



**IMPRESIÓN 3D DE METAL, TÉCNICAS SDL, FHE, SSL. UNA REVISIÓN DE
LITERATURA**

PRESENTADO POR

CASTILLO ARCE TATIANA

1144099581

DUQUE CUESTA NHAYET DANIELA

1144107232

CASTAÑEDA MUÑOZ LUZ ADRIANA

1010098962

PROGRAMA DE TECNOLOGIA EN MECANICA DENTAL

FACULTAD DE SALUD

UNIVERSIDAD SANTIAGO DE CALI

CALI 2021



**IMPRESIÓN 3D DE METAL, TÉCNICAS SDL, FHE, SSL. UNA REVISIÓN DE
LITERATURA**

CASTILLO ARCE TATIANA

DUQUE CUESTA NHAYET DANIELA

CASTAÑEDA MUÑOZ LUZ ADRIANA

INVESTIGADORAS

TUTOR

WILMER BEDOYA ARIAS

DIRECTOR

EVERALDO NARANJO LERMA

PROGRAMA DE TECNOLOGIA EN MECANICA DENTAL

FACULTAD DE SALUD

UNIVERSIDAD SANTIAGO DE CALI

CALI 2021

Tabla de contenido

1. INTRODUCCION.....	1
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
2.1.....PREGUNTA PROBLEMA	3
3. JUSTIFICACION.....	3
4. OBJETIVOS.....	4
4.1 OBJETIVO GENERAL.....	4
4.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	4
5. MARCO REFERENCIAL	4
5.1 MARCO TEORICO	4
5.2 MARCO CONCEPTUAL	9
5.3 MARCO CONTEXTUAL.....	10
5.3.1 CONTEXTO.....	10
5.3.2 UBICACIÓN.....	10
5.3.3 Reseña histórica de la universidad Santiago de Cali.....	10
5.3.4 Misión de la universidad Santiago de Cali	13
5.3.5 Misión del programa de tecnología en mecánica dental.....	13
5.3.6 Vision de la universidad Santiago de Cali.....	13
5.3.7 Vision del programa de tecnología en mecánica dental.....	13
6. METODOLOGIA	14
6.1 Diseño.....	14

6.2 Estrategia de búsqueda.....	14
6.3 Criterios de inclusión y exclusión	14
7. La impresión 3D de metal en la odontología.....	15
8. Sinterización directa por laser.....	15
8.1 Máquinas de sinterización directa por laser	16
8.1.1 Phenix Systems tipo PXS & PXM Dental.....	17
8.1.2 Phenix System PM100.....	18
8.1.3 DMP Dental 100.....	19
8.1.4 ProX DMP 200 Dental.....	20
8.1.5 ProX DMP 320 Dental.....	20
9. Sinterización selectiva por laser	22
9.1 EOSINT M270 y M100.....	24
10. Fusión por haz de electrones	26
10.1 Arcam EBM Spectra L	28
11. LAS RESTAURACIONES DENTALES POR MEDIO DE LAS TECNICAS DE SINTERIZACION POR LASER Y FUSION POR HAZ DE ELECTRONES.	29
11.1 IMPLANTES POR SDL	30
11.2 IMPLANTES POR SSL	30
11.3 IMPLANTES POR FHE	31
12. RESULTADOS	32
13. DISCUSION.....	33
14. CONCLUSION.....	34

15.	REFERENCIAS.....	35
-----	------------------	----

INDICE DE TABLA

Tabla 1 Especificaciones de las máquinas de sinterización selectiva por láser 21

Tabla 2 Especificaciones de las máquinas de sinterización selectiva por láser 25

INDICE DE GRAFICOS

<i>Ilustración 1. 1.- Rayo láser. 2.- Sistema de espejo. 3.- Rayo enfocado y directo. 4.- Cámara de construcción. 5.- Deposito de polvo. 6.- Pieza fabricada. 7.-Paleta recubridora. 8.-Deposito de polvo. 9.- Pistones. 10.- Colector de polvo. _____</i>	<i>16</i>
<i>Ilustración 2. Máquina PXS. _____</i>	<i>18</i>
<i>Ilustración 3. Máquina PXM. _____</i>	<i>18</i>
<i>Ilustración 5. Producción de estructuras metálicas removibles en la máquina PXM. _____</i>	<i>18</i>
<i>Ilustración 4. Producción de cofias y pósticos en la máquina PXS. _____</i>	<i>18</i>
<i>Ilustración 6. Máquina PM100. _____</i>	<i>19</i>
<i>Ilustración 7. Máquina DMP dental 100. _____</i>	<i>20</i>
<i>Ilustración 8. Producción de estructuras metálicas removibles en la máquina DMP100 _____</i>	<i>20</i>
<i>Ilustración 9. Producción de estructuras metálicas removibles en la máquina DMP100. _____</i>	<i>20</i>
<i>Ilustración 10. Producción de estructura metálica removible de la máquina ProX DMP200 dental. _____</i>	<i>20</i>
<i>Ilustración 11. Producción de cofias y pósticos de la máquina ProX DMP200 dental. _____</i>	<i>20</i>

<i>Ilustración 12. Máquina ProX DMP100 dental.</i>	20
<i>Ilustración 13. Máquina ProX DMP 320.</i>	21
<i>Ilustración 14. 1.-Laser. 2.- Sistema de escaneo. 3.-Sistema de dispensación de polvo. 4.- Piston de dispensación de polvo. 5.- Rodillo. 6.- Piston de fabricación. 7.- Plataforma para polvo para construcción. 8.- Pieza en fabricación.</i>	23
<i>Ilustración 15. Máquina EOS M100</i>	25
<i>Ilustración 16. Máquina EOS M270.</i>	25
<i>Ilustración 17. Producción de cofias y púnticos de la máquina EOS M100.</i>	25
<i>Ilustración 18. Producción de cofias y púnticos de la máquina EOSM270.</i>	25
<i>Ilustración 19. Arquitectura sistemática de una máquina de fusión por haz de electrones.</i>	28
<i>Ilustración 20. Máquina Arcam EBM Spectra L.</i>	29

LISTA DE ABREVIACIONES

FA: Fabricación aditiva

SSL: Sinterización selectiva por laser

SDL: Sinterización directa por laser

FHE: Fusión por haz de electrones

CAD: Diseño asistido por computadora

CAM: Fabricador asistida por computador

IGES: Especificación de intercambios inicial de gráficos

STEP: Estándar para el intercambio de datos de productos gestionados

3D: Tres dimensiones

2D: Dos dimensiones

Co: Cobalto

Cr: Cromo

Ti: Titanio

1. INTRODUCCION

La introducción del diseño asistido por computadora y fabricación asistida (CAD / CAM) en el campo dental en principios de la década de 1980 ha proporcionado un rápido desarrollo para la fabricación de restauraciones dentales (Bibb et al., 2006).

En la actualidad las tecnologías digitales utilizadas en odontología han evolucionado incluso cuando ya han sido utilizadas durante varias décadas en otros campos como las industrias de la ingeniería. En este caso se hará un enfoque en la tecnología de impresión 3d específicamente de metal, que se define como la obtención o creación rápida de estructuras por medio de diseños asistidos por computadora. Los diferentes avances de biomateriales y equipos empleados en el ámbito de la restauración dental han mejorado notablemente la eficacia, precisión, economía y éxito de la confección de muchas de las rehabilitaciones realizadas por los laboratorios dentales en conjunto con los profesionales de odontología es por eso por lo que estos sistemas están revolucionando cada vez más este sector. La impresión 3d de metal ha sido posible por diferentes máquinas y procesos descubiertos anteriormente (sinterización directa por láser, fusión de metal por haz de electrones, sinterización selectiva por láser), entre otros; los cuales permiten obtener estructuras rígidas de metal eliminando muchos de los pasos de la

técnica convencional, como es la fundición de metal por cera perdida, ejecutada por los técnicos dentales desde hace mucho tiempo.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Durante los últimos años la impresión 3D de metal ha tenido una gran importancia en diferentes industrias como en la medicina e ingeniería y más recientemente en la industria odontológica esta tecnología marca un antes y un después ya que se reducen tiempos de producción y la calidad es mucho más precisa, gracias a los diversos equipos de impresoras 3D que se comercializan las oportunidades de trabajar esta nueva tecnología son numerosas y los profesionales tienen muchas más opciones.

La impresión 3D de metales es una tecnología de creación rápida de prototipos que utilizan un rayo láser en una atmosfera controlada para fusionar polvos de metal. La primera patente de esta tecnología fue presentada Dr. Carl Deckard y el Dr. Joseph en 1980 los cuales presentaban la sinterización selectiva por láser que consiste en una técnica de impresión por adición cuyo objetivo es depositar una capa de polvo en un recipiente caliente para que un láser de alta potencia pueda sinterizar este polvo, de forma que las partículas se fusionen y solidifiquen. Ya en 1990 la empresa ERD y EOS crean una patente para la sinterización directa de metal que consiste en depositar material metálico capa por capa hasta crear una figura en 3D. En 2002 la empresa sueca Arcam comercializa maquinaria para una nueva tecnología llamada fusión por haz de electrones que consiste en una pistola de electrones que fusiona polvo metálico depositado en una base.

Este estudio tiene como finalidad dar a conocer los diferentes procesos y marcas comerciales que utilizan la tecnología de impresión 3D de metales en odontología, esto a través de diferentes investigaciones con artículos científicos. Esta investigación sin duda alguna podrá darles a los profesionales de la odontología y laboratoristas dentales una ventaja sobre su competencia, pues como se mencionó anteriormente, la impresión 3D de metales ayudara a mejorar la rapidez y asegurar la calidad del trabajo.

2.1 PREGUNTA PROBLEMA

¿Cuáles son los procesos y equipos más destacados de la impresión 3d de metal en odontología y sus aplicaciones?

3. JUSTIFICACION

La presente investigación se enfocará en estudiar y conocer los diferentes métodos y materiales que existen para la impresión 3D de metal, ya que estas tecnologías de impresión 3D han tenido mucho auge en los últimos años es importante mantenerse a la vanguardia porque así se mejora la calidad, rapidez y precisión de las restauraciones dentales. Con este trabajo se pretende guiar a los estudiantes y profesionales odontológicos y laboratoristas dentales para que en un futuro cercano implementen esta maquinaria especializada de impresiones 3d de metal en el mundo laboral.

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Definir las características de la impresión 3d de metal por medio de sinterización directa por láser (SDL), fusión por haz de electrones (FHE) y sinterización selectiva por láser (SSL)

4.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Identificar los diferentes equipos y materiales empleados en la impresión 3d de metal por sinterización directa por láser, fusión por haz de electrones y sinterización selectiva por laser
- Especificar los tipos de restauraciones que se pueden obtener con la impresión 3d de metal por sinterización directa por láser, fusión por haz de electrones y sinterización selectiva por laser
- Evidenciar las ventajas y desventajas que brinda el sistema de impresión 3d de metal entre las técnicas de sinterización directa por láser, fusión por haz de electrones y sinterización selectiva por laser

5. MARCO REFERENCIAL

5.1 MARCO TEORICO

Reseña histórica

Desde finales de la década de 1980, las tecnologías de prototipos rápidos se han aplicado con éxito en muchos campos de la ingeniería y más

recientemente en la odontología. Este proceso, ahora llamado AM (Fabricación Aditiva), es adecuado para realizar una pieza funcional única o para la producción de lotes pequeños. La evolución de AM está ahora en el camino de la producción en serie. En el campo de las aplicaciones médicas y más precisamente en la odontología, la AM es una forma de aumentar el número de elementos producidos en comparación con la producción clásica por fundición a la cera perdida. Para aumentar la calidad de la producción, es necesario tener un alto seguimiento y control del proceso y las propiedades de la producción. Hoy en día la tecnología de impresión 3d va con un rendimiento en serie completamente nuevo para la industria odontológica. [23]

Es importante conocer el avance de estas nuevas tecnologías ya que los fabricantes reducen tiempo y es mucho mejor para la producción de piezas difíciles o imposibles de fabricar por otros métodos. Una de las características de esta nueva tecnología de modelado por computador e impresión 3D es la capacidad de realizar objetos tridimensionales complejos, partiendo de una descripción CAD sin utilizar máquinas-herramienta convencionales o dispositivos específicos. Las piezas se cuantifican a través de una sucesión de secciones y se construyen mediante un proceso iterativo de construcción de una pieza sección por sección. [25]

Es necesario el conocimiento de estas nuevas tecnologías de fabricación aditiva puesto que a través de estos procesos se puede planificar y crear coronas individuales, puentes e implantes dentales. La facilidad de impresión del sistema cad-cam hace de esto una herramienta importante en la odontología. [10]

Antecedentes

En el artículo realizado por la universidad de corea titulado “Resistencia de la unión metal-cerámica de una aleación de cobalto-cromo para restauraciones de prótesis dentales con una estructura porosa mediante impresión 3D de metal” nos dice que la sinterización selectiva por láser (SSL) es un nuevo tipo de tecnología de fabricación de materiales aditivos. El desarrollo de la tecnología precisa de impresión 3D de metales ha permitido la impresión de estructuras metálicas complicadas. [1]

En la universidad Tokio medical and dental de Tokio-Japón se realizó una investigación que lleva como título “Fabricación de estructuras de aleación de titanio para prótesis completas mediante fusión selectiva con láser” muestra que la tecnología de fusión selectiva con láser puede producir casi cualquier forma con mejores rendimientos y menos defectos que la fundición convencional o tecnologías de forja y también con excelentes propiedades mecánicas producidas a través de la maquina EOSINT M270 de la casa comercial EOS.[4]

El objetivo general del estudio realizado en la universidad federal de sao paulo-Brasil que lleva como título “Una guía de prototipo de sinterización selectiva por láser utilizada para fabricar prótesis de arco completo fijas provisionales inmediatas en cirugía de implantes dentales sin colgajo: descripción de la técnica y resultados clínicos” es evaluar una guía protésica realizada con un modelo de prototipo rápido basado en la planificación quirúrgica virtual. Esta guía protésica se utilizó para fabricar prótesis provisionales fijas que permitirían la carga inmediata del implante después de la instalación del implante guiada por computadora. [5]

En el artículo de la revista “THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY” se evidencio que los pacientes que usaron una prótesis parcial removible estaban más satisfechos con la estabilidad y, posteriormente, las capacidades masticatorias de las prótesis sinterizadas con láser que con las prótesis hechas con la técnica convencional. [6]

En el estudio de la escuela dental de arabia saudita en 2014 se evidencia que mediante la maquina PM100 de impresión 3D de metales de la casa comercial phenix system la caracterización metalúrgica de aleaciones dentales tuvieron mejor dureza por la técnica de sinterización selectiva que por otras técnicas convencionales. [11]

Dental Journal of Advance Studies “PARA EVALUAR EL AJUSTE MARGINAL DE CUBIERTAS DE METAL FABRICADO POR PROCEDIMIENTO DE EMISIÓN CONVENCIONAL Y DIRECTO TECNOLOGÍA DE SINTERIZACIÓN METALLASER: UN ESTUDIO IN VITRO”

“El presente estudio muestra que las cofias realizadas con la técnica de sinterización directa por láser tuvieron un mejor ajuste marginal que las realizadas con la técnica convencional de cera perdida”. [20]

En la conferencia realizada por ASME en Nantes-Francia en el año 2012 se dijo que la maquina PM 100 de phenix system “puede fabricar entre 60 y 100 elementos de producción en tan solo 12 horas” lo que ahorra mucho tiempo de trabajo para el laboratorista dental. [23]

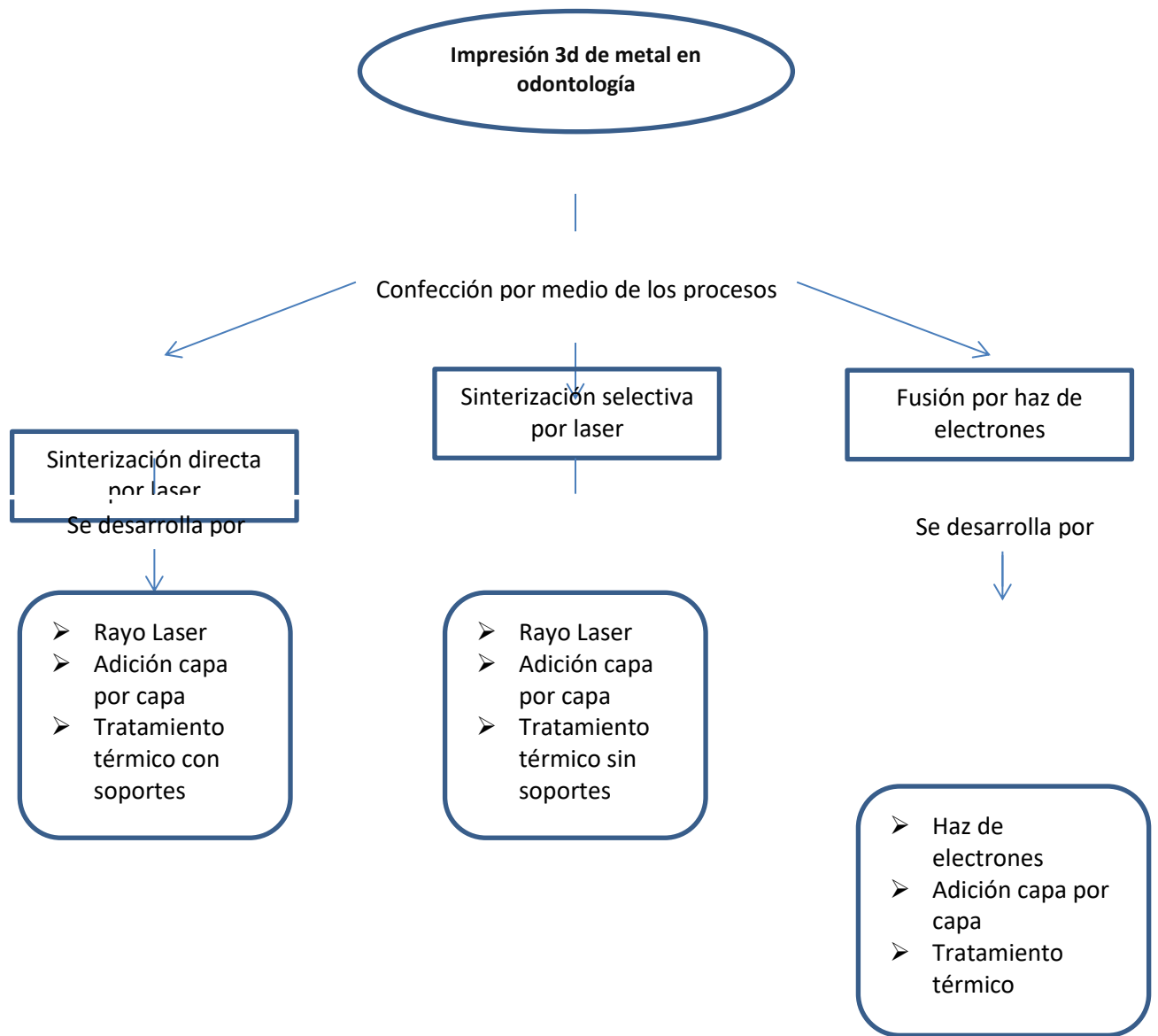
En la universidad politécnica de Bucarest se presentó un artículo titulado “Investigaciones experimentales de polvos de aleaciones de Co-Cr fabricados por Proceso de sinterización DMLS y aleaciones de Ni-Cr utilizadas en

odontología” que habla de la sinterización directa por láser de metal que produce piezas con alta precisión y resolución de detalle, buena calidad de superficie y excelentes propiedades mecánicas. [24]

“INVESTIGACIÓN EN BIOMATERIALES METÁLICOS PARA SOPORTE DE DISEÑO DE COMPUTADORAS Y FABRICACIÓN DE CONSTRUCCIONES PROTÉSICAS SÓLIDAS. (2014)

La sinterización láser incremental a partir de polvos selectivos, es una nueva tecnología preferida para la producción de estructuras de soporte para odontología. Puede ser una alternativa a los métodos clásicos basados en la fundición tradicional y los métodos CAD / CAM basados en el fresado. Esta tecnología no genera pérdidas de material propias de la molienda y es pro ecológica”. [27]

5.2 MARCO CONCEPTUAL



5.3 MARCO CONTEXTUAL

5.3.1 CONTEXTO

Con el objetivo de informar a la comunidad de técnicos dentales y estudiantes de la mecánica dental sobre las tecnologías implementadas en los últimos tiempos sobre fabricación automatizada de restauraciones con bases metálicas se preparó este proyecto desde el pregrado del programa de tecnología en mecánica dental.

5.3.2 UBICACIÓN

El programa de tecnología en mecánica dental se encuentra ubicado en la ciudad de Santiago de Cali, Valle del Cauca, Colombia, en el barrio pampa linda sobre la calle 5 # 62-00. En el campus principal y en la facultad de salud situada en el bloque # 1.

5.3.3 Reseña histórica de la universidad Santiago de Cali

La Universidad Santiago de Cali surgió de la iniciativa de un grupo de profesionales, conocidos como Socios Fundadores, preocupados por las dificultades por la cual atravesaba la juventud Vallecaucana que estaba interesada en realizar estudios de derecho y que tenía como única opción la de desplazarse, forzosamente, a realizar esos estudios en universidades localizadas en otras regiones del país. El "Acta de Fundación de la Universidad Santiago de Cali" se firmó el 16 de octubre de 1958 y se protocolizó notarialmente el 23 del mismo mes. La apertura de la Universidad y la de la Facultad de Derecho se llevaron a efecto el 17 de noviembre de 1958 siendo presidente de la Corporación el Dr. Alfredo Cadena Copete, Rector de la

Universidad el Dr. Demetrio García Vásquez y Decano de la Facultad de Derecho el Dr. Rafael Martínez Sarmiento.

A la creación de la Facultad de Derecho le siguieron la de las Facultades de Educación y de Contaduría y Administración que iniciaron labores en febrero de 1962 y mayo de 1966, respectivamente.

A pesar de la claridad y loables propósitos Democráticos con que la Universidad Santiago de Cali se fundó, su estructura administrativa no estuvo acorde con las exigencias de modernidad y de cambio que caracterizó universalmente a la década del 60. En los años 1967 y 1968 entra en crisis de representatividad la Asamblea General de Socios de la Corporación y, a la par, aparecen factores que van a incidir en los cambios profundos posteriores, tales como, existencia de un fuerte movimiento estudiantil, el surgimiento de la profesión académica, la presión social por masificar la matrícula, la politización de los grupos tradicionales y la presencia significativa de la izquierda.

La conformación de un movimiento estudiantil sólidamente organizado y coherente en aspiraciones y compromisos institucionales determina que el 15 de noviembre de 1968 se haga una toma pacífica y responsable de las instalaciones de la Universidad. El movimiento gana respaldo de profesores, de egresados y de un sector importante de los socios fundadores quienes apoyan los objetivos buscados. Como resultado de las acciones derivadas de la movilización colectiva, iniciada por los estudiantes, el movimiento logra la Reforma de Estatutos por la Asamblea de Socios del 25 de noviembre de 1968, por la cual, se instaura el Cogobierno Universitario, dándole representación a los estamentos fundamentales (docentes, estudiantes, egresados) en la

configuración del Consejo Superior Universitario, el cual comienza a reunirse con periodicidad desde el 2 de diciembre de 1968.

En los años 90 la Universidad logró dotarse de la infraestructura indispensable para cumplir adecuadamente sus tareas educativas, en relación con planta física y dotación de medios para la enseñanza, el incremento significativo de programas y estudiantes, los espacios e implementos para la recreación y el deporte. Sin lugar a dudas fueron logros trascendentales que permitieron fortalecer la calidad de la educación ofrecida.

Sin embargo, en la última década, la Universidad se caracterizó por un expansionismo administrativo y académico, sin planificación suficiente, que creó situaciones críticas y difíciles que pusieron en tela de juicio el buen nombre de la Institución. Esta situación demandó, como en el año 68, la participación activa del estudiantado en la definición del futuro de la Institución y acompañado de profesores, egresados y miembros de los Consejos Superior y Académico rescataron la tradicional concepción de la Universidad: pluralista, democrática, participativa, crítica y reflexiva, para retomar el camino institucional perdido y recomenzar a edificar el nuevo rumbo, en el cumplimiento del compromiso de su vocación social que permite cerrar las brechas generacionales. Más que en ninguna otra época de la historia, hoy la Universidad Santiago de Cali, patrimonio cultural de la ciudad, necesita tener un direccionamiento claro, basado en una Misión y Visión que inspire, comprometa y sirva de guía a su comunidad en la construcción de la Universidad del siglo XXI.

5.3.4 Misión de la universidad Santiago de Cali

Formar personas íntegras, con habilidades de pensamiento y capacidades prácticas, que contribuyan a la equidad social y el desarrollo sostenible a través de una educación pertinente y de calidad, con perspectiva humanista, analítica, incluyente y crítica, que atiende desde diferentes campos del conocimiento y a través de la investigación la extensión y la proyección social, problemáticas relevantes de las sociedades contemporáneas.

5.3.5 Misión del programa de tecnología en mecánica dental

El programa de Tecnología en Mecánica Dental de la Universidad Santiago de Cali, forma profesionales integrales, éticos, analíticos y críticos; mediante la implementación de nuevas tecnologías y procesos de investigación y emprendimiento. Dirigido a la comunidad con proyección, desarrollo y responsabilidad social.

5.3.6 visión de la universidad Santiago de Cali

Ser una institución de excelencia en su vocación formativa, que en el contexto de una administración basada en principios de buen gobierno, educa para una sociedad responsable, desarrollando proyectos relevantes, innovadores y pertinentes articulados a las funciones sustantivas de investigación, extensión y proyección social.

5.3.7 visión del programa de tecnología en mecánica dental

En el 2027 el programa de Tecnología en Mecánica Dental de la Universidad Santiago de Cali será un programa reconocido nacional e internacional por su alta calidad académica y un referente en el suroccidente colombiano, basado

en la innovación, investigación y emprendimiento que genere impacto en la comunidad.

6. METODOLOGIA

6.1 Diseño

Se ha realizado una revisión sistemática de documentos de sociedades científicas que abordan la impresión 3d de metal en la odontología.

6.2 Estrategia de búsqueda

Se llevó a cabo una búsqueda de documentos tanto en español como en inglés con estudios de investigación, tesis de grado y revisiones sistemáticas en las bases de datos electrónicas (Medline, Scopus, Science direct, Pubmed, Google Scholar) utilizando las siguientes ecuaciones de búsqueda: "metal 3d printing in dentistry", "DMLS in dentistry", "EBM dentistry" "SLS dentistry" "additive manufacturing metal in dentistry"

6.3 Criterios de inclusión y exclusión

Para la búsqueda de artículos se incluyeron todo tipo de documentos sobre la impresión 3d de metal en odontología por medio de la sinterización directa por láser, sinterización selectiva por láser y fusión por haz de electrones. Se aplicó como criterio que los estudios incorporaran ventajas sobre otros sistemas, descripción detallada de cada uno de los procesos, casos clínicos resueltos con estas tecnologías, comparaciones de propiedades finales de cada experimento realizado. Los criterios de exclusión fueron aplicados a aquellas literaturas sobre impresión 3d de metal que describieran técnicas distintas a las presentadas en este trabajo. Se encontró un total de 81 artículos relacionados

con la impresión 3d de metal, de los cuales fueron seleccionados 66 artículos para ser empleados en esta revisión de literatura.

7. La impresión 3D de metal en la odontología

Actualmente existen técnicas y métodos con los que se pueden recrear estructuras dentales completamente metálicas sin requerir participación directa de personal experimentado. Entre estas técnicas y métodos se encuentran las impresoras 3d de metal quienes realizan la obtención de la estructura a partir de diferentes procesos, los cuales están especificados para cada tipo de máquina. Los procesos más destacados en impresoras para uso odontológico son: Sinterización directa por láser, sinterización selectiva por láser, fusión por haz de electrones. La introducción del diseño asistido por computadora y fabricación asistida (CAD / CAM) en el campo dental en principios de la década de 1980 ha proporcionado un rápido desarrollo para la fabricación de restauraciones dentales (Bibb et al., 2006).

8. Sinterización directa por laser

La sinterización directa por láser de metales (SDL) es un método rápido de creación de prototipos para fabricar productos metálicos directamente a partir de diseños creados por computadora (CAD). Es un proceso mediante el cual el diseño 3D digital se utiliza para construir un componente en capas depositando material metálico. Un rayo láser fusiona el polvo exactamente en los puntos definidos por los datos generados por computadora, utilizando una óptica de

escaneo láser. Inicialmente se sinteriza las estructuras de apoyo a la placa base y, a continuación, la pieza como tal. Después de construir una capa transversal de polvo, la base de trabajo se desplaza hacia abajo para que se deposite la siguiente capa, se realiza este ciclo capa a capa para finalizar la construcción tridimensional. (19) Por último se realiza la limpieza manual de las piezas para barrer la mayor cantidad de polvo suelto, enseguida la pieza es sometida a un tratamiento térmico con los soportes aun puestos para reducir las posibles tensiones residuales. “Las piezas fabricadas con sinterización directa por láser de metales tienen excelentes propiedades, alta resolución de detalles y una calidad de superficie excepcional”. (Dr. Sunil Dhaded, Dr. Subashani, 2019)

Ilustración 1. 1.- Rayo láser. 2.- Sistema de espejo. 3.- Rayo enfocado y directo. 4.- Cámara de construcción. 5.- Deposito de polvo. 6.- Pieza fabricada. 7.-Paleta recubridora. 8.-Deposito de polvo. 9.- Pistones. 10.- Colector de polvo.

8.1 Máquinas de sinterización directa por laser

Los equipos identificados en este estudio que trabajan por medio del proceso de sinterización directa por láser son:

8.1.1 Phenix Systems tipo PXS & PXM Dental

Este sistema de fabricación rápida de prótesis dentales mediante sinterizado. Este sistema ha sido diseñado para un entorno de fabricación de prototipos funcionales. (22)

El sistema PXM Dental es capaz de producir:

- 200 prótesis fijas: 5.00 (h)
- 100 prótesis fijas, 3 removibles inferiores y 3 removibles superiores: ... 9.00 (h)
- 6 removibles inferiores y 6 removibles superiores:10.00 (h)

PXS Dental es un equipo de alto rendimiento que es ideal para laboratorios dentales con alta productividad. El módulo de producción se gestiona desde una estación de trabajo, como una impresora. (22)

El sistema PXS Dental es capaz de producir:

- 45 prótesis fijas:4.00 (h)
- 90 prótesis fijas:15(h)
- 45 prótesis fijas, 1 removible inferior y 1 removible superior: 9.30 (h)



Ilustración 2. Máquina PXM.



Ilustración 3. Máquina PXS.



Ilustración 5. Producción de cofias y pósticos en la máquina PXS.

Ilustración 4. Producción de estructuras metálicas removibles en la máquina PXM.

8.1.2 Phenix System PM100

Este sistema incluye un láser para funcionamiento continuo, un ordenador personal para controlar el proceso, en el que se utiliza el software pertinente para cortar los modelos del sistema de diseño automático en capas. La sinterización puede realizarse en aire o en nitrógeno o argón a temperaturas ambiente altas o bajas. La configuración de la PM-100 tiene la ventaja de que el polvo puede calentarse a 900°C durante la síntesis capa a capa. El polvo no utilizado "sostiene" la pieza durante su producción, por un lado, y puede volver a utilizarse (es decir, se trata de una tecnología sin desperdicio). Si la potencia del láser es elevada, la sinterización se transforma en fusión. Cuando se sinterizan polvos con diferentes puntos de fusión, se produce una sinterización en fase líquida, en la que la fase fusible rellena los poros de la fase refractaria.

(23)

“El modelado de producción PM 100 puede ayudar a comprender que aumentando la tasa de producción aumenta la eficiencia de la producción”

(SPFaure et al, 2012)

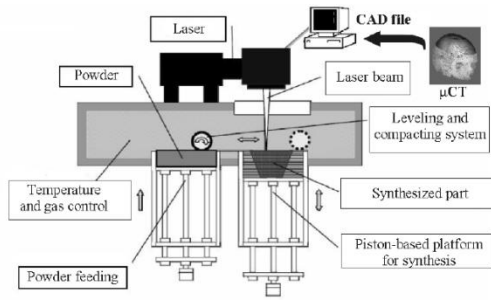


Ilustración 6. Esquema del proceso dentro de una PM100.



Ilustración 7. Máquina PM100.

8.1.3 DMP Dental 100

También se utiliza esta máquina para fundir micro polvos metálicos, capa por capa, en una forma predeterminada basada en datos CAD. Primero, se depositó una capa de polvo sobre la plataforma de construcción, que actuó como base para la deposición selectiva de capas de polvo. Cada sección transversal del modelo fue escaneada por el láser, que luego depositó y fundió selectivamente el polvo en consecuencia. Este proceso continuó hasta que se fabricó todo el implante. La construcción del dispositivo se llevó a cabo en una atmósfera estrictamente controlada para evitar la contaminación del material, especialmente por los escombros expulsados, y evitar la exposición al nitrógeno y el oxígeno (26). Puede producir aproximadamente 90 coronas en 4 horas y el alivio de tensión realizarlo en 25 minutos. (68)



Ilustración 9. Producción de estructuras metálicas removibles en la máquina DMP100

Ilustración 8. Producción de estructuras metálicas removibles en la máquina DMP100.

Ilustración 10. Máquina DMP dental 100.

8.1.4 ProX DMP 200 Dental

Esta impresora 3d de metal de alto rendimiento está indicada para prótesis dentales pequeñas, densas y complejas. El sistema odontológico ProX DMP 200 utiliza la impresión directa en metal (DMP) para producir prótesis dentales metálicas de gran calidad y a alta velocidad. Es una maquina ideal para los laboratorios dentales ya que optimizan notablemente el costo de producción de una prótesis parcial por cada unidad. Gracias a la plataforma de impresión de 140 x 140 x 115 mm (5,51 x 5,51 x 4,53 in), LaserForm® Co-Cr (C) y la carga manual de materiales este sistema es una de las mejores opciones. Este sistema permite reducir la porosidad que es ori de la fundición utilizando partículas más pequeñas que ayudan a reproducir mayor cantidad de detalles. Puede producir 200 unidades en 9 horas. (68)



Ilustración 12. Producción de estructura metálica removible de la máquina ProX DMP200 dental.

Ilustración 11. Producción de cofias y pñnticos de la máquina ProX DMP200 dental.

Ilustración 13. Máquina ProX DMP100 dental.

8.1.5 ProX DMP 320 Dental

Encontramos esta impresora con tecnología sinterización directa de metal de la casa fabricante 3D systems, siendo una de las maquinas más eficientes de la línea dental de esta marca, puede mantener una productividad inigualable.



Entre los materiales admitidos para trabajar en esta máquina están el titanio CP1- grado 1, titanio Ti6Al4V – grado 5 y grado 23, comprendiendo aplicaciones dentales tales como implantes dentales y supra estructuras. (69)

Ilustración 14. Máquina ProX DMP 320. (70)

A continuación, se consignó una tabla de referencia incluyendo las especificaciones de cada equipo de acuerdo con la información recolectada en la revisión de los documentos científicos:

Tabla 1 Especificaciones de las máquinas de sinterización selectiva por láser

Equipo (CAM)	Software (CAD)	Formato de diseño (CAD)	Materiales metálicos	Aplicaciones restaurativas
Phenix System PXM	Phenix Dental V4	STL, IGES, STEP	Co-Cr	Puentes, cofias, coronas, prótesis removible.
Phenix System PXS	Phenix Dental V4	STL, IGES, STEP	Co-Cr	Prótesis removible, coronas, cofias,

				puentes,
Phenix System PM100	Phenix Systems	STL	Co-Cr (ST2724G)	Prótesis removible, coronas, cofias, puentes,
DMP100 dental	3d system	STL	Co-Cr sin níquel, sin berilio	Prótesis removible, coronas, cofias, puentes,
ProX DMP200 dental	3d system	STL	Co-Cr sin níquel, sin berilio	Prótesis removible, coronas, cofias, puentes
ProX DMP 300	3d system	STL	Ti –Grado 1 Ti6Al4V - Grado 5 Ti –Grado 23	Implantes dentales, barras sobre implantes, supra estructuras

9. Sinterización selectiva por laser

La sinterización selectiva por láser es una técnica de prototipo rápido y de fabricación aditiva que fue desarrollada y patentada por el Dr. Carl Deckard y el Dr. Joseph Beaman en la Universidad de Texas en Austin a mediados de 1980, puede brindar una fusión total o parcial de las partículas de polvo metálico (36). El proceso requiere un láser de alta potencia que funciona de forma selectiva fusionando el polvo de metal mediante el barrido de capas finas, donde previamente el equipo ha precalentado el material por debajo de su temperatura de fusión para así facilitar su fusión. La plataforma con el polvo desciende y una nueva capa de material se posiciona en la superficie para

repetir el proceso tantas capas sean necesarias para constituir la pieza tridimensional. “En SSL la temperatura de construcción se mantiene a 90°, que es comparativamente más baja que la técnica FHE”(34, p.2).

“Un prototipo de guía protésica de SLS transfiere la información de la posición Pilar, implante y angulación y el registro oclusal para la fabricación de una prótesis, pero no de la mucosa alveolar, está tiene que ser producida por el técnico dental” (5).

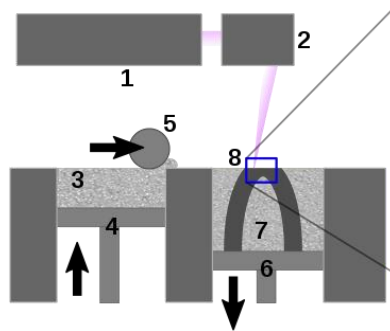


Ilustración 15. 1.-Láser. 2.- Sistema de escaneo. 3.-Sistema de dispensación de polvo. 4.- Pistón de dispensación de polvo. 5.- Rodillo. 6.- Pistón de fabricación. 7.- Plataforma para polvo para construcción. 8.- Pieza en fabricación.

Las máquinas identificadas que funcionan por medio del proceso de sinterización selectiva por láser son:

“Era imposible lograr imágenes tridimensionales (3D) exactas hasta el desarrollo de nuevos sistemas de creación rápida de prototipos, como la sinterización selectiva por láser y la estereolitografía” (13).

9.1 EOSINT M270 y M100

Estas máquinas construyen piezas metálicas a partir del cromo cobalto. La tecnología presente fusiona polvo metálico en una pieza sólida fundiéndolo localmente mediante un rayo láser enfocado. Las piezas se construyen capa a capa de forma aditiva. Incluso las geometrías muy complejas se crean directamente a partir de CAD, de forma totalmente automática, en pocas horas y sin necesidad de herramientas. Se trata de un proceso de forma de red, que produce piezas con una precisión de +/- 20 micrómetros. El modelo de impresora M270 es capaz de producir 450 unidades por día, mientras que el modelo M100 que es una perfecta alternativa para piezas metálicas delicadas, es capaz de producir hasta 75 unidades por día, lo que significa una gran ventaja de ambos sistemas sobre la técnica convencional considerando una capacidad aproximada de 20 unidades por día. Este equipo permite utilizar un sistema de diseño abierto con archivos STL. El tamaño mínimo del polvo metálico en el mercado para la FA es de 20mm (EOS GmbH Alemania) pero estas máquinas son capaces de mantener la distancia en un rango de 5 mm (posicionando el eje Z entre cada capa). (61) (70)

“Las principales limitaciones son la fragilidad de la prótesis, que podría resolverse con la inclusión de una estructura metálica, y el tiempo operatorio” (5).



Ilustración 17. Máquina EOS M270.



Ilustración 16. Máquina EOS M100



Ilustración 19. Producción de cofias y pónticos de la máquina EOS M100.

Ilustración 18. Producción de cofias y pónticos de la máquina EOSM270.

Tabla 2 Especificaciones de las máquinas de sinterización selectiva por láser

Equipo (CAM)	Software (CAD)	Formato de diseño (CAD)	Materiales metálicos	Aplicaciones restaurativas
EOS M270	EOS RP tools, Cambridge	STL	Co-Cr RPD Co-Cr SP2	Coronas, puentes, cofias
EOS M100	EOSPRINT, EOS RP tools, cambridge	STL	Co-Cr Ti64 Acero inoxidable	Coronas, puentes, cofias, prótesis removible,

				implantes
--	--	--	--	-----------

“La sinterización láser parece tener más éxito que los métodos de fundición tradicionales” (10).

10. Fusión por haz de electrones

La técnica en cuestión fue desarrollada por la empresa sueca ARCAM. En este proceso en vez de usar un láser para realizar la sinterización de los polvos de metal (con tamaño de partícula entre 45 y 100 micras) se utiliza un haz de electrones o rayo de electrones de alta potencia (conocidos como rayos catódicos) para fundir de forma selectiva las capas de polvo y se inyecta una presión parcial de helio mientras que en las otras tecnologías cuya base es un láser, utilizan una atmosfera protectora de nitrógeno o argón. Esta técnica permite producir objetos en un ambiente limpio. “Una de las principales ventajas de FHE sobre SSL es la cámara de construcción que está encerrada en altos niveles de vacío. El vacío protege materiales altamente oxidantes como Ti-6Al-4V” (34). En cada capa del proceso, se precalienta el área de trabajo de forma específica para cada aleación para elevar la temperatura antes de fundir el polvo y así evitar que las piezas resultantes tengan tensiones residuales o sufran distorsiones al enfriarse; Estos pueden generarse por las notables diferencias de temperatura entre la parte superior de las capas fundidas y el fondo frío, esto es posible reducirlo gracias al proceso de cama caliente (34), a esto se le suma el ambiente de helio cumple un papel importante al estabilizar el haz de electrones y evitar el fenómeno de humo que

resulta del exceso y acumulación de electrones en la capa superficial del polvo.

(34)

El proceso de fusión por haz de electrones consta de tres fases, que se describen cada una de la siguiente forma:

Fase 1: *El polvo de titanio se precalienta al 80% (730°C) con una corriente de haz de baja y alta velocidad de escaneo que permite mantener una temperatura alta en todo el proceso de fabricación y reduce las tensiones residuales.*

Fase 2: *Esta es denominada la etapa de escaneo y fusión, la alta velocidad del haz de electrones escanea el polvo línea por línea por medio de un lente magnético de acuerdo al corte 2D del diseño. Primero se funden los contornos y luego el haz y la velocidad de exploración aumenta para fundir las áreas entre los contornos.*

Fase 3: *Finalizando la fusión de cada capa de polvo, la plataforma de trabajo se rebaja en una capa de espesor de 50 micras y una nueva capa de polvo se rastrilla homogéneamente sobre la capa que ya está sólida. Estas fases se repiten en un ciclo hasta que se construyen las piezas tridimensionales.*

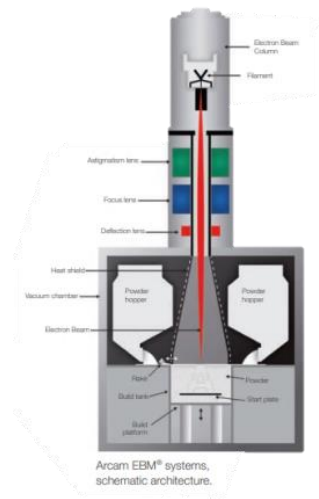


Ilustración 20. Arquitectura sistemática de una máquina de fusión por haz de electrones.

Las maquinas recopiladas que emplean esta tecnología en el sector odontológico son:

10.1 Arcam EBM Spectra L

La marca Arcam actualmente es la única que utiliza el sistema de fusión por haz de electrones para sinterizar metal. Este equipo permite producir piezas en cantidad en un polvo de metal sinterizado. Pese a su buena productividad y su velocidad de fabricación, este sistema solo cuenta con una cantidad limitada de materiales los cuales son Ti6Al4V grado 5, Ti6Al4V grado 23, que son materiales que pueden ser utilizados en diferentes tipos de implantes para el sector odontológico, un ejemplo de ello son los implantes mandibulares. (61)

(71)



11.LAS RESTAURACIONES DENTALES POR MEDIO DE LAS TECNICAS DE SINTERIZACION POR LASER Y FUSION POR HAZ DE ELECTRONES.

Refiriéndose en este espacio específicamente a todas las estructuras que se pueden realizar mediante estos procesos que se clasificaran en dos grupos, respecto a la forma en la que compacta y obtiene cada una de las piezas. Se dividirán para su desarrollo de la siguiente forma:

- Sinterización por láser (SDL, SSL)
- Fusión por haz de electrones

De esta manera se aclara la categorización de estos procesos por el elemento que funde el material metálico, siendo la sinterización permitida por un rayo láser y por otro lado la fusión del metal por un haz de electrones. Ambas técnicas de fabricación aditiva (FA) son capaces de producir restauraciones completas y complejas como cofias, prótesis parciales, prótesis maxilofaciales y ortopédicas e implantes dentales en aleaciones de cobalto cromo y titanio.

11.1 IMPLANTES POR SDL

Dicho proceso es capaz de producir estructuras densas con un porcentaje del 99%, además investigadores han demostrado similitudes en las propiedades mecánicas entre esta técnica y la convencional. (38). Autores como Sazza d. Hossain Ahmed y col. Han encontrado que parámetros de construcción de este método tales como la velocidad de escaneo del láser y la potencia de este fueron significativos para la microestructura y las propiedades mecánicas de la pieza. “La fabricación aditiva permite la producción de implantes protésicos personalizados, ajustándolos directamente a las necesidades del paciente. Se puede utilizar en muchas especialidades médicas, como neurocirugía, cirugía maxilofacial, cirugía craneofacial y plástica, oncología, odontología y ortopedia” (Guilherme Arthur Longhitano et al, 2015).

En contraste con lo anterior, existen limitantes en este procesamiento laser: la porosidad de forma alargada y esférica que es debida a la sinterización parcial y a los gases atrapados. Estudios demuestran que un tratamiento post-sinterizado podría reducir la porosidad (38).

11.2 IMPLANTES POR SSL

Esta técnica ha sido estudiada en cuanto a sus propiedades y microestructura, de esta última se ha demostrado que se genera la adhesión a la superficie de polvos moderadamente fundidos, lo que permite la porosidad de la estructura y fomenta la osteointegración. (38). “Las superficies muestran una macro

rugosidad exclusiva del proceso SSL, no tenía distorsiones, poros ni grietas. (66).

La SSL fue eficiente a la hora de imprimir los implantes dentales personalizados, de forma que fueran densos, resistentes y precisos. En adición a esto el método demostró una mejor distribución de tensión que un implante análogo. (66). Sin embargo, las diferencias de temperatura entre el polvo suelto y polvo sinterizado crean envejecimiento y un incidente de difusión térmica (38)

11.3 IMPLANTES POR FHE

El material idóneo para los implantes dentales es el Titanio en su aleación (Ti-6Al-4V) ya que posee propiedades como la dureza, resistencia a la corrosión, poca conductividad térmica, bajo módulo de elasticidad y una alta compatibilidad con el tejido óseo. En esta técnica de fusión esta aleación se evitan reacciones como la contaminación con la atmosfera, la oxidación y las tensiones residuales. Al realizar implantes personalizados con esta tecnología es de resaltar que en su mayoría cumple con las características que debe de tener este dispositivo biomédico, que son uniformidad y rugosidad o superficies parcialmente fundidas, estas últimas crean una ideal porosidad en la superficie del implante que proporciona excelentes condiciones para la osteointegración. “ También se ha informado que la biocompatibilidad y la respuesta biológica de las estructuras fabricadas con EBM son relativamente altos en comparación con los implantes producidos por otras técnicas” (Murr et al., 2010. c.p. Ramakrishnaiah 2016)

Por otro lado, autores han investigado que debido a la presencia de rugosidades y huecos entre las capas por el polvo fundido parcialmente pueden contribuir a la concentración de tensión y por ende al comienzo de grietas por fatiga (56)

12.RESULTADOS

Mediante la metodología empleada de revisión de documentos se evidenciaron las ventajas y desventajas que proporciona cada una de las técnicas y equipos descritos en este estudio.

Inicialmente las técnicas de SDL y SSL tienden a ser parecidas, pero comprenden diferencias importantes en su estructura de funcionamiento, una de ellas es que la técnica de SDL necesita estructuras adicionales que soporten la estructura mientras se está imprimiendo para evitar que se produzca cualquier distorsión y la SSL no las requiere. En comparación con estas dos tecnologías 3D, la fusión por haz de electrones (FHE) ofrece una rapidez mayor al momento de construir un objeto debido a su mayor densidad de energía, no obstante, puntos como el tamaño de los detalles y partículas suelen diferir con las dos anteriores técnicas.

Abordando principalmente el tema de la velocidad de producción y efectividad. Se hallaron comparaciones en el tiempo y cantidad de maquinado de unidades protésicas fijas entre los sistemas de (SDL) y (SSL), que dieron como resultado una notoria eficacia en la fabricación de piezas por parte de los equipos Pxm y DMP 200 del sistema de (SDL) y EOS M270 del sistema de (SSL) en relación a la ideal rapidez con la que un laboratorio dental podría producir restauraciones protésicas a diario.

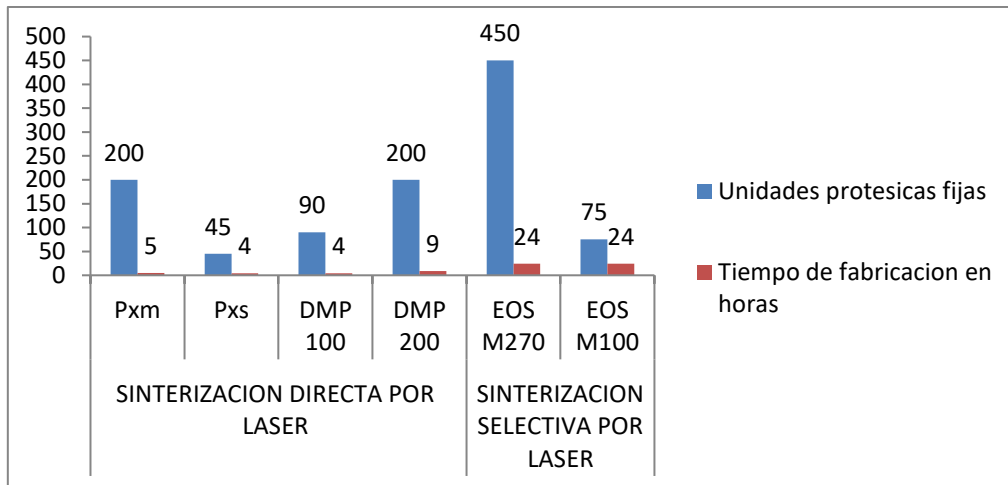


Gráfico 1. Comparación del tiempo y cantidad de producción entre los sistemas SDL y SSL.

Por otro lado, se encuentran los equipos que emplean titanio como material de fabricación en los cuales se evidencio la literatura y estudios previos que la (FHD) utilizada en implantes dentales puede referir múltiples beneficios a nivel de propiedades mecánicas como límite elástico, resistencia a la tracción y ductilidades, a pesar de ello, pueden presentar mínimos fracasos como porosidades, zonas sin fundir o sin sinterizar. La técnica de (FHD) se encontró mejor referenciada hacia los implantes de mandíbula ya que registro resultados convenientes de una porosidad compatible y similar al hueso.

13. DISCUSIÓN

De los estudios y documentos utilizados en esta revisión, se ha profundizado y explicado las diferentes técnicas de impresión 3d de metal junto con sus materiales y aplicaciones, sus beneficios y desventajas, se aclara que esta

tecnología es importante para el desarrollo, en sentido edificable y rentable para la industria odontológica.

Así mismo, la ciencia de la impresión 3d se ha involucrado de forma versátil permitiendo solucionar diversos tipos de estructuras que suplan las necesidades de cada paciente. En relación con los procesos convencionales estos sistemas tienen menos margen de error, es decir, aportan una gran precisión y calidad en los trabajos.

Sin embargo, existen limitantes y falencias en los equipos observados y recopilados de los diferentes estudios, se toman ejemplos tales como problemas en las deposiciones de polvo en la fabricación, consumo excesivo de energía, también en el ámbito estructural se reportaron investigaciones con acabados superficiales deficientes, procesos que vuelven los objetos propensos a deformación debido a tensiones residuales.

14. CONCLUSIÓN

Se tienen en cuenta los procesos de impresión 3d de metal como el nuevo futuro de los laboratorios dentales y su camino hacia la industrialización debido a su fluidez de producción y en la agilidad de diseño de cualquier objeto o aparato requerido en la rehabilitación estomatognática. De esta manera las tecnologías de fabricación aditiva para materiales metálicos brindan innumerables beneficios, como la disminución de riesgos laborales, errores en el resultado de cada trabajo, disminuye el tiempo de trabajo y los costos de

producción en relación con la calidad precisada. En el análisis llevado a cabo se ha intentado englobar los conceptos que abordan cada técnica, además de ubicar los equipos actualmente más utilizados en el área de la impresión 3d de materiales metálicos y brindar una información detallada de esta ciencia, donde se confirma que cada sistema presenta cualidades propias para la aplicación y desarrollo satisfactorio de cada caso a rehabilitar.

15.REFERENCIAS

1. Wang, H. and Lim, J., 2019. Metal-ceramic bond strength of a cobalt chromium alloy for dental prosthetic restorations with a porous structure

- using metal 3D printing. *Computers in Biology and Medicine*, 112, p.103364.
2. Yan, X., Lin, H., Wu, Y. and Bai, W., 2018. *Effect of two heat treatments on mechanical properties of selective-laser-melted Co-Cr metal-ceramic alloys for application in thin removable partial dentures. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), pp.1028.e1-1028.e6.
 3. Wang, H. and Lim, J., 2019. *Metal-ceramic bond strength of a cobalt chromium alloy for dental prosthetic restorations with a porous structure using metal 3D printing. Computers in Biology and Medicine*, 112, p.103364.
 4. Kanazawa, M., Iwaki, M., Minakuchi, S. and Nomura, N., 2014. *Fabrication of titanium alloy frameworks for complete dentures by selective laser melting. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), pp.1441-1447.
 5. Di Giacomo, G., Cury, P., da Silva, A., da Silva, J. and Ajzen, S., 2016. *A selective laser sintering prototype guide used to fabricate immediate interim fixed complete arch prostheses in flapless dental implant surgery: Technique description and clinical results. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(6), pp.874-879.
 6. Almuefleh, B., Emami, E., Alageel, O., de Melo, F., Seng, F., Caron, E., Nader, S., Al-Hashedi, A., Albuquerque, R., Feine, J. and Tamimi, F.,

2018. *Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures: A crossover pilot clinical trial. The Journal of Prosthetic Dentistry, 119(4), pp.560-567.e1.*
7. *Almufleh, B., Emami, E., Alageel, O., de Melo, F., Seng, F., Caron, E., Nader, S., Al-Hashedi, A., Albuquerque, R., Feine, J. and Tamimi, F., 2018. Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures: A crossover pilot clinical trial. The Journal of Prosthetic Dentistry, 119(4), pp.560-567.e1.*
8. *Al Maaz, A., Thompson, G., Drago, C., An, H. and Berzins, D., 2019. Effect of finish line design and metal alloy on the marginal and internal gaps of selective laser melting printed copings. The Journal of Prosthetic Dentistry, 122(2), pp.143-151.*
9. *Aarts, J., Choi, J., Metcalfe, S. and Bennani, V., 2020. Influence of build angulation on the mechanical properties of a direct-metal laser-sintered cobalt-chromium used for removable partial denture frameworks. The Journal of Prosthetic Dentistry,*
10. *Simoneti, D., Pereira-Cenci, T. and dos Santos, M., 2020. Comparison of material properties and biofilm formation in interim single crowns obtained by 3D printing and conventional methods. The Journal of Prosthetic Dentistry,*

11. Al Jabbari, Y., Koutsoukis, T., Barmpagadaki, X. and Zinelis, S., 2014. *Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co–Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. Dental Materials, 30(4), pp.e79-e88.*
12. Lu, Y., Ren, L., Xu, X., Yang, Y., Wu, S., Luo, J., Yang, M., Liu, L., Zhuang, D., Yang, K. and Lin, J., 2018. *Effect of Cu on microstructure, mechanical properties, corrosion resistance and cytotoxicity of CoCrW alloy fabricated by selective laser melting. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 81, pp.130-141.*
13. Sannomiya, E., Silva, J., Brito, A., Saez, D., Angelieri, F. and da Silva Dalben, G., 2008. *Surgical planning for resection of an ameloblastoma and reconstruction of the mandible using a selective laser sintering 3D biomodel. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 106(1), pp.e36-e40.*
14. Wally, Z., Haque, A., Feteira, A., Claeysens, F., Goodall, R. and Reilly, G., 2019. *Selective laser melting processed Ti6Al4V lattices with graded porosities for dental applications. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 90, pp.20-29.*
15. Kittikundecha N, Kajima Y, Takaichi A, Wai Cho HH, Htat HL, Doi H, et al. *Fatigue properties of removable partial denture clasps fabricated by selective laser melting followed by heat treatment. J Mech Behav Biomed*

Mater. 2019;98:79–89.

16. Yager S, Ma J, Ozcan H, Kilinc HI, Elwany AH, Karaman I. *Mechanical properties and microstructure of removable partial denture clasps manufactured using selective laser melting.* *Addit Manuf.* 2015;8:117–23.
17. Hui D, Goodridge RD, Scotchford CA, Grant DM. *Laser sintering of nano-hydroxyapatite coated polyamide 12 powders.* *Addit Manuf.* 2018;22:560–70.
18. Reclaru L, Ardelean LC. *Alternative processing techniques for CoCr dental alloys.* En: *Encyclopedia of Biomedical Engineering.* Elsevier; 2019. p. 1–15
19. Thomas Grünberger and Robert Domröse. *Direct Metal Laser Sintering Identification of process phenomena by optical in-process monitoring.* *Laserjournal [internet].* 2015 [consultado 10 abr 2021]; 45-48. Disponible en: www.laser-journal.de
20. Monica Sharma, Ajay Bansal, Sunny Panthi, Shefali S Malik, Atulya Sharma. *TO EVALUATE THE MARGINAL FIT OF METAL COPINGS FABRICATED BY CONVENTIONAL CASTING PROCEDURE AND DIRECT METAL LASER SINTERING TECHNOLOGY – AN IN VITRO STUDY.* *Djas [internet].* 2017 [consultado 10 abr 2021]; Vol. 5. 39-46. Disponible en: www.djas.co.in
21. Y. Ning , J. Y. H. Fuh , Y. S. Wong & H. T. Loh (2004) *An intelligent*

- parameter selection system for the direct metal laser sintering process, *International Journal of Production Research*[internet], 2004 [consultado 10 abr 2021] Vol. 42:1, 183-199. Disponible en: <https://doi.org/10.1080/00207540310001595873>
- 22.D. I. BĂILĂ, C. V. DOICIN, C. M. COTRUȚ, M. E. ULMEANU, I. G. GHIONEA, C. I. TARBĂ. SINTERING THE BEAKS OF THE ELEVATOR MANUFACTURED BY DIRECT METAL LASER SINTERING (DMLS) PROCESS FROM Co - Cr ALLOY. *MET* [internet]. 2016 [consultado 10 abr 2021]; Vol. 55(4). 663-666. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/303118041_Sintering_the_beaks_of_the_elevator_manufactured_by_direct_metal_laser_sintering_DM_LS_process_from_Co_-_Cr_alloy
23. faure sp, mercier L, didier p, Roux R, Coulon J. LASER SINTERING PROCESS ANALYSIS: APPLICATION TO CHROMIUM-COBALT ALLOYS FOR DENTAL PROSTHESIS PRODUCTION . En: *Proceedings of the ASME 2012 11th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis* [Internet]. nantes, francia: ASME; 2012 [consultado 10 abr 2021]. pp. 1–7. Disponible en: <http://proceedings.asmedigitalcollection.asme.org/pdfaccess.ashx?url=/data/conferences/asmep/75808/> on 02/09/2017
24. BĂILĂ Diana-Irinel. *Experimental Researches of Co-Cr Alloys Powders Manufactured by Sintering Process DMLS and Ni-Cr Alloys used in Dentistry*. *AMR* [internet]. 2015[consultado 10 abr 2021]; Vol. 1119. 433-437. Disponible en:

<https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amr.1119.433>.

25. Diana-Irinel Băilă. *Dental Restorations of Co-Cr Using Direct Metal Laser Sintering Process*. IJMMM[*internet*]. 2018 [consultado 10 abr 2021]; Vol. 6, No. 2. 94-98. Disponible en: <http://www.ijmmm.org/vol6/354-MM0005.pdf>
26. Francesco Grecchi, Piero Antonio Zecca, Aldo Macchi, Alessandro Mangano, Federica Riva, Emma Grecchi and Carlo Mangano. *Full-Digital Workflow for Fabricating a Custom-Made Direct Metal Laser Sintering (DMLS) Mandibular Implant: A Case Report*. *Int. J. Environ. Res. Public Health* [*internet*]. 2020 [consultado 10 abr 2021] Vol. 17. 1-13. Disponible en: <https://www.mdpi.com/journal/ijerph>
27. Anna M. RYNIIEWICZ, Łukasz BOJKO, Wojciech RYNIIEWICZ, Paweł PALKA. *INVESTIGACIÓN EN BIOMATERIALES METÁLICOS PARA SOPORTE DE DISEÑO DE COMPUTADORAS Y FABRICACIÓN DE CONSTRUCCIONES PROTÉSICAS SÓLIDAS*. TCUTS[*internet*]. 2014 [consultado 10 abr 2021]; Vol. 82.225-234. Disponible en: <http://yadda.icm.edu.pl/baztech/element/bwmeta1.element/baztech-e333b526-e996-499d-b4a2-31c60be905be/c/Ryniewicz.pdf>
28. Gürel Pekkan, Eda Taşçı, Keriman Pekkan, Murat Ispalarlı. *Characterization of Co-Cr Laser Metal Powder After Sintering with Different Methods*. TMMOB Metalurji [*internet*]. 2018 [consultado 10 abr

- 2021]; Vol.19.745-748. Disponible en:
http://www1.metalurji.org.tr/immc2018/06_BMS/164.pdf
29. Maria Latikka, Juha Kotila, Tatu Syvänen, Olli Nyrhilä and Jouni Hänninen. *Direct Metal Laser Sintering – New Possibilities in Part Manufacturing*. MSF [internet]. 2007 [consultado 10 abr 2021]; Vols.534-536.81-86. Disponible en:
<http://dx.doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.534-536.461>
30. Dr. Subashani, Dr. Sunil Dhaded. *DIRECT METAL LASER SINTERING. GUIDENT* [internet]. 2019 [consultado 10 abr 2021]; pp 20-22. Disponible en: <http://www.guident.net/articles/prosthodontics/DIRECT-METAL-LASER-SINTERING.html>
31. Olli Nyrhilä, Juha Kotila, Maria Latikka, Jouni Hänninen, Tatu Syvänen. *DMLS and Manufacturing*. CPJ [internet]. 2007 [consultado 10 abr 2021]; pp 292-298. Diponible en:
<https://repositories.lib.utexas.edu/bitstream/handle/2152/80195/2007-25-Nyrhila.pdf?sequence=2&isAllowed=y>
32. Guilherme Arthur Longhitanoa, Maria Aparecida Larosaa, André Luiz Jardini Munhoza, Cecília Amélia de Carvalho Zavagliaa, Maria Clara Filippini Ierard. *Surface Finishes for Ti-6Al-4V Alloy Produced by Direct Metal Laser Sintering*. MR [internet]. 2015 [consultado 10 abr 2021]; Vol.18. 838-842. Disponible en: [42](https://doi.org/10.1590/1516-</p></div><div data-bbox=)

33. Gong X, Li Y, Nie Y, Huang Z, Liu F, Huang L, et al. Corrosion behaviour of CoCrMo alloy fabricated by electron beam melting. *Corros Sci.* 2018;139:68–75.
34. Ramakrishnaiah R, Al Kheraif AA, Mohammad A, Divakar DD, Kotha SB, Celur SL, et al. Preliminary fabrication and characterization of electron beam melted Ti-6Al-4V customized dental implant. *Saudi J Biol Sci.* 2017;24(4):787–96.
35. Revilla-León M, Ceballos L, Martínez-Klemm I, Özcan M. Discrepancy of complete-arch titanium frameworks manufactured using selective laser melting and electron beam melting additive manufacturing technologies. *J Prosthet Dent.* 2018;120(6):942–7.
36. Oliveira TT, Reis AC. Fabrication of dental implants by the additive manufacturing method: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2019;122(3):270–4.
37. Lin W-S, Yang C-C, Polido WD, Morton D. CAD-CAM cobalt-chromium surgical template for static computer-aided implant surgery: A dental technique. *J Prosthet Dent.* 2020;123(1):42–4.

38. Harun WSW, Manam NS, Kamariah MSIN, Sharif S, Zulkifly AH, Ahmad I, et al. A review of powdered additive manufacturing techniques for Ti-6Al-4V biomedical applications. *Powder Technol.* 2018;331:74–97.
39. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28(1):3–12.
40. Khosravani MR, Berto F, Ayatollahi MR, Reinicke T. Fracture behavior of additively manufactured components: A review. *Theor Appl Fract Mech.* 2020;109(102763):102763.
41. Moiduddin K, Al-Ahmari A, Kindi MA, Nasr ESA, Mohammad A, Ramalingam S. Customized porous implants by additive manufacturing for zygomatic reconstruction. *Biocybern Biomed Eng.* 2016;36(4):719–30.
42. Wu YC, Kuo CN, Shie MY, Su YL, Wei LJ, Chen SY, et al. Structural design and mechanical response of gradient porous Ti-6Al-4V fabricated by electron beam additive manufacturing. *Mater Des.* 2018;158:256–65.
43. Koike M, Martinez K, Guo L, Chahine G, Kovacevic R, Okabe T. Evaluation of titanium alloy fabricated using electron beam melting system for dental applications. *J Mater Process Technol.* 2011;211(8):1400–8.

44. Jamshidinia M, Wang L, Tong W, Ajlouni R, Kovacevic R. *Fatigue properties of a dental implant produced by electron beam melting (EBM)*. *J Mater Process Technol.* 2015;226:255–63.

45. Khorsandi D, Fahimipour A, Abasian P, Saber SS, Seyedi M, Ghanavati S, et al. *3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications*. *Acta Biomater.* 2021;122:26–49.

46. Barbin T, Velôso DV, Del Rio Silva L, Borges GA, Presotto AGC, Barão VAR, et al. *3D metal printing in dentistry: An in vitro biomechanical comparative study of two additive manufacturing technologies for full-arch implant-supported prostheses*. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;108(103821):103821.

47. Liu G, He Y, Liu P, Chen Z, Chen X, Wan L, et al. *Development of bioimplants with 2D, 3D, and 4D additive manufacturing materials*. *Engineering (Beijing)*. 2020;6(11):1232–43.

48. Javaid M, Haleem A. *Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review*. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2019;9(3):179–85.

49. Mehrotra D, Kumar S, Mehrotra P, Khanna R, Khanna V, Eggbeer D, et al. *Patient specific total temporomandibular joint reconstruction: A review*

- of biomaterial, designs, fabrication and outcomes. J Oral Biol Craniofac Res. 2021;11(2):334–43.*
50. Rajaguru K, Karthikeyan T, Vijayan V. Additive manufacturing – State of art. *Mater Today. 2020;21:628–33*
51. Grover T, Pandey A, Kumari ST, Awasthi A, Singh B, Dixit P, et al. Role of titanium in bio implants and additive manufacturing: An overview. *Mater Today. 2020;26:3071–80.*
52. Revilla León M, Klemm IM, García-Arranz J, Özcan M. 3D metal printing - additive manufacturing technologies for frameworks of implant-borne fixed dental prosthesis. *Eur J Prosthodont Restor Dent. 2017;25(3):143–7.*
53. Barbosa Alencar PN, Roque-Torres GD, Meneses-López A, Frab Norberto Bóscolo FNB, De Almeida SM, Groppo FC. Utilización del prototipado rápido en la odontología. *Rev estomatol hered. 2015;25(2):167.*
54. Arribas CT. Evaluacion in vitro del sellado marginal y resistencia a la fractura de estructuras proteticas fabricadas con nuevas tecnologias. [Facultad de odontologia]: Universidad Complutense de Madrid; 2018
55. Bhushan J, Grover V. Additive manufacturing: Current concepts, methods, and applications in oral health care. In: *Biomanufacturing. Cham: Springer International Publishing; 2019. p. 103–22.*
56. Chan KS, Koike M, Mason RL, Okabe T. Fatigue life of titanium alloys

- fabricated by additive layer manufacturing techniques for dental implants. Metall Mater Trans A. 2013;44(2):1010–22.*
57. Pérez MAZ. *Comparación de estructuras mecanizadas y sinterizadas en prótesis sobre implantes. [Facultad de odontología]: Universidad de Sevilla; 2019.*
58. Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, Farooq I, Sabri H, Tarar M, et al. *Dental 3D-printing: Transferring art from the laboratories to the clinics. Polymers (Basel). 2021;13(1):157.*
59. Kunrath MF. *Customized dental implants: Manufacturing processes, topography, osseointegration and future perspectives of 3D fabricated implants. Bioprinting. 2020;20(e00107):e00107.*
60. Alageel O, Wazirian B, Almufleh B, Tamimi F. *Fabrication of dental restorations using digital technologies: Techniques and materials. In: Digital Restorative Dentistry. Cham: Springer International Publishing; 2019. p. 55–91.*
61. Syam WP, Mannan MA, Al-Ahmari AM. *Rapid prototyping and rapid manufacturing in medicine and dentistry: This paper presents an overview of recent developments in the field of rapid prototyping and rapid manufacturing with special emphasis in medicine and dentistry. Virtual Phys Prototyp. 2011;6(2):79–109.*
62. Revilla-León M, Özcan M. *Additive manufacturing technologies used for 3D metal printing in dentistry. Curr Oral Health Rep. 2017;4(3):201–8.*
63. Riquier R. *Comparación de la técnica de fresado y la sinterización por láser. Quintessence técnica. 2007;18:66–78.*
64. Zhang B, Huang Q, Gao Y, Luo P, Zhao C. *Preliminary study on some*

- properties of Co-Cr dental alloy formed by selective laser melting technique. J Wuhan Univ Technol (Mater Sci Ed). 2012;27(4):665–8.*
65. Bucco M. *La impresión 3D y su aplicación en los servicios médicos (prótesis, fármacos, órganos). [Ciudad autónoma de Buenos Aires]: Universidad de San Andrés; 2016.*
66. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Z. *Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. J Prosthet Dent. 2014;112(5):1088-95.e1.*
67. http://brochure.copiercatalog.com/3d-systems/brochure_phenix_systems_gb_2012.pdf Phenix Systems catalogue PXM, PXS.
68. <https://es.3dsystems.com/3d-printers/dmp-dental-100>. DMP 100, DMP 200
69. <https://www.3dnatives.com/es/3D-compare/imprimante/prox-dmp-320>
[DMP 320](#)
70. https://www.eos.info/01_parts-and-applications/industry_different_parts_applications/metal_parts_applications/parts_metal_medical/dental/eos_m-270_dental_2017_en_web.pdf. EOSM270.
71. <https://www.ge.com/additive/additive-manufacturing/machines/arcam-ebm-spectra-l>. Arcam spectra L.

