



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

BIOPOLÍMEROS DE IMPRESIÓN TRIDIMENSIONAL DE  
RESTAURACIONES EN ODONTOLOGÍA  
RESTAURADORA.

**TESINA**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**CIRUJANO DENTISTA**

P R E S E N T A:

LEONARDO GARCÍA SERRATO.

TUTORA: Esp. MARÍA ESTELA LÓPEZ MAGAÑA.



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## Agradecimientos

A mis papás Ana María Serrato García y Leonardo García Dávila por haberme dado todo el amor incondicional, su constancia, el proporcionarme los medios necesarios para lograr así mis objetivos, a mi madre, su valentía, de ser mi primer paciente muchas gracias por todo.

A mi tío José de Jesús García Dávila quien siempre me ayudó, guió y dió sus mejores consejos, por haber sido una increíble persona, por todo su infinito amor, la vida no me alcanzaría para agradecerle todo.

A mi abuelita Reyna García Flores, quien siempre ha cuidado y velado por mi familia, una increíble persona maravillosa en cada aspecto, por haber sido mi paciente de Periodoncia, al igual que mi abuelito Miguel Serrato Muñiz otro ser extraordinario, gracias por su fe en mí, la vida me bendijo por tenerlos a ambos.

A mis hermanas, Ana Rosa y Guadalupe por haber sido mi paciente en diferentes ocasiones, por todas las risas, los momentos que pasamos juntos, por haberme dado su confianza para ser su dentista, así como por su fe en mí.

A mis increíbles tíos: Virginia, María, Lucía, Ignacio, Concepción, y Jorge por haber sido increíbles personas, todos los buenos momentos ya que compartimos, por haberme regalado tantos momentos tan divertidos por todo su amor, su cariño, así como sus experiencias, su apoyo en diferentes situaciones de la vida.

A mi Tía Aide Guadalupe, por su ayuda, confianza y su gran apoyo, así como momentos tan divertidos, por su gran apoyo, y entusiasmo por las reuniones familiares.

A mi novia Nicole, por ser mi compañera, amiga y darme todo tu apoyo durante este viaje de conocimientos, por haber sido mi paciente, depositado su confianza en mí, por todo su cariño, su paciencia, todos los momentos divertidos que compartimos.

Anet mi primera amiga que conocí en la carrera, mi eterna y leal compañera de clínica, por todos los momentos que compartimos, conocimientos y prácticas.

A la Dra. Vanesa, le agradezco haberme enseñado múltiples cosas cuando trabajamos juntos, por haber sido tan buena jefa, al igual que por alentarme a continuar preparándome.

Al equipo de Inspira estudio dental, mi lugar de trabajo, a la Dra Abigail Moreno Araujo, por ser tan buena jefa y darme la oportunidad de aprender en las instalaciones de su consultorio, gracias por toda su confianza, sus buenos deseos, sus enseñanzas, aprendizaje, y también por los momentos divertidos.

Al Dr. José López Santiago, por todas las enseñanzas que me ha proporcionado por haberme aceptado a formar parte de su equipo de trabajo, por todas las cirugías y procedimientos en que me permite estar presente, por la ayuda y facilidades dadas para continuar vigente en el marco de la odontología, sobre todo por incentivar mi gusto por los materiales dentales, ha sido todo un honor colaborar con él.

## Indice

Introducción .....	5
1. Polímeros dentales .....	6
1.1 Polímeros.....	6
1.2. Longitud de cadenas y peso molecular.....	7
1.3. Ramificación y entrecruzamiento de la cadena.....	7
2. Estructuras copoliméricas.....	8
3. Organización molecular .....	9
4. Criterios de rendimiento para resinas dentales.....	10
4.1 Propiedades de manipulación.....	10
5. Propiedades fisicoquímicas de los polímeros .....	11
6. Propiedades mecánicas deformación y recuperación.....	12
7. Propiedades Reométricas.....	14
8. Propiedades de solvatación y disolución .....	15
9. Propiedades térmicas .....	16
10. Química de la polimerización .....	17
11. NOM/ISO/ADA .....	18
Capítulo 2 Flujo digital .....	19
13. Antecedentes.....	19
14. Adquisición de datos .....	21
14.1 Tecnología IOS (escáner intraoral) .....	21
14.2 Proyección de luz.....	22
14.3 Tecnología de distancia al objeto. ....	23
14.4 Imagen confocal.....	24
14.5 Estereofotogrametría .....	24
14.6 Tecnologías de reconstrucción.....	25
15. Escáner extraoral.....	26
16. (CAD) Software de procesamiento de datos.....	28
16.1 Programas de diseño.....	28
17. Manufactura Asistida por Computadora CAM .....	30

17.1 Técnica aditiva .....	30
17.2 Tipos de impresión 3D.....	30
18. Diferentes técnicas de impresión .....	32
18.1 Sinterización Selectiva por Laser (SLS). .....	32
18.2. Fusión Selectiva por Láser (SLM). .....	33
18.3. Sinterización directa por láser de metales (DMLS).....	33
18.5 Stereolitografía (SLA) .....	33
18.6 Fusión por haz de electrones (EBM).....	34
19. 3D aplicaciones en la cavidad oral.....	35
20. Técnica sustractiva .....	36
21. Polímeros impresos .....	37
21.1 Propiedades mecánicas .....	38
21.2 Resistencia máxima, módulo de elasticidad y resistencia a la compresión ..	39
21.3 Traslucidez .....	40
21.4 Resinas impresas como material restaurador .....	42
21.5 Evaluación de caries interproximal en carillas impresas en 3D.....	43
21.6 Biocompatibilidad de los polímeros .....	45
21.7 Biocompatibilidad de los polímeros impresos en 3D .....	45
26. Conclusiones .....	48
27. Referencias bibliográficas .....	49

## Introducción

Los materiales restauradores en odontología se mantienen en constante cambio e innovación, lograr un material restaurador que pueda compararse con los tejidos dentales es algo sumamente complejo.

Recientemente se han desarrollado materiales y técnicas nuevas, para mejorar estos materiales las desventajas que presentan los materiales restauradores poliméricos y cerámicos, a través de la odontología digital se han mejorado algunas técnicas, procedimientos y esto ha dado paso a una generación de materiales alternativos, el uso de la impresión tridimensional en odontología ha hecho más accesible en cierto modo de tener restauraciones precisas, los polímeros con relleno cerámico son una opción que combina propiedades de ambos materiales que trata de disminuir las limitaciones de ambos materiales.

La fabricación de estos materiales es un parte fundamental del proceso en este tipo de materiales ya que los tipos de manufactura presentan ventajas y desventajas.

## 1. Polímeros dentales

Los polímeros sintéticos presentan gran variedad de aplicaciones en la odontología restauradora ya que se usan para elaborar prótesis dentales, para recuperar el tejido dañado ya sea por una lesión cariosa o traumatismo, en caso de la pérdida de algún diente puede optarse por una prótesis removible, en caso de un paciente edéntulo también se puede elaborar una prótesis total que tendrá el objetivo para devolver la función masticatoria maxilar, mandibular o ambas(1).

Los polímeros también son utilizados para tomar registros dentales de los pacientes un ejemplo de ello los elastómeros que tienen la capacidad de copiar los tejidos blandos, como mucosas encías o duros como los órganos dentarios, para restauraciones indirectas, como incrustaciones, coronas, prótesis fija etc (1).

### 1.1 Polímeros

Los polímeros son moléculas de cadena larga, su tamaño varía entre los cientos decenas de miles de átomos. Un polímero consta de unidades pequeñas repetidas llamadas monómeros(2).

Un polímero puede consistir en el mismo o varios monómeros diferentes repetidos varias veces dentro de una molécula, en el caso de diferentes monómeros la disposición del patrón de los monómeros puede ser ordenada o aleatoria (2).

(Hollar Jr.DW. 2022) Un monómero es un conjunto único de átomos que están unidos covalentemente mediante el intercambio de electrones, los monómeros abundan en la naturaleza, especialmente dentro de los seres vivos, los elementos que son su base son el carbono y el hidrogeno(2).

Uno de los principales beneficios de los polímeros es que están formadas por moléculas de alto peso molecular y su estructura es capaz de modelarse y adoptar la forma que deseemos(1).

La longitud, el entrecruzamiento y la organización de las cadenas son las principales características de estos materiales que son fundamentales(1).

### 1.2. Longitud de cadenas y peso molecular

Mientras más larga y entrecruzada es la cadena polimérica es más difícil de alterar el polímero, por ello propiedades como punto de fusión, temperatura y resistencia mecánica, resistencia a la abrasión, insolubilidad, aumentan al incrementarse la longitud de la cadena (1).

### 1.3. Ramificación y entrecruzamiento de la cadena

La polimerización debería producir macromoléculas lineales, pero esto no siempre sucede como se espera, pues no siempre obtenemos cadenas de polímeros exclusivamente lineales, en ocasiones las estructuras de polímeros se conectan entre sí para formar un polímero ramificado o entrecruzado, el entrecruzamiento son conexiones permanentes en las cadenas, una cadena puede estar formada por una o por varias moléculas gigantes; aquel material polimérico que presenta muchos entrecruzamientos para formar una macromolécula(1).

## 2. Estructuras copoliméricas.

Los polímeros que tienen solamente una unidad que se repite se llaman unidades monoméricas, son homopolímeros, los que tienen dos o más tipos de unidades monoméricas son denominados copolímeros, hay tres tipos de copolímeros (1).

Copolímero aleatorio: no hay un orden secuencial entre las dos o más unidades monoméricas a lo largo de la cadena de polímeros.

...ABBABABAAABA.....

Copolímero en bloque: se dan unidades monoméricas idénticas en secuencias relativamente extensas a lo largo del polímero principal.

...AAAAABBBBBBBBAAAABBBBBBAAABBBAAAA

Copolímero ramificado o de injerto: secuencia de un tipo de unidad monomérica e adhieren como un injerto a la estructura principal de un segundo tipo de unidad monomérica(1).

### 3. Organización molecular

En algunos polímeros las cadenas están entrelazadas de forma muy desorganizada lo que es llamado como estructura amorfa, en otros casos las cadenas se pueden alinear para crear estructuras cristalinas muy ordenadas. Muchos materiales poliméricos combinan estas dos formas de organización en mayor o menor proporción, la mayoría de los materiales poliméricos dentales son cadenas lineales amorfas con poca o ninguna estructura cristalina(1).

Estos polímeros forman una masa entrelazada que puede compararse con estructura con espaguetis cocidos. Estos segmentos de polímeros tienen poca posibilidad de migrar, se quedan inmóviles en estado sólido. La cristalinidad del polímero generalmente aumenta propiedades como resistencia a la fractura, rigidez, dureza, y la temperatura de fusión(1).

## 4. Criterios de rendimiento para resinas dentales

Para las aplicaciones dentales, los materiales poliméricos deben de tener muchas características para poder darles un uso en boca, deben de ser química y físicamente estables, tener resiliencia para soportar las cargas de la masticación, fácilmente manipulables, resistencia la fatiga así como también deben de tener un grado específico de conductividad térmica para que el paciente pueda seguir percibiendo la temperatura de sus alimentos, un punto clave dentro de los biomateriales dentales es que deben de ser biocompatibles, que sean lo menos citotóxicos posibles. Si el material cumple con todas estas propiedades permanecerá por más tiempo en boca(1).

### 4.1 Propiedades de manipulación

Las resinas deben manipularse fácilmente con la técnica y material adecuado, y permitir realizar cavidades más conservadoras, sin embargo, algunas desventajas es que deben de mantenerse alejadas de contaminación por sangre o saliva que pueden crear un problema en el momento de la polimerización, esto puede provocar que los monómeros queden libres y que sean citotóxicos para el organismo en general(1).

Otra característica de suma importancia en los polímeros es que deben permitir un excelente pulido para dejar una superficie tersa donde no exista acumulación de biopelícula que pueda generar un fracaso en el tratamiento protésico(1).

## 5. Propiedades fisicoquímicas de los polímeros

La combinación de la composición del polímero, longitud de cadena, ramificación, la reticulación y la organización molecular puede producir una mejora en las propiedades de los polímeros, para producir un equilibrio que se acerque lo más posible a las características dentales ideales, o que se esperan, dentro de estas propiedades encontramos cuatro categorías relacionadas(1).

## 6. Propiedades mecánicas deformación y recuperación

Las fuerzas aplicadas producen ciertas tensiones dentro de los polímeros que hacen que los materiales sufran algún tipo de deformación que puede ser deformación elástica, plástica o una combinación de deformación elástica y plástica(1).

La deformación plástica, es una deformación irreversible ya que se ha superado el límite de elasticidad, dando como resultado una forma nueva y permanente como resultado del deslizamiento (flujo) entre las cadenas de polímeros (K., 2013)(1).

En cambio, la deformación elástica se produce cuando se aplica una fuerza y puede volver a tomar su forma original cuando se elimina este estrés(1).

La deformación viscoelástica es una combinación de deformaciones elástica y plástica, pero solo la porción elástica se recupera cuando se reduce la tensión, esto es lo que sucede con los elastómeros, sufren una deformación viscoelástica que les permite reproducir los detalles sin embargo cuando no les damos su tiempo a recuperarse no podremos obtener un modelo tan exacto como el que esperamos dando lugar a fallas en la restauración(1).

En ausencia de reticulación, solo los enlaces relativamente débiles entre las cadenas de polímeros (van der Waals y puentes de hidrógeno) están disponibles para mantener unidas las cadenas de polímeros. El deslizamiento de la cadena disminuye a medida que aumenta su longitud porque los enlaces entre las cadenas resisten desprendimientos de las cadenas individuales, a cierta distancia la fuerza de los enlaces y entrecruzamiento de la cadena se vuelve lo suficientemente fuerte para exceder la fuerza del enlace de carbono-carbono a lo largo de las cadenas principales. En esta longitud de la cadena,

una fuerza critica puede romperlas en lugar de desalojarlas y hacer que la cadena se deslice sobre otra, esto se explica por qué propiedades físicas y mecánicas aumentan hasta cierto punto con el aumento del peso molecular(1).

## 7. Propiedades Reométricas

Reometría o comportamiento de flujo de los polímeros sólidos implica una combinación de deformación elástica y plástica seguida de una recuperación elástica después de eliminar las tensiones, a esta combinación de cambios elásticos se le denomina viscoelasticidad. La longitud de cadena, número de enlaces cruzados, la temperatura y la aplicación de la fuerza(1).

Flujo plástico: comportamiento de deformación irreversible que ocurre en las regiones amorfas de los polímeros cuando las cadenas de polímeros se deslizan y se reubican dentro del material lo que resulta en una deformación permanente(1).

Recuperación elástica: comportamiento de deformación reversible que ocurre en las regiones amorfas de los polímeros cuando las cadenas enrolladas aleatoriamente se enderezan y retroceden volviendo a su lugar original, sin deslizarse cuando se elimina la fuerza aplicada; las propiedades plásticas y elásticas se utilizan para describir propiedades de materiales ideales, la mayoría de los materiales poliméricos pueden soportar una combinación de tensión elástica y plástica durante la carga, por ejemplo los elastómeros no siempre se recuperan por completo, conservan un pequeño grado de deformación, lo que puede dar paso a fallas en la impresión modificando nuestro modelo(1).

## 8. Propiedades de solvatación y disolución

Los polímeros suelen disolverse lentamente y rara vez son claramente solubles o insolubles en un líquido particular, además que sus características de solvatación son muy sensibles a M M./M. (polidispersidad) reticulación, cristalinidad y cadena(1).

Las siguientes son características de flujo de solvatación de polímeros cuando son relevantes para el uso dental:

- Cuanto más largas sean las cadenas (mayor es el peso molecular) la disolución del polímero será más lenta.
- La reticulación evita la separación completa de la cadena y retarda la disolución, por lo tanto los polímeros altamente reticulados no pueden disolverse (K., 2013)
- Las moléculas absorbidas por ejemplo agua separan las cadenas de polímeros y facilitan el deslizamiento entre cadenas este efecto se llama lubricación.
- Esta acción de absorber agua puede afectar a dispositivos dentales como las dentaduras, afectando negativamente el ajuste de la dentadura.
- La reticulación proporciona una cantidad suficiente de puentes entre macromoléculas lineales para formar una red plástica tridimensional que disminuye la sorción de agua, la solubilidad, aumenta la resistencia y rigidez de la resina. La reticulación se ha utilizado ampliamente en la fabricación de dientes de acrílico para dentaduras, disminuyendo su solubilidad en el medio de la cavidad oral(1).

## 9. Propiedades térmicas

Las propiedades físicas de un polímero están influenciadas por los cambios de temperatura, ambiente, composición estructural y peso molecular del polímero. Los polímeros se pueden formar en muchas formas deseadas utilizando procesos que dependen de si el material polimérico es del tipo termoestable o termoplástico(1).

Las resinas termoplásticas se pueden ablandar al calentar, y al enfriarse endurecer, pueden volverse a usar cuando se han calentado o enfriado, porque solo experimentaron una reorganización reversible entre cadenas moleculares sin alterar sus propiedades (K., 2013)(1).

Las termoplásticas pueden fundirse y suelen ser solubles en diferentes en disolventes orgánicos, en cambio las resinas termoestables sufren un cambio químico durante la reacción de fraguado; no se suavizan con el calor, se descomponen en lugar de fundirse, están reticuladas y son tan insolubles como los demás compuestos a base de resina(1).

Los polímeros termoestables sufren un cambio químico y se vuelven permanentemente duros cuando se calientan por encima de la temperatura a la que comienza a polimerizarse no se ablandan nuevamente al recalentarlos a la misma temperatura. Por lo general están reticulados en este estado, son insolubles, si se calientan a una temperatura demasiado alta puede ocasionar destrucción del aparato protésico(1).

Los polímeros termoestables generalmente tienen una resistencia a la abrasión y una estabilidad dimensional superior en comparación con los polímeros termoplásticas frágiles, que tienen mejores propiedades de flexión.

## 10. Química de la polimerización

Los monómeros pueden unirse entre sí mediante reacciones de adición o de condensación. Además, los monómeros de polimerización se activan uno a la vez y se suman secuencialmente para formar una cadena en crecimiento. En la polimerización por condensación los componentes son disfuncionales y todos son o se convierten en reactivos simultáneamente. Luego las cadenas crecen mediante la unión gradual de monómeros bifuncionales que generalmente, aunque no siempre producen un subproducto de bajo peso molecular como agua o alcohol que se condensa de ahí el término(1).

## 11. NOM/ISO/ADA

ISO Standard	Description <sup>5</sup>
EN ISO 10993-5:2009	Not cytotoxic
ISO 10993-10:2010/(R)2014	Not an irritant
ISO 10993-10:2010/(R)2014	Not a sensitizer
ISO 10993-3:2014	Not genotoxic
ISO 10993-1:2009	Not toxic

(3)

## Capítulo 2 Flujo digital

### 13. Antecedentes.

El Diseño Asistido por Computadora y Manufactura Asistida por Computadora es una tecnología introducida en la Odontología en los años 80's son utilizados en diversas ramas de la odontología como en odontología restauradora, normalmente estos sistemas están compuestos por una herramienta que convierte los datos analógicos a datos digitales, el escáner dental, un software de procesamiento de imágenes que nos proporcionará los datos del paciente y maquinaria de fabricación computarizada, una fresadora aunque en los últimos años se han introducido sistemas de impresión tridimensional(4).

El uso actual de la tecnología CAD/CAM se enfoca principalmente en restauraciones de prótesis fija, prótesis removible también empleadas en el uso de prótesis total, aunque también tiene muchas aplicaciones en otros campos de la odontología en este trabajo nos enfocaremos más a la parte correspondiente a odontología restauradora(4).

Algunas de las figuras más importantes en el desarrollo de la tecnología CAD/CAM son los Dres. Francois Duret de Francia, Werner Mörmann de Suiza, Diane Rekow de Estados Unidos y Matts Andersson de Suecia(5).

Los conceptos CAD/CAM datan de 1973 en Francia cuando el Dr. Francois Duret desarrollo un dispositivo CAD/CAM, obteniendo la patente en el año 1984, durante una convención en Chicago realizó una corona en un tiempo de 4 horas mostrando a los asistentes este nuevo proceso(4).

El Dr. Duret desarrolló más tarde el sistema Sopher. El Dr. Mörmann fue el desarrollador de primer sistema CAD/CAM comercial, conjunto Dr Brandestini, un ingeniero eléctrico al que se le ocurrió la idea de utilizar la óptica para escanear los dientes. En 1985 el equipo habría realizado la primera incrustación en el consultorio utilizando una combinación del escáner óptico y

su dispositivo de fresado, llamando CEREC, que es una abreviación de cerámica asistida por computadora(5).

El Dr. Rekow junto con sus colegas de la universidad de Minnesota trabajaron en un sistema CAD/CAM diseñado para adquirir datos mediante fotografías y un escáner de alta resolución, en la parte de fresado utilizaron una máquina de 5 ejes(5).

El Dr. Andersson desarrolló el método Procera (conocido ahora como Nobel Procera) para fabricar coronas dentales de alta precisión en 1983, también realizó restauraciones recubiertas de composites, al inicio la tecnología permitía prótesis fija como coronas, incrustaciones, inlay, onlay, overlay, carillas, pero han podido evolucionar a prótesis parciales fijas y pilares para implantes(5).

## 14. Adquisición de datos

El flujo de trabajo tiene tres pasos, principales que se dividen en la adquisición de datos de forma directa o indirecta, diseño de la restauración y fabricación en el proceso de obtener datos se puede hacer mediante un escáner intraoral de forma directa o indirecta por medio de un escáner extraoral en un laboratorio dental(6) aunque también puede realizarse de forma mixta utilizando procesos de ambos métodos anteriores (6).

El proceso de adquisición de datos se puede llevar a cabo en el consultorio dental, o con la digitalización indirecta de los modelos definitivos de yeso en un laboratorio dental(6).

Los datos obtenidos por escaneo intraoral, exploración de superficies extraorales, así como por tomografía computarizada, tomografía computarizada por haz de luz cónico se pueden fusionar(6).

### 14.1 Tecnología IOS (escáner intraoral)

IOS es un dispositivo médico que se compone de una cámara, una computadora y un software, teniendo como finalidad capturar los datos de una superficie tridimensional, en formatos digitales, el más utilizado es el STL abierto (lenguaje de teselación estándar) o STL (bloqueado), es un formato muy utilizado en los campos industriales, donde se utiliza el formato de sucesión de triángulos, el programa analiza por medio de coordenadas cartesianas estos puntos para poder plasmarlo en una superficie tridimensional. Se han desarrollado otros formatos para poder registrar el color, propiedades del esmalte como texturas, transparencia, al igual que las superficie y textura de los tejidos blandos (Polygon File Format, PLY), todas las cámaras requieren de la proyección de luz, que recopila imágenes individuales para compilarlas y posteriormente integrarlas por medio del

software este proceso se lleva a cabo por medio de coordenadas cartesianas(7).

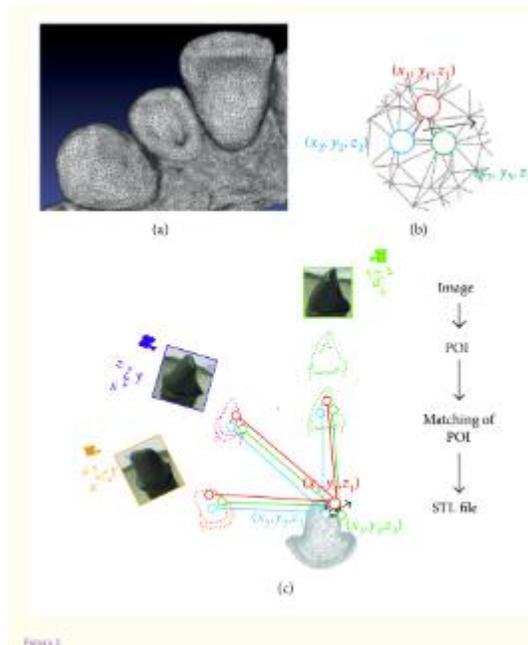


Ilustración 1 tecnología STL triangulación(7)

## 14.2 Proyección de luz

Existen dos técnicas de iluminación, pasiva y activa, en las técnicas pasivos los escáneres únicamente usan la iluminación ambiental para iluminar los tejidos intraorales y dependen de un cierto nivel de textura de un objeto, las técnicas activas utilizan luces estructuradas, blancas, rojas o azules y son proyectadas por el mismo escáner, sobre el objeto del que se están obteniendo los datos que dependen en menor cantidad de la textura y color del objeto para llevar a cabo la reconstrucción del modelo tridimensional(7).

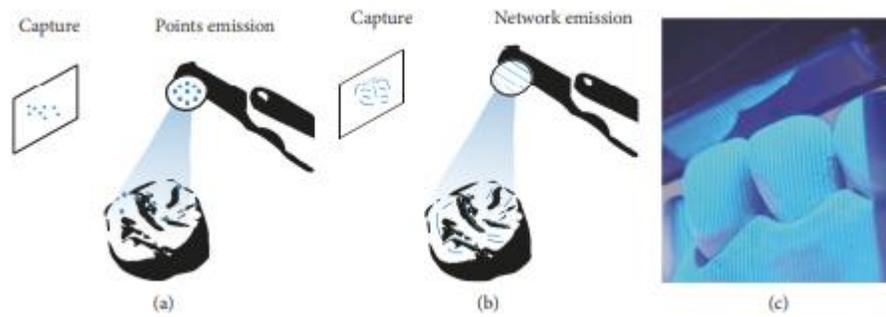


Ilustración 2 Técnicas de iluminación

### 14.3 Tecnología de distancia al objeto.

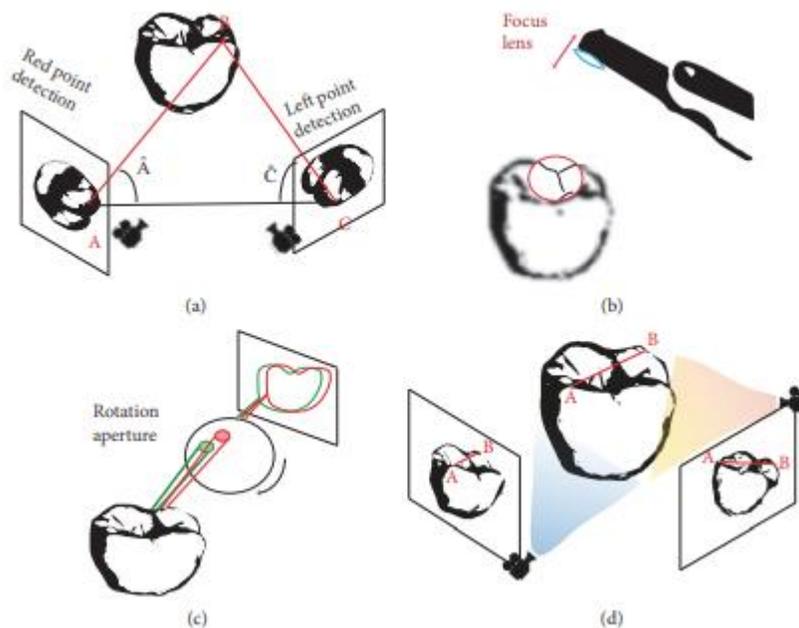


Ilustración 3 Distancia del objeto al escáner(7).

El esquema representa como toma las imágenes la tecnología de la triangulación, el cual se basa en el principio de tomar un punto de un triángulo (el objeto) y se puede calcular su posición de este punto conociendo las posiciones y ángulos de dos puntos de vista, estos dos puntos pueden ser producidos por dos detectores, pueden usar un solo prisma o capturado en dos momentos diferentes(7).

#### 14.4 Imagen confocal

Es una técnica basada en la adquisición de imágenes enfocadas y desenfocadas, de profundidades selectas, esta tecnología detecta el área donde la imagen es más clara para interferir con la distancia al objeto, posteriormente el diente puede ser construido mediante imágenes sucesivas que han sido tomados por diferente enfoques, valores de apertura así como ángulos diferentes, el área de claridad está relacionada con la habilidad del operador para capturar datos, pues puede generar un desenfoco en movimiento además de requerir ópticas muy grandes que dificultan la práctica clínica AWS (muestreo activo de frente de onda)(7).

Técnica de obtención de imágenes que requiere una cámara y un módulo de apertura fuera del eje, el módulo se mueve en trayectoria circular alrededor del eje óptico produciendo una rotación de POI, posteriormente la información de distancia y profundidad se deriva y calcula por el patrón producido por cada punto(7).

#### 14.5 Estereofotogrametría

Ocupa las coordenadas a través de un análisis de datos matemáticos de las imágenes, se basa en la proyección de luz pasiva, la cámara es más pequeña por lo que tiene un mejor manejo dentro de la cavidad oral, así como también es ligeramente más barata(7).

## 14.6 Tecnologías de reconstrucción

Una de las cosas complejas dentro de estos sistemas es el reconstruir la superficie de la cual ya obtuvimos los datos, hacer coincidir los puntos de interés tomados de diferentes ángulos, a través de un acelerómetro que es un dispositivo que mide la velocidad o la vibración, está integrado a la cámara pero se usa más a menudo un cálculo de las similitudes para determinar el punto de interés, esto utiliza un algoritmo, es decir un conjunto de instrucciones que ya están previamente configuradas(7).

Estos puntos de interés se encuentran mediante la detección de áreas de transición, curvaturas límites de las superficies, también con la detección de áreas diferentes de la superficie y su densidad de color(7).

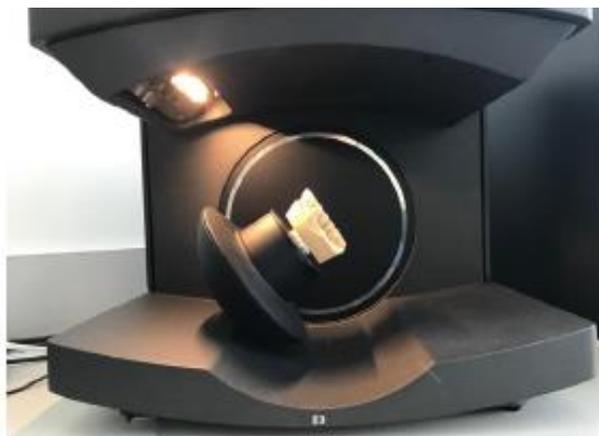
Entran todos estos datos a una matriz que es una fuente de datos que los reconstruye, a través del sistema de coordenadas, y se genera un archivo(7).

## 15. Escáner extraoral

El escaneo extraoral según algunos autores (6,8) tiene una mayor precisión, utiliza los modelos de yeso del paciente, los datos obtenidos se introducen posteriormente al sistema CAD/CAM, y las restauraciones fabricadas a partir de este proceso muestran excelentes resultados(9).

Los escáneres de laboratorio se clasifican en dos, los escáneres ópticos, utilizan la proyección de una rejilla luminosa de medición de tejidos dentales, bajo cierto ángulo determinado, provocando un cambio de fase de la rejilla en función de la profundidad, que la cámara registra por medio de su sensor digital y los escáneres mecánicos, como Procera scanner Nobel Biocare tiene la capacidad de leer un modelo de forma mecánica, capturando línea por línea empleando una bola de rubí para obtener las mediciones tridimensionales y así una impresión digital(10).

*Ilustración 4 Escaner extraoral (8).*



Estos escáneres suelen ser más rápidos que los escáneres intraorales, ambos obtienen un modelo digital tridimensional de la boca del paciente, que también se puede obtener en un modelo físico usando la impresora 3D o mediante una fresadora, algunos factores que pueden intervenir en la precisión de los escáneres dentales pueden ser la calibración, tecnología de escaneo, características geométricas del objeto, errores de composición de la imagen(8).

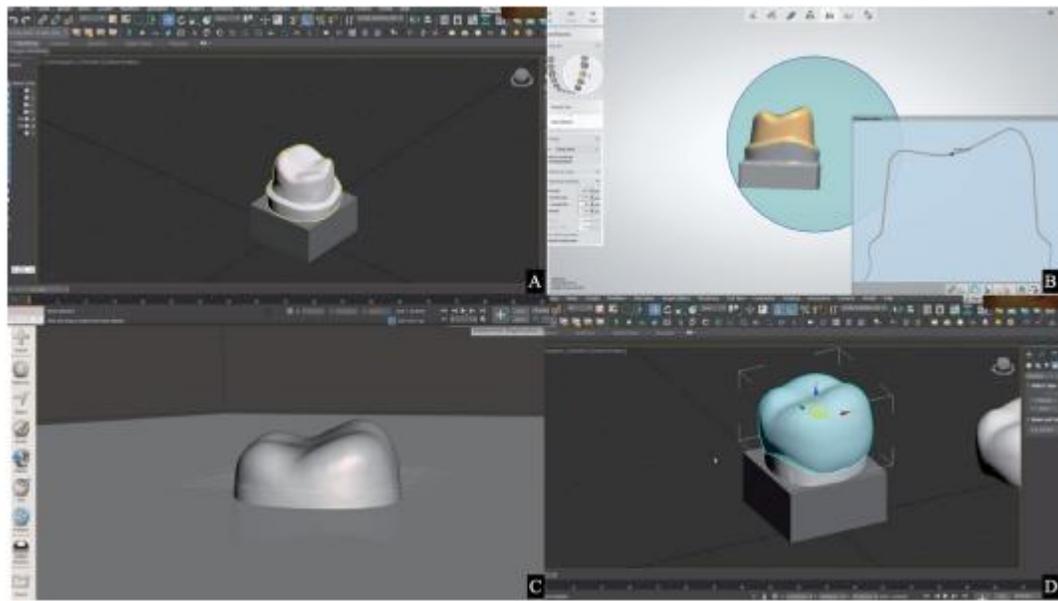
## 16. (CAD) Software de procesamiento de datos

### 16.1 Programas de diseño

Una vez que los dientes y otras estructuras bucales se han digitalizado con éxito, los archivos de imágenes digitales se importan a un software de Diseño Asistido por Computador, para diseñar prótesis dentales(11).

La mayoría de los sistemas tienen su propio formato de archivo específico, si se utiliza el mismo programa para escanear y diseñar no se presenta ningún inconveniente, pero cuando el programa de escaneo y el programa de diseño son diferentes a veces se presenta el inconveniente, si el formato de archivo no admite el formato de archivo de la imagen escaneada el archivo de imagen se debe convertir a un formato de archivo 3D general como “stl” o “ply” que el software CAD admita(11).

Durante este proceso de conversión de archivos se pueden perder algunos datos, como color, dibujo, los márgenes y aumenta el tamaño de archivo normal, aunque usar el mismo sistema puede tener ventajas(11).



*Ilustración 5 Diseño de una restauración(12)*

Los programas de diseño tienen una biblioteca digital de archivos morfológicos, donde presentan algunas opciones que pueden emplearse en el diseño de múltiples tratamientos, estos archivos la biblioteca de datos morfológicos no sustituyen los conocimientos en anatomía dental, como conocimientos protésicos(10).

## 17. Manufactura Asistida por Computadora CAM

### 17.1 Técnica aditiva

La fabricación aditiva es un proceso de fabricación asistido por computadora, para fabricar objetos en forma tridimensional mediante la conformación de capa por capa de un objeto(13).

La fabricación aditiva es una tecnología con potencial de generar un cambio en los procesos de fabricación industrial, agregando material en vez de restarlo, lo que nos genera un ahorro en los materiales (13).

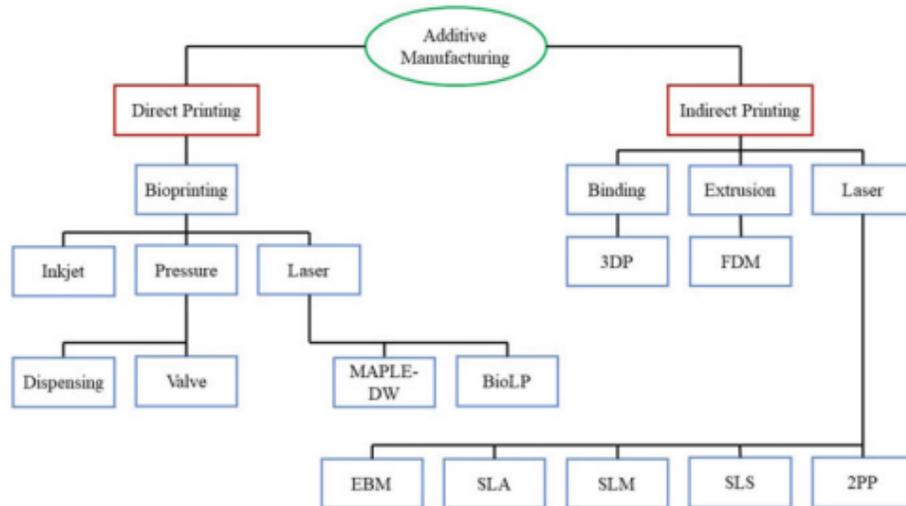
La manufactura aditiva puede definirse como el proceso de unir o crear objetos a partir de datos de modelos tridimensionales que generalmente se van a obtener capa por capa(14).

Se pueden producir objetos que están listos para usarse o también materiales semiacabados que requieren de un procesamiento adicional, la materia prima se introduce al proceso de fabricación en forma de polvo o de granulado, puede ser en pasta o en suspensión, el material debe estar listo para llevar a cabo el proceso de adición capa por capa(14).

### 17.2 Tipos de impresión 3D

En 1986 Charles Hull introdujo el método de impresión 3D que es un proceso que denominó estereolitografía (SLA). La impresión 3D ofrece materiales hechos exactamente a la medida sin desperdicio de material como sería al obtener una restauración por fresado; con materiales cerámicos, metálicos y poliméricos; además de un diseño libre para la fabricación de estructuras complejas(15).

La impresión 3D en Odontología tiene diferentes técnicas que son la sinterización selectiva por láser, la función selectiva por láser, (SLM), la sinterización directa por láser de metal (DMLS)(15).



*Ilustración 6 Descripción general de las técnicas de fabricación aditiva (AM) de International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, Ho et al, A review on 3D printed bioimplants, no. 1036, Copyright (2015), with permission from Springer)(15).*

## 18. Diferentes técnicas de impresión

### 18.1 Sinterización Selectiva por Laser (SLS).

Es uno de los procesos de fabricación aditiva más utilizados, debido a su alto grado de precisión, calidad de superficie, los polvos que utiliza para empezar son finos, el rayo Láser desempeña la función de calentar para fusionar las partículas, cambiando la potencia entre 7 y 200W, esta potencia cambia de valores para fusionar las partículas. Primero el rayo Láser, se calienta hasta el punto de fusión de los polvos para disminuir la distorsión térmica y así facilitar la fusión en las capas anteriores. Luego se van agregando nuevas capas de polvo cuando se va formando capa por capa y en la base de la cama de impresión, posterior se emplea una rueda giratoria con el objetivo de realizar una distribución uniforme del polvo(15).

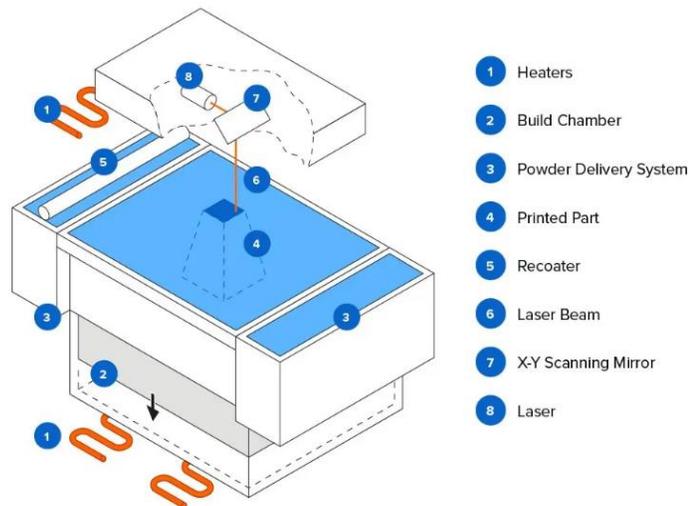


Ilustración 7 Impresora de la casa comercial FormLabs (15)

Paralelamente, los materiales sinterizados forman la carrocería, existen materiales no sinterizados para sostener las estructuras que son reciclables después del procesamiento, la fuente del Laser podría ser radiación de CO<sub>2</sub> o

Nd: YAG. Los polvos de partida son de cuatro tipos, polímeros (poliamidas, poliestirenos, policarbonatos y nylon), cerámicas (HA, vidrios, y vitrocerámicas) metales (acero, titanio, aluminio y plata) (15).

### 18.2. Fusión Selectiva por Láser (SLM).

La mayor parte del proceso SLM es similar al proceso SLS pero en lugar de sinterizar, se produce la fusión del polvo para formar las piezas y, en consecuencia la potencia del láser es mayor alrededor de 400W(15).

### 18.3. Sinterización directa por láser de metales (DMLS).

Este proceso tiene limitaciones con respecto al material de partida, que es polvo metálico además del polvo láser cambia de 200W a 400W, es una tecnología desarrollada por EOS GmbH de Munich, Alemania, conocida comercialmente como máquina de sinterización láser EOSINT M 250(15).

### 18.4 Revestimiento de laser selectivo

El láser se utiliza para fundir un polvo metálico y se depositarla en un sustrato SLC, es una técnica que funciona capa por capa, y punto por punto agrega el material mecánico(15).

### 18.5 Stereolitografía (SLA)

Esta técnica utiliza un agente de curado por fotopolimerización para materiales fotosensibles como poliacrilatos de bajo peso molecular, macrómeros o monómeros epoxi. En esta técnica después de especificar los lugares de interés para el objetivo de exposición a la luz mediante un dispositivo de microespejo digital, la radiación luminosa inicia la reacción química de gelificación este proceso continuo hasta que se completan todas las capas y se prepara el objeto final esperado, debido a la fotosensibilidad de las resinas la vida útil, y la estabilidad de los productos no es satisfactoria(15).

## 18.6 Fusión por haz de electrones (EBM)

Técnica de fabricación aditiva relativamente avanzada, adecuada para la producción de cuerpos metálicos, en la EBM el polvo se funde mediante un haz de electrones con un voltaje de 30-60kV, se realiza en condiciones de vacío o sellado hermético para evitar la contaminación de los polvos y mantenerlos alejados de cualquier proceso de oxidación, en comparación a la técnica de SLS ofrece mayores cambios en el color y poca exactitud (15).

Extrusión de semisólidos (EXT) o técnica de fabricación aditiva de microjeringa asistida por presión (PAM) que se basa en la extrusión de materiales semisólidos como geles o pastas a través de la boquilla sobre una placa ya preparada, al iniciar este proceso se forma la primera capa, cuando esta termina de formarse, baja y continua formando la segunda capa hasta terminar el cuerpo final, es nombrada como bioimpresión basada en extrusión ya que se ha usado para aplicaciones biomédicas (impresión de células vivas y diferentes productos biológicos para imprimir órganos vivos) sufre de problemas de contracción y deformación de la estructura que ocurre en los procesos finales debido a la forma de los materiales de partida(15).

## 19. 3D aplicaciones en la cavidad oral

Las tecnologías de impresión en odontología enfocados a diferentes campos de la odontología como la cirugía maxilofacial, la ortodoncia, en la que nos enfocaremos es en la odontología restauradora(15).

Podemos encontrar la fabricación de materiales Bioinertes, resistentes a la corrosión, diferentes parámetros que deben de cumplir los materiales poliméricos(15).

En la siguiente tabla podemos encontrar según (Reza H, 2022) la aplicación algunos materiales impresos para impresión tridimensional, con diferentes técnicas (15).

Family of materials	Materials	Advantages	3D-Printing techniques
Metals	Titanium	Bioinert, corrosion resistance	Selective laser sintering, direct metal
	Stainless steel	Bioinert, corrosion resistance	Laser sintering, selective laser melting
	Aluminum	High volume to mass ratio	Laser sintering, selective laser melting
	Cobalt chrome	Corrosion resistance	Direct metal deposition
Ceramics	Alumina	Bioinert, same color as tooth, corrosion resistance	Selective laser sintering, stereolithography, inkjet 3D
	Zirconia	Bioinert, same color as tooth, corrosion resistance	Printing, thermoplastic printing
Polymers	Poly lactide	Bioresorbable, odontogenic	Stereolithography, fuse deposition
	Poly caprolactone	Bioresorbable	Modeling, electro hydrodynamic
	Poly glycolide	Bioresorbable	Jetting
	Acrylic	Bioresorbable	Extrusion based

*Ilustración 9 Materiales usados en la técnica aditiva(15)*

## 20. Técnica sustractiva

Generalmente implica fresar la forma volumétrica que fue diseñada previamente en los programas de diseño, esto se realiza a partir de un material sinterizado o presinterizado, materiales que fueron antes sometidos a un proceso térmico para poder lograr una unión sólida de sus partículas(16).

Este procedimiento hace que los bloques cerámicos o compuestos, tengan una calidad constante y estén libres de defectos internos, la máxima resistencia de cada material se obtiene por fabricación sustractiva(11).

Las restauraciones son fresadas con un instrumento de diamante o de carburo, según el material que se fresa, se corta a altas revoluciones mediante un sistema muy preciso dirigido por una computadora, generalmente las cerámicas de vidrio se cortan con fresas de diamante, recientemente el sistema de Dentsply renombró a “fresado” para los procedimientos donde se utilizan fresa de carburo y “rectificado” para cuando se usan fresas de diamante(11).

Una de las principales desventajas de este proceso es que se desperdicia hasta 90% del material, al igual que el tamaño de las fresas limita la calidad de la superficie, otro aspecto a considerar es el deterioro de las fresas que pueden ocasionar una restauración imperfecta(11).

## 21. Polímeros impresos

Las cerámicas dentales han sido muy importantes en el ámbito estético de la odontología, originalmente en la forma natural, la forma feldespática, partir de su incursión por John Mclean a mediados de la década de los 60's, han surgido mejoras continuas en cuanto a resistencia, estética y métodos de fabricación (17).

Recientemente se ha clasificado a los polímeros con matriz cerámica, que son materiales con una matriz orgánica altamente cargada de partículas cerámicas, estos materiales están compuestos de más del 50% en peso de compuesto inorgánico refractario, independientemente de una fase orgánica menos predominante que sería el polímero en este caso(17).

Al combinar polímeros y resinas se han podido mejorar las propiedades de ambos materiales disminuyendo sus desventajas, un inconveniente de obtener estos materiales por fresado, es el hecho de que se desperdicia material, una forma de solucionar este problema es el hecho de poder hacerlo por fabricación aditiva(18).

Se mezcla un polvo cerámico con un polímero de resina y luego se fotopolimerizan para obtener una suspensión, se realiza un postprocesamiento complejo para separar el polímero de resina orgánica y aumentar la densidad de la restauración(18).

Para la manufactura aditiva de resina con nanorelleno cerámico, se mezcla un relleno nanocerámico con una matriz polimérica, debido a su enlace químico entre el relleno y la matriz, las propiedades físicas del material polimérico mejoran(18).

Recientemente se ha utilizado el silicato de bario el cual es un relleno muy utilizado en resinas convencionales, puede usarse como relleno en este tipo de polímeros, ya que mejora su manipulación, resistencia a la tracción, además es fácil que penetre una matriz previo a un tratamiento con silano, la

radiopacidad cambia según la cantidad presente; esta propiedad sirve para detectar si el margen de restauraciones esta sellado perfectamente, diagnosticar caries secundarias así como si llegara a existir una falla en nuestro protocolo adhesivo y la restauración se desaloje, el paciente la puede deglutir, entonces tendrá que hacerse un análisis radiográfico para ver en donde se localizará si en el estómago o en vías respiratorias para tomar una acción pertinente(18).

## 21.1 Propiedades mecánicas

Aunque estos materiales no son muy recientes, aun no cuentan con una norma específica para estandarizarlos por lo que son regidos o las pruebas que se les han hecho son pruebas bajo normas para polímeros y cerámicas(18).

**Table 1.** Materials used for the fabrication of the slurry for additive manufacturing (AM)

Material	Product name	Model No.	Lot No. CAS No.	Manufacturer
Inorganic filler (Ba, Ca, Al, Quartz)	Barium glass	SG-BAG700GBFCMP5	SG-ZNNCZXC5	Sukgyung AT
Inorganic filler (Silica)	Fumed silica	AEROSIL-R972	617080581	Evonik Industries
Inorganic filler (Iron oxide)	Iron (II, III) oxide	5020-4405	1317-61-9 (CAS No.)	Daejung
Monomer (Bis-GMA)	Bisphenol A glycerolate dimethacrylate	494356-100 ml	1565-94-2 (CAS No.)	Aldrich
Monomer (TEGDMA)	Triethylene glycol dimethacrylate	261548-1 L	STBH2136	Aldrich
Monomer (UDMA)	Diurethane dimethacrylate	436909-500 ml	MKCG8230	Aldrich
Silane coupling agent	3-(Trimethoxysilyl)propyl methacrylate	261548-1 L	SHBK1531	Aldrich
Photopolymerizing initiator	Camphoroquinone	124893-5 g	09003AQV	Aldrich
Photopolymerizing stabilizer	Hydroquinone	H17902-500 g	123-31-9 (CAS No.)	Aldrich

*Ilustración 10 Componentes de Polímeros con nanorrelleno(19)*

En la tabla se muestran los componentes utilizados en las pruebas de laboratorio para determinar sus propiedades mecánicas, se realizaron pruebas de calibración para asegurar que se las muestras fueran lo más cercanas a las

condiciones orales, las muestras fueron obtenidas a través de manufactura aditiva, o impresión tridimensional(19).

## 21.2 Resistencia máxima, módulo de elasticidad y resistencia a la compresión

**Table 3.** Results of yield strength, ultimate strength, and elastic modulus

	Group	Yield strength (MPa)	Ultimate strength (MPa)	Young's modulus of elasticity (GPa)
Control	B0/P10	85.47 ± 4.71 <sup>a</sup>	248.93 ± 58.19 <sup>a</sup>	2.19 ± 0.26 <sup>a</sup>
	B5/P5	83.38 ± 5.90 <sup>a</sup>	343.49 ± 25.13 <sup>b</sup>	3.21 ± 0.17 <sup>b</sup>
Experimental	B6/P4	106.18 ± 8.29 <sup>b</sup>	345.11 ± 16.83 <sup>b</sup>	3.17 ± 0.25 <sup>b</sup>
	B6.7/P3.3	150.23 ± 13.46 <sup>b</sup>	378.27 ± 30.97 <sup>b</sup>	3.99 ± 0.54 <sup>c</sup>

Different superscript lowercase letters indicate statistically significant differences ( $P < .05$ ).

*Ilustración 11 Resultados del Límite elástico, resistencia máxima y el módulo elástico.(19)*

Las muestras fabricadas aditivamente se dividieron en grupos de 4 dependiendo de su contenido de relleno cerámico, se usaron al 0% de silicato de bario y 100% polímero (B0/P10) que fue el grupo de control; luego al 50% silicato de bario y 50% de polímero (B5 y P5); 60% de silicato de bario y 40% de polímero (B6 y P4); 67% de silicato de bario y 33% de polímero (B6.7/P3.3)(19).

Los resultados de B6/P4 y B6.7/P3.3 que fueron las muestras con 60% y 67% respectivamente de relleno nanocerámico, tuvieron mejores resultados en cuanto a su módulo de elasticidad que B0/P10 que la muestra sin relleno así como de la muestra que contenía 50% de polímero y cerámica(19).

En comparación con el grupo sin relleno cerámico los otros tres grupos muestran una mayor resistencia máxima ( $P > 0,05$ ). La resistencia máxima o resistencia a la fractura de B6/P4 y B6.7/P3.33 fue similar ( $P > 0,05$ ). El contenido de silicato de bario y a tenacidad a la fractura muestran un coeficiente de correlación positivo ( $R = 0,582$ ). Según las pruebas realizadas en

vitro, los materiales con relleno cerámico muestran una notable mejora en las propiedades mecánicas, no obstante, como se menciona al inicio del capítulo para lograr que estos materiales es necesario mezclarlos en una suspensión, además de diferentes procesos previo a la manufactura aditiva provoca una disminución en la fluidez del material(19,20).

### 21.3 Traslucidez

En cuanto a propiedades ópticas, en un estudio comparativo (Park et al. 2023) donde también se emplearon polímeros con relleno nanocerámico, en diferentes proporciones como 0%, 50% y 63% de relleno en peso de acuerdo con la norma ISO 6872 para cerámicas dentales e ISO 10477 para polímeros dentales(18).

Comparando las muestras, la que mayor translucidez presentó fue la que contiene relleno del 63%. En la evaluación de las propiedades mecánicas, podemos determinar que las mejores propiedades se encuentran cuando existe el relleno aproximado del 50% o de 63%(18).

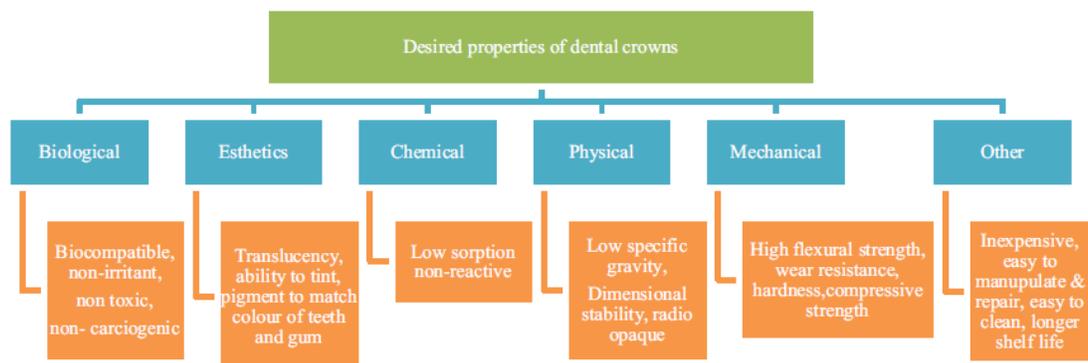


Ilustración 12 Propiedades deseadas en una prótesis fija dental(21)

En la imagen presente se enumeran las características deseables de un material en diferentes aspectos, como en el aspecto biológico se refiere a que no provoque inflamación, alergia, no carcinogénico, en el aspecto estético que tenga las propiedades necesarias de estabilidad de color, químicamente estable que no tenga reacción con los alimentos, físicamente que tenga estabilidad dimensional, así como las pruebas mecánicas que fueron tratadas con anterioridad, así como su fácil manipulación y un periodo de vida útil, es decir que sea rentable en cuanto a costo tiempo relación en boca(21).

## 21.4 Resinas impresas como material restaurador

Este grupo de resinas compuestas se ha comercializado como materiales para restauraciones definitivas, algunas de las implicaciones clínicas que tienen las resinas impresas tridimensionalmente, para que puedan ser un material restaurador apropiado a largo plazo(22).



*Ilustración 13 Ejemplos de algunas prótesis de la casa comercial Formlabs(23)*

(Suksuphan et al. 2023) Analizó la adaptación marginal de las restauraciones VerseoSmile, VS, comparándolo con otros polímeros fresados, se analiza la resistencia a la fractura y la adaptación marginal absoluta. El método que se utilizó para poder determinar la adaptación marginal fue la evaluación microscópica directa de los espacios a lo largo de los márgenes de la corona, aunque tiene algunas desventajas este método ya que los puntos de referencia pueden ser difíciles de probar(12).

Las coronas de muestra de VerseoSmile, comparadas con disilicato de litio fresado y mediante el escaneo microscópico, los materiales impresos híbridos mostraron una mejor adaptación marginal que el disilicato de litio con un valor

clínicamente aceptable, un rango menor de 120  $\mu\text{m}$ , (Azabal et al. 2018) reporta que las coronas de cerámica híbridas mostraron mejores resultados que las coronas obtenidas por método de fresado, en este estudio las coronas de materia híbrido tuvieron valores aceptables(12,24).

La adaptación marginal de las coronas fresadas puede verse afectada por diferentes factores relacionados con el corte de estos materiales, calidad de la fresadora, filo de la fresa, tiempo de vida tamaño de la fresa entro otros aspectos(12).

Thicknesses (mm)	Types		
	CE	VE	VS
0.8	> 2000*	1812.3 $\pm$ 161.4	1480.3 $\pm$ 226.1 <sup>A</sup>
1.0	> 2000*	>2000*	1629.4 $\pm$ 118.5 <sup>A</sup>
1.5	> 2000*	>2000*	1747.2 $\pm$ 108.7 <sup>B</sup>

Ilustración 14 Fuerza aplicada a diferentes grosores(12)

En relación con la resistencia la fractura fue determinada por medio de diferentes grosores. La resistencia a la fractura de las coronas impresas tridimensionalmente fue evaluada una vez cementada se les aplicó una fuerza de hasta 200 N, las coronas muestran una resistencia a la fractura incluso con solo 0.8mm de espesor oclusal, se presume que el grosor de la corona está relacionado con su resistencia a la fractura (12).

### 21.5 Evaluación de caries interproximal en carillas impresas en 3D

Actualmente no hay datos científicos sobre el desarrollo y la evolución radiográfica del desarrollo de caries interproximal después de la cementación de las carillas (Prause et al. 2023) realizó un estudio *in vitro* comparando materiales de fresado y materiales impresos o de fabricación aditiva, se

utilizaron en el estudio Vita enamic y VerseoSmile Crown plus, en donde se escogieron tres grosores de restauraciones diferentes (0.5, 0.7 y 0.9mm) dejando libre el espacio interproximal(25).

El estudio consistía en dejar ambas muestras en una solución desmineralizante durante 28 días, posteriormente se realizó un exámen radiológico y de fluorescencia, las restauraciones aditivas mostraron una menor progresión de caries después de 21 y 28 días, el espesor de las restauraciones no afectó la progresión de la caries, se mostraron resultados equivalentes, aunque en una menor cantidad de caries interproximal en las restauraciones fabricadas de forma aditiva (25).

## 21.6 Biocompatibilidad de los polímeros

Un biomaterial es un material no vital destinado para interactuar con sistemas biológicos dentro o sobre el cuerpo humano, por lo tanto, un biomaterial dental que al usarse en boca no genere inflamación a los tejidos circundantes, no debe ser carcinogénico, ni producir alergias, todos los biomateriales ha sido evaluados bajo normas rigurosas para usarse en sistemas biológicos(26).

La biocompatibilidad es la capacidad de un material para funcionar dentro de un huésped, puede no ser del todo inerte, la respuesta que tenga en el huésped es crucial para resultados satisfactorios (26).

Estos materiales, que reemplazan el tejido dañado o que se ha perdido, deben cumplir ciertas características que garanticen su seguridad, en este caso de la cavidad oral, deben de resistir las cargas masticatorias, condiciones bucales de humedad, así como la disolución en ácidos ya que constantemente hay cambios de pH, propiedades de expansión térmica (26).

## 21.7 Biocompatibilidad de los polímeros impresos en 3D

La fabricación de polímeros en los últimos años ha evolucionado a un sistema de impresión donde podemos obtener prótesis fija de precisión(27).

En estudios realizados para determinar la biocompatibilidad de las resinas impresas, se compararon resinas para provisionales resinas para prótesis dentales fijas permanentes, se evaluó el estrés oxidativo, citotoxicidad de las resinas, en donde se encontró que cuando haya monómeros queden libres el primer tejido en ser afectado son las células epiteliales de la encía o los tejidos blandos(27).

En la siguiente tabla que se presenta en el artículo se enlistan las nueve resinas que fueron evaluadas para conocer su biocompatibilidad se analizan diferentes métodos de la fabricación de las resinas, según sea el caso de la casa comercial, cinco resinas impresas, dos tipos de resina en bloque utilizadas para la fabricación sustractiva y dos tipos de materiales establecidos con proceso de curado convencional(27).

<b>Table 1 – Materials tested for biocompatibility in this study.</b>					
	Material	Abbr.	Manufacturer	Manufacturing technique	LOT-No.
permanent FDP	Tetric EvoCeram	TEC	Ivoclar (Schaan, Liechtenstein)	conventional (photopolymerizing)	Z00JJD
	Tetric CAD	TC	Ivoclar	subtractive	Z0159M
	VarseoSmile	VSC	BEGO (Bremen, Germany)	additive	600324
	Crown plus				
	NextDent C&B MFH	ND	NextDent (Centurionbaan, Netherlands)	additive	XG181N20
temporary FDP	Protemp 4	PT	3 M (Saint Paul, MN, USA)	conventional (autopolymerizing)	7420901
	Telio CAD	TEL	Ivoclar	subtractive	Z0179Y
	VarseoSmile Temp	VST	BEGO	additive	600213
	Temp PRINT	TP	GC Europe (Leuven, Belgium)	additive	2008071
	P Pro Crown & Bridge	P	Straumann (Basel, Switzerland)	additive	210514 A

*Ilustración 15*Tabla comparativa resinas en bloque y comerciales(28)

Las evaluaciones de citotoxicidad se llevaron a cabo con células de fibroblastos humanos. La impresión fue llevada a cabo con impresoras del tipo DLP diferentes: P30 (RapidShape GmbH, Heimsheim, Alemania) para Temp Print y P Pro Crown & Bridge, Nexdent 5100 (NexDent, centurionbaan, Países Bajos) para ND y Verseo XS (BEGO) para VarseoSmile y VarseoSmile Temp, se utilizó el lavado y curado como lo indica el fabricante pero no se siguió ningún paso extra adicional a las instrucciones del fabricante. En cuanto a la resina en bloque se usaron discos especiales de silicona, el incremento por capas de resina fue de 2mm, y se fotocuró con la lámpara Bluephase de Ivocar(27).

En las pruebas se evaluaron la viabilidad celular, respuesta inflamatoria y el estrés oxidativo(27).

Las resinas impresas presentan problemas como muchos materiales dentales, en este caso una de las desventajas son los monómeros libres que pueden

ser liberados posteriormente a la cementación definitiva de las prótesis, en cuanto a las prótesis temporales los resultados que fueron medidos nos proponen una menor citotoxicidad de los materiales(27).

No obstante, en este artículo sólo se menciona que el proceso de lavado y curado se llevó a cabo idealmente como lo propone el fabricante mientras que (29) propone que la temperatura de curado es más importante que el tiempo de postcurado (Bayarsaikhan et al. 2021)(30) propone usando alcohol isopropílico, mejoran las propiedades de biocompatibilidad, pero al darle más tiempo de lavado el alcohol podría disolver los monómeros presentes y debilitar la estructura lo que se vería reflejado en disminución de las propiedades mecánicas(29).

Una de las desventajas que se encontró en cuanto a las pruebas mecánicas de las muestras de más de 50°C durante 5, 10 y 15 minutos, fue que los resultados indicaron un debilitamiento de estructura polimérica en masa, se encontró que todas las muestras que fueron sometidas a mayor tiempo tenían una resistencia menor. Además de que se producía una superficie más porosa debido al uso de una solución de lavado concentrada(29).

Sin embargo, se encontró que el lavado de muestras impresas a 30°C durante 30 minutos presentó una viabilidad celular significativamente mejorada asociada a una mejor eliminación de la fracción no polimerizada de la resina impresa sin afectar negativamente sus propiedades mecánicas(29)

## 26. Conclusiones

Los tejidos orales son sumamente complejos de poder imitar lo que dificulta encontrar un material que pueda igualar las características de estos mismos, por ejemplo la dentina es un tejido flexible, con un módulo de elasticidad según varios autores similar a la resina, mientras que el esmalte es uno de los tejidos más mineralizados del cuerpo humano lo cual hace que se sumamente duro, esto es una desventaja, ya que al ser tan duro puede fracturarse fácilmente, este tejido no se puede regenerar una vez que se pierde su continuidad.

La continua búsqueda para tratar de imitar estos tejidos, ha sido una constante investigación en el ámbito de Biomateriales dentales, puesto que no existe ningún material perfecto, todos presentan, ventajas, desventajas, limitaciones clínicas y biológicas, los polímeros impresos con relleno nanocerámico buscan combinar las mejores características de ambos materiales, optimizando las cerámicas de forma considerable, tratando de eliminar el principal problema al que se enfrentan las resinas que es la contracción.

Los materiales impresos presentan buenas características, físicas, químicas mecánicas, sin embargo muchos autores señalan que no hay los suficientes estudios para poder determinar algunos parámetros como el biológico, ya que las pruebas se han elaborado in vitro, tratando de simular las condiciones de la cavidad oral, sin embargo esto es una limitación porque no se es realizada directamente en pacientes.

El flujo de trabajo digital es una alternativa al método tradicional de trabajo análogo, en donde se obtiene un modelo más fiel, no obstante esto no significa que los métodos tradicionales van a desaparecer porque existen situaciones donde no se confiará plenamente en lo digital, en donde los métodos convencionales pueden ayudarnos a obtener un mejor resultado o combinar estos dos métodos que al final son herramientas para mejorar el trabajo, disminuir el tiempo utilizado y que en determinado momento sea una opción más económicamente viable.

## 27. Referencias bibliográficas

1. Anusavice K. Philips' The Science of dental materials. 12th ed. St. Louis Missouri: Elsevier; 2013. 92–101 p.
2. Hollar Jr. DW. Polymers [Internet]. [cited 2023 Nov 11]. Available from: <https://search-ebSCOhost-com.pbidi.unam.mx:2443/login.aspx?direct=true&db=ers&AN=89317166&lang=es&site=eds-live>
3. Scientific Studies on VarseoSmile Crown plus.
4. Tecnología CAD/CAM y sus impactos en la odontología moderna.: EBSCOhost [Internet]. [cited 2023 Nov 10]. Available from: <https://web-s-ebSCOhost-com.pbidi.unam.mx:2443/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=915300b0-5e72-438b-acb4-ee76fde55f3d%40redis>
5. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. Dent Clin North Am [Internet]. 2011 Jul;55(3):559–70. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0011853211000255>
6. Flügge T V., Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics [Internet]. 2013 Sep 1 [cited 2023 Nov 20];144(3):471–8. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540613005714>
7. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. J Healthc Eng [Internet]. 2017;2017:1–9. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/jhe/2017/8427595/>
8. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. J Prosthet Dent [Internet]. 2013 Feb;109(2):121–8. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391313600281>
9. Emir F, Ayyıldız S. Evaluation of the trueness and precision of eight extraoral laboratory scanners with a complete-arch model: a three-dimensional analysis. J Prosthodont Res [Internet]. 2019 Oct 1;63(4):434–9. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1883195818303268>
10. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. J Prosthodont Res [Internet]. 2016 Apr 1;60(2):72–84. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1883195816000098>

11. Watanabe H, Fellows C, An H. Digital Technologies for Restorative Dentistry. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2022 Oct;66(4):567–90. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0011853222034589>
12. 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* [Internet]. 2023;JPR\_D\_23\_00089. Available from: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpr/advpub/0/advpub\\_JPR\\_D\\_23\\_00089/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpr/advpub/0/advpub_JPR_D_23_00089/_article)
13. Kovacev N, Li S, Essa K. Effect of the preparation techniques of photopolymerizable ceramic slurry and printing parameters on the accuracy of 3D printed lattice structures. *J Eur Ceram Soc* [Internet]. 2021 Dec 1;41(15):7734–43. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S095522192100621X>
14. Zocca A, Colombo P, Gomes CM, Günster J. Additive Manufacturing of Ceramics: Issues, Potentialities, and Opportunities. Green DJ, editor. *Journal of the American Ceramic Society* [Internet]. 2015 Jul 14;98(7):1983–2001. Available from: <https://ceramics.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jace.13700>
15. Reza H, Hassan R, Rizi B, Mahdi M, Khamseh R, Öchsner A. Advanced Structured Materials A Review on Dental Materials [Internet]. Available from: <http://www.springer.com/series/8611>
16. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* [Internet]. 2020 Mar 13;32(2):171–81. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jerd.12566>
17. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2016 May;28(3):227–35. Available from: [http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2\\_id=1298&article\\_id=15276&article=2&title=A%20New%20Classification%20System%20for%20All-Ceramic%20and%20Ceramic-like%20Restorative%20Materials#.V-KlzYWhxz8](http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2_id=1298&article_id=15276&article=2&title=A%20New%20Classification%20System%20for%20All-Ceramic%20and%20Ceramic-like%20Restorative%20Materials#.V-KlzYWhxz8)
18. Park GT, Ko KH, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Flexural strength and translucency of barium-silicate-filled resin nanoceramics for additive manufacturing. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* [Internet]. 2023 [cited 2023 Nov 27]; Available from: <https://onlinelibrary-wiley-com.pbidi.unam.mx:2443/doi/pdf/10.1111/jerd.13129>
19. Won S, Ko KH, Park CJ, Cho LR, Huh YH. Effect of barium silicate filler content on mechanical properties of resin nanoceramics for additive manufacturing. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2022;14(5):315. Available from: <https://jap.or.kr/DOIx.php?id=10.4047/jap.2022.14.5.315>

20. Abad-Coronel C, Pazán DP, Hidalgo L, Larriva Loyola J. Comparative Analysis between 3D-Printed Models Designed with Generic and Dental-Specific Software. *Dent J (Basel)* [Internet]. 2023 Sep 14;11(9):216. Available from: <https://www.mdpi.com/2304-6767/11/9/216>
21. Punia U, Kaushik A, Garg RK, Chhabra D, Sharma A. 3D printable biomaterials for dental restoration: A systematic review. *Mater Today Proc* [Internet]. 2022 Jan 1;63:566–72. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2214785322021320>
22. Daher R, Ardu S, di Bella E, Krejci I, Duc O. Efficiency of 3D-printed composite resin restorations compared with subtractive materials: Evaluation of fatigue behavior, cost, and time of production. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2022 Nov; Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391322004814>
23. Formlabs Halle 3.1 Stand L070/M071 Castable Wax [Internet]. Available from: <http://formlabs.com>
24. Azarbal A, Azarbal M, Engelmeier RL, Kunkel TC. Marginal Fit Comparison of CAD/CAM Crowns Milled from Two Different Materials. *Journal of Prosthodontics* [Internet]. 2018 Jun 16;27(5):421–8. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jopr.12683>
25. Prause E, Hey J, Schmidt F, Nicic R, Beuer F, Unkovskiy A. The Assessability of Approximal Secondary Caries of Non-Invasive 3D-Printed Veneers Depending on the Restoration Thickness—An In Vitro Study. *Bioengineering* [Internet]. 2023 Aug 22 [cited 2023 Nov 29];10(9):992. Available from: <https://www.mdpi.com/2306-5354/10/9/992>
26. Cristina M, Barba P. Los biomateriales y sus aplicaciones.
27. Wuersching SN, Hickel R, Edelhoff D, Kollmuss M. Initial biocompatibility of novel resins for 3D printed fixed dental prostheses. *Dental Materials*. 2022 Oct 1;38(10):1587–97.
28. Wuersching SN, Hickel R, Edelhoff D, Kollmuss M. Initial biocompatibility of novel resins for 3D printed fixed dental prostheses. *Dental Materials* [Internet]. 2022 Oct 1;38(10):1587–97. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564122002378>
29. Oh R, Lim JH, Lee CG, Lee KW, Kim SY, Kim JE. Effects of washing solution temperature on the biocompatibility and mechanical properties of 3D-Printed dental resin material. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2023 Jul 1;143:105906. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S175161612300259X>
30. Bayarsaikhan E, Gu H, Hwangbo NK, Lim JH, Shim JS, Lee KW, et al. Influence of different postcuring parameters on mechanical properties and biocompatibility of 3D

printed crown and bridge resin for temporary restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2022 Apr 1;128:105127. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616122000510>