. al. ⁽⁷⁴⁾ establecen que podría llegar a los 900 N. Este dato es muy importante, en aquellos pacientes donde sea necesario rehabilitar mediante restauraciones implanto-soportadas, ya que tienden a ejercer más fuerza de masticación debido a la falta de propiocepción. Además, las personas con parafunción también tienden a ejercer más fuerza de masticación, como se menciona en el estudio de Martín-Ortega et al. ⁽⁷⁵⁾.

En relación con las fuerzas de la masticación, el o los biomateriales que se seleccionen para las rehabilitaciones orales, deberán poseer adecuada resistencia flexural. Esta propiedad mecánica se refiere a la cantidad de fuerza que soporta un biomaterial hasta fracturarse, y es importante ya que es una de las causas por la cual los biomateriales restauradores fallan como describe Borella et. al. ⁽⁷⁶⁾.

Asimismo, la resistencia a la flexión constituye la propiedad mecánica recomendada por la Organización Internacional de Normalización (ISO 4049:2009) para la evaluación de materiales poliméricos. Este parámetro se determina mediante el ensayo de flexión en tres puntos, en el cual el material es sometido a una carga hasta alcanzar su fractura. Además, dicha prueba permite calcular el módulo elástico del biomaterial, proporcionando información sobre su rigidez o flexibilidad ⁽⁷⁶⁾.

Zimmermann et. al. ⁽⁶⁰⁾ realizaron un estudio en resinas CAD/CAM y muestra lo resilientes que son estos biomateriales y que pueden absorber fuerzas y desviar la energía destructiva de la fractura, a diferencia del disilicato de litio que es más rígido. Algunos composites impresos en 3D tienen una resistencia y un módulo de elasticidad menores, pueden absorber más energía, esto indica que son adecuados para aplicaciones específicas.

En restauraciones implanto-soportadas, un biomaterial con módulo elástico bajo, como lo son los composites, es una ventaja ya que el biomaterial es capaz de absorber las fuerzas de la oclusión ⁽⁷⁷⁾.

Por su parte, Della Bona ⁽⁷⁹⁾ en su revisión sistemática analizó los estudios publicados sobre la impresión 3D basada en estereolitografía de biomateriales restaurativos y su aplicabilidad clínica. Donde la respuesta antibacteriana, la citotoxicidad, el ajuste interno y marginal, la fractura y la resistencia al desgaste, la densidad, la viscosidad, el módulo elástico, la dureza, la contracción, el grado de conversión, la profundidad de curado de la capa, la fatiga y el color fueron evaluados por los estudios incluidos. Muchos de ellos (once) publicaron una prueba de concepto como un intento de demostrar la viabilidad clínica y la aplicabilidad de la tecnología para imprimir materiales restaurativos, pero solo cinco estudios aplicaron realmente las estructuras restaurativas impresas en 3D en los pacientes, lo que destaca un creciente interés pero limitado en la traducción en etapa inicial.

En una revisión sistemática y metaanálisis ⁽⁸⁰⁾ donde se compara el ajuste marginal y la precisión de las sub-estructuras completas implanto-soportadas, las prótesis parciales fijas retenidas implanto-soportadas, coronas unitarias sobre implante y las restauraciones provisionales sobre implantes utilizando el método de fabricación aditiva (AM) y la fabricación sustrativa (SM) de un total de 19 artículos incluidos, se concluye que el ajuste marginal de las sub-estructuras implanto-soportadas fabricados por los métodos AM o SM está en el rango clínicamente aceptable.

6. CONCLUSIONES

En la actualidad, la odontología está atravesando muchos cambios hacia nuevas e innovadoras soluciones de producción de materiales restauradores con tecnologías de impresión 3D. Estos avances tecnológicos, ofrecen a los profesionales de la salud la capacidad de obtener resultados más predecibles incorporando la tecnología del flujo digital en la rehabilitación implanto-protésica.

A pesar de los numerosos estudios con resultados positivos a favor, también se recuperaron documentos con resultados negativos. Por otro lado, las propiedades estéticas y biológicas siguen siendo en su mayoría inexploradas.

Existe falta de evidencia científica concluyente para materiales restauradores indirectos definitivos imprimibles en 3D, ya que éstas resinas, surgieron en el mercado en el 2021, aún no se han reportado estudios de sobrevivencia a largo plazo.

La investigación científica, debe fortalecerse definiendo normas internacionales para las pruebas de laboratorio y cuando los datos preclínicos sean prometedores, realizar los ensayos clínicos pertinentes.

La rápida expansión de la impresión 3D basada en estereolitografía ha sido impresionante y representa un gran progreso tecnológico con un potencial disruptivo significativo. La odontología ha demostrado una increíble voluntad de adaptar materiales, métodos y flujos de trabajo a esta prometedora tecnología digital. Sin embargo, la apariencia estética, la resistencia al desgaste, la resistencia húmeda y la precisión dimensional son las principales limitaciones clínicas actuales que restringen la progresión a la producción de piezas funcionales con impresión 3D, lo que puede explicar la ausencia de ensayos clínicos e informes sobre biomateriales restauradores definitivos. En tal sentido, podemos afirmar que estas resinas son biomateriales prometedores y que sus propiedades físico-mecánicas son buenas, aunque aún falta desarrollo.

7. REFERENCIAS

1. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(January):199–214.
2. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2020;32(2):171–81.
3. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991 Apr;1(2):150–4.
4. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44–56.
5. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics.* 2019 Feb 22;28(2):146–58. doi/10.1111/jopr.12801.
6. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015;219(11):521–9. doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914.
7. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials.* 2012 Jan;28(1):3–12.
8. Saba Da, Salama Ra, Haridy R. Effect of different beverages on the color stability and microhardness of CAD/CAM hybrid versus feldspathic ceramic blocks: An in-vitro study. *Future Dental Journal* 2017; 3(2): 61–6. doi.org/10.1016/j.fdj.2017.07.001.
9. Sanz-Horta R, Elvira C, Gallardo A, Reinecke H, Rodríguez-Hernández J. Fabrication of 3D-Printed Biodegradable Porous Scaffolds Combining Multi-Material Fused Deposition Modeling and Supercritical CO₂ Techniques. *Nanomaterials.* 2020 May 31;10(6):1080.
10. César-Juárez AA, Olivos-Meza A, Landa-Solís C, Cárdenas-Soria VH, Silva-Bermúdez PS, Suárez Ahedo C, et al. Uso y aplicación de la tecnología de impresión y bioimpresión 3D en medicina. *Revista de la Facultad de Medicina (México).* 2018 ;61(6):43–51.
11. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015 Oct;114(4):587–93.

12. E. B. Restauraciones Indirectas Adheridas Posteriores. En: Henostroza Haro G (ed). Adhesión en Odontología Restauradora. España: M. Ripano S.A, 2010. 2010. 389-430. p.
13. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials*. 2014 Apr;30(4):424–32.
14. Lewis M, Klineberg I. Prosthodontic considerations designed to optimize outcomes for single-tooth implants. A review of the literature. *Aust Dent J*. 2011 Jun 30;56(2):181–92. doi/10.1111/j.1834-7819.2011.01322.x.
15. Medina-Sotomayor P, Ordóñez P OG. Precisión de los sistemas de impresión digital intraoral en odontología restauradora: Una revisión de la literatura. *Odovtos-Int J Dent Sc*. 2021;64–75.
16. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardó A, Camps I. Correction: Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions. *PLoS One*. 2018 Dec 20;13(12):e0209883.
17. Kannan S, Abraham Mathew C, Savarimuthu Paulraj R. Intraoral Scanning System - A Current Overview. *Int J Adv Res*. 2020 Oct 31;8(10):1214–23.
18. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng*. 2014 Mar; 54:203–21.
19. Abdullah Alsadon O. Adhesion concepts and techniques for laboratory-processed indirect dental restorations. *Saudi Dent J*. 2022 Dec;34(8):661–8.
20. Michalakis KX, Stratos A, Hirayama H, Kang K, Touloumi F, Oishi Y. Fracture Resistance of Metal Ceramic Restorations with Two Different Margin Designs After Exposure to Masticatory Simulation. *J Prosthet Dent*. 2009 Sep;102(3):172–8.
21. Sharkey S. Metal-ceramic versus all-ceramic restorations: part 2. *J Ir Dent Assoc*. 56(6):273–4.
22. Gresnigt MMM, Cune MS, Schuitemaker J, van der Made SAM, Meisberger EW, Magne P, et al. Performance of ceramic laminate veneers with immediate dentine sealing: An 11-year prospective clinical trial. *Dental Materials*. 2019 Jul;35(7):1042–52.
23. Cuzic C, Pricop MO, Jivanescu A, Ursoniu S, Negru RM, Romînu M. Assessment of Different Techniques for Adhesive Cementation of All-Ceramic Systems. *Medicina (B Aires)*. 2022 Jul 27;58(8):1006.

24. Altan B, Cinar S, Tuncelli B. Evaluation of shear bond strength of zirconia-based monolithic CAD-CAM materials to resin cement after different surface treatments. *Niger J Clin Pract.* 2019;22(11):1475.
25. Alqutaibi AY, Ghulam O, Krsoum M, Binmahmoud S, Taher H, Elmalky W, et al. Revolution of Current Dental Zirconia: A Comprehensive Review. *Molecules.* 2022 Mar 4;27(5):1699.
26. Blatz MB, Alvarez M, Sawyer K, Brindis M. How to Bond Zirconia: The APC Concept. *Compend Contin Educ Dent.* 2016 Oct;37(9):611–7; quiz 618.
27. Neugebauer J, Schoenbaum T, Pi-Anfruns J, Yang M, Lander B, Blatz M, et al. Ceramic Dental Implants: A Systematic Review and Meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2023 May;38(suppl):30–6.
28. Afrasiabi A, Mostajir E, Golbari N. The effect of Z-primer on the shear bond strength of zirconia ceramic to dentin: in vitro. *J Clin Exp Dent.* 2018;0–0.
29. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res.* 2018 Feb 6;97(2):132–9. doi/10.1177/0022034517729134.
30. Arellano Moncayo AM, Peñate L, Arregui M, Giner-Tarrida L, Cedeño R. State of the Art of Different Zirconia Materials and Their Indications According to Evidence-Based Clinical Performance: A Narrative Review. *Dent J (Basel).* 2023 Jan 4;11(1):18.
31. Kuri Lajud JJ, Barceló Santana F, Santos Espinosa A, Acosta Torres LS. Comparación de fuerza de unión de 3 marcas de dientes de resina acrílica sobre 2 diferentes marcas de resina acrílicas para base de dentaduras. *Revista Odontológica Mexicana Órgano Oficial de la Facultad de Odontología UNAM.* 2022 Aug 26;12(2).
32. Pituru SM, Greabu M, Totan A, Imre M, Pantea M, Spinu T, et al. A Review on the Biocompatibility of PMMA-Based Dental Materials for Interim Prosthetic Restorations with a Glimpse into Their Modern Manufacturing Techniques. *Materials.* 2020 Jun 28;13(13):2894.
33. da Veiga AMA, Cunha AC, Ferreira DMTP, da Silva Fidalgo TK, Chianca TK, Reis KR, et al. Longevity of direct and indirect resin composite restorations in permanent posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016 Nov;54:1–12.

34. Reis A LAD. Materiales dentales directos: de los fundamentos a la aplicación clínica. San Paulo 2012.
35. Nandini S. Indirect resin composites. *Journal of Conservative Dentistry*. 2010;13(4):184.
36. Sampaio FBWR, Özcan M, Gimenez TC, Moreira MSNA, Tedesco TK, Morimoto S. Effects of manufacturing methods on the survival rate of ceramic and indirect composite restorations: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2019 Nov 16;31(6):561–71.
37. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays. *J Dent Res*. 2016 Aug 20;95(9):985–94.
38. Martínez Rus Francisco, Pradies Ramiro Guillermo, Suárez García Ma Jesús RGBegoña. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE*. 2007;v. 12, n.:253–63.
39. Cascante Calderón, M., Villacís Altamirano, I., & Studart Medeiros, I. (2019). Cerámicas: una actualización. *Revista Odontología*, 21(2), 86–113.
40. Prause E, Hey J, Beuer F, Yassine J, Hesse B, Weitkamp T, et al. Microstructural investigation of hybrid CAD/CAM restorative dental materials by micro-CT and SEM. *Dental Materials*. 2024 Jun;40(6):930–40.
41. Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W, Revilla-León M. 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *J Dent*. 2021 Jun;109:103630.
42. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry—State of the Art. *Oper Dent*. 2020 Jan 1;45(1):30–40. Printing-in-Dentistry-State-of-the-Art.
43. Revilla-León M, Methani MM, Morton D, Zandinejad A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. *J Prosthet Dent*. 2020 Dec;124(6):730–7.
44. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020 Mar 7;32(2):182–92. doi/10.1111/jerd.12535.
45. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. 2012 Jan;28(1):3–12.

46. Mangano, F., Chambrone, L., Van Noort, R., Miller, C., Hatton, P., & Mangano, C. (2014). Direct metal laser sintering titanium dental implants: a review of the current literature. *International journal of biomaterials*, 2014(1), 461534.
47. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh YH J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2018 Jul 24;106(5):2058–64. doi/10.1002/jbm.b.33961.
48. Kalman L, Tribst JPM. Quality Assessment and Comparison of 3D-Printed and Milled Zirconia Anterior Crowns and Veneers: In Vitro Pilot Study. *European J Gen Dent*. 2024 May 2;13(02):081–9. DOI/DOI?10.1055/s-0044-1782183.
49. Zaharia C, Gabor AG, Gavrilovici A, Stan AT, Idorasi L, Sinescu C, et al. Digital Dentistry — 3D Printing Applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine*. 2017 Mar 1;2(1):50–3.
50. Rekow ED. Digital dentistry: The new state of the art — Is it disruptive or destructive? *Dental Materials*. 2020 Jan;36(1):9–24.
51. Perroni AP, Kaizer MR, Della Bona A, Moraes RR, Boscato N. Influence of light-cured luting agents and associated factors on the color of ceramic laminate veneers: A systematic review of in vitro studies. *Dental Materials*. 2018 Nov;34(11):1610–24.
52. Lipson H & Kurman. *Fabricated: The New World of 3D Printing*. John Wiley & Sons. 2013.
53. Chen H, Cheng DH, Huang SC LYM. Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. 126(5):703-8. *J Prosthet Dent*. 2021.
54. Salazar Guilcamaigua MA. *Impresión 3D desde el diseño hasta la realidad*. Guayaquil: Exced, 2024. 125p.
55. Lind JU, Busbee TA, Valentine AD, Pasqualini FS, Yuan H, Yadid M, et al. Instrumented cardiac microphysiological devices via multimaterial three-dimensional printing. *Nat Mater*. 2017;16(3):303–8. doi.org/10.1038/nmat4782
56. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. Relucenti M, editor. *Scanning*. 2021 Jul 17;2021:1–19.
57. Guidelines for Direct Adhesive Composite Restoration. *Chin J Dent Res*. 2015;217–20.

58. Bora P V, Sayed Ahmed A, Alford A, Pittman K, Thomas V, Lawson NC. Characterization of materials used for <sc>3D</sc> printing dental crowns and hybrid prostheses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2024 Jan 26;36(1):220–30. doi/10.1111/jerd.13174.
59. Diken Türksayar AA, Demirel M, Donmez MB, Olcay EO, Eyüboğlu TF, Özcan M. Comparison of wear and fracture resistance of additively and subtractively manufactured screw-retained, implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2024 Jul;132(1):154–64.
60. Zimmermann M, Ender A, Attin T, Mehl A. Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology. *Clin Oral Investig*. 2020 Feb 8;24(2):1035–42.
61. Bergamo ETP, Yamaguchi S, Coelho PG, Lopes ACO, Lee C, Bonfante G, et al. Survival of implant-supported resin-matrix ceramic crowns: In silico and fatigue analyses. *Dental Materials*. 2021 Mar;37(3):523–33.
62. Karaoğlanoğlu S, Aydın N, Oktay E, Ersöz B. Comparison of the Surface Properties of 3D-printed Permanent Restorative Resins and Resin-based CAD/CAM Blocks. *Oper Dent [Internet]*. 2023 Sep 1;48(5):588–98. Comparison-of-the-Surface-Properties-of-3D-printed.
63. Jain S, Sayed ME, Shetty M, Alqahtani SM, Al Wadei MHD, Gupta SG, et al. Physical and Mechanical Properties of 3D-Printed Provisional Crowns and Fixed Dental Prosthesis Resins Compared to CAD/CAM Milled and Conventional Provisional Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers (Basel)*. 2022 Jun 30;14(13):2691.
64. Al-Haj Husain N, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ, Abou-Ayash S, Özcan M. Effect of hydrothermal aging on the microhardness of high- and low-viscosity conventional and additively manufactured polymers. *J Prosthet Dent*. 2022 Oct;128(4):822.e1-822.e9.
65. Prause E, Malgaj T, Kocjan A, Beuer F, Hey J, Jevnikar P SF. Mechanical properties of 3D-printed and milled composite resins for definitive restorations: An in vitro comparison of initial strength and fatigue behavior. *J Esthet Resort Dent*. 2023;391–401.
66. Baumgartner S, Gmeiner R, Schönherr JA SJ. Stereolithography-based additive manufacturing of lithium disilicate glass ceramic for dental applications. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2020.

67. Harada A, Nakamura K, Kanno T, Inagaki R, Örtengren U, Niwano Y, et al. Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. *Eur J Oral Sci.* 2015 Apr 16;123(2):122–9. doi/10.1111/eos.12173
68. Vichi A, Goracci C, Carrabba M, Tozzi G, Louca C. Flexural resistance of CAD-CAM blocks. Part 3: Polymer-based restorative materials for permanent restorations. *Am J Dent.* 2020 Oct;33(5):243–7.
69. Daghery A. Color Stability, Gloss Retention, and Surface Roughness of 3D-Printed versus Indirect Prefabricated Veneers. *J Funct Biomater.* 2023 Sep 28;14(10):492.
70. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials.* 2018 Dec;34(12):e324–33.
71. Paolone G, Mandurino M, De Palma F, Mazzitelli C, Scotti N, Breschi L, et al. Color Stability of Polymer-Based Composite CAD/CAM Blocks: A Systematic Review. *Polymers (Basel).* 2023 Jan 16;15(2):464.
72. Donmez MB, Okutan Y. Marginal gap and fracture resistance of implant-supported 3D-printed definitive composite crowns: An in vitro study. *J Dent.* 2022 Sep;124:104216.
73. Corbani K, Hardan L, Eid R, Skienhe H, Alharbi N, Ozcan M, et al. Fracture Resistance of Three-unit Fixed Dental Protheses Fabricated with Milled and 3D Printed Composite-based Materials. *J Contemp Dent Pract.* 2021 Sep 1;22(9):985–90.
74. Al-Zordk W, Elmisery A, Ghazy M. Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging. *Int J Implant Dent.* 2020 Dec 24;6(1):24.
75. Martín-Ortega N, Sallorenzo A, Casajús J, Cervera A, Revilla-León M, Gómez-Polo M. Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns. *J Prosthet Dent.* 2022 Feb;127(2):267–74.
76. Borella PS, Alvares LAS, Ribeiro MTH, Moura GF, Soares CJ, Zancopé K, et al. Physical and mechanical properties of four 3D-printed resins at two different thick layers: An in vitro comparative study. *Dental Materials.* 2023 Aug;39(8):686–92.

77. De León E, Teske AP, Pais B, Grazioli Pita G. Efecto de la intensidad de las unidades de fotopolimerización sobre la biocompatibilidad y resistencia a la flexión de una resina compuesta. *Odontoestomatología*. 2023 Mar 15;24(40).
78. Suksuphan P, Krajangta N, Didron PP, Wasanapiarnpong T, Rakmanee T. Marginal adaptation and fracture resistance of milled and 3D-printed CAD/CAM hybrid dental crown materials with various occlusal thicknesses. *J Prosthodont Res*. 2023;68(2):JPR_D_23_00089.
79. Della Bona, A., Cantelli, V., Britto, V. T., Collares, K. F., & Stansbury, J. W. (2021, February 1). 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental Materials*. Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.030>
80. Thakur J, Parlani S, Shivakumar S, Jajoo K. Accuracy of marginal fit of an implant-supported framework fabricated by 3D printing versus subtractive manufacturing technique: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2023 Feb;129(2):301-309. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.010. Epub 2021 Jun 17.

8. AGRADECIMIENTOS

A mi familia por el apoyo constante en este largo camino.

A mi tutor, el Dr. Guillermo Grazioli por su generosidad y sus inconmensurables aportes.

A todo el equipo docente de la Especialización en Implantología Oral.

A la Institución y a la Escuela de Graduados por la oportunidad brindada.