

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

COLEGIO DE POSTGRADOS

**ESTUDIO TRIDIMENSIONAL COMPARATIVO DE LA PRECISIÓN DE MODELOS DENTALES
ELABORADOS CON DOS IMPRESORAS 3D.**

Proyecto de Investigación y Desarrollo.

Bryan Santiago Olivo Aguilar

Cristian Abad, Dr,

Director del Trabajo de Titulación.

Trabajo de titulación de posgrado presentado como requisito para la obtención del
título de Especialista en Rehabilitación Oral.

Quito, Diciembre 2021.

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

COLEGIO DE POSTGRADOS.

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

**“ESTUDIO TRIDIMENSIONAL COMPARATIVO DE LA PRECISIÓN DE MODELOS
DENTALES ELABORADOS CON DOS IMPRESORAS 3D”**

Bryan Santiago Olivo Aguilar.

Cristian Abad, Dr.

Director del Trabajo de Titulación

Nancy Mena, Dra.

**Directora del Programa de
Especialización en Rehabilitación Oral**

Paulina Aliaga, Dra.

Decana de la Escuela de Odontología

Hugo Burgos PhD

Decano del Colegio de Postgrados.

Quito, Diciembre 2021.

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo de investigación en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma del estudiante:

OLIVO AGUILAR BRYAN SANTIAGO

00213634

Código de estudiante:

C. I.:

0706575982

Quito, diciembre 2021

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following graduation project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

DEDICATORIA

A Dios, sobre todas las cosas. A mi futura esposa, mis padres y mis hermanos, por su amor infinito. A mis amigos, por su paciencia y ayuda incondicional.

AGRADECIMIENTOS.

A Dios por ser quien guía mi camino, por ser fuerza, por iluminar mi mente y corazón para encontrar mi vocación. A mis padres, quienes siempre con su amor me supieron enseñar a vivir, por sus consejos incondicionales, por estar a mi lado en la victoria y en la derrota.

Un agradecimiento especial al Dr. Cristian Abad y la Dra. Nancy Mena por ser mi guía en este proyecto.

A mi futura esposa Stephanye por su apoyo y animo que me brinda día a día para alcanzar nuevas metas, tanto profesionales como personales.

A mis hermanos: Diego, Patricio, Cristina, por sus ocurrencias que alegran mi vida, por ese lazo tan fuerte que nos une, y el cariño tan grande, que hace que nuestra familia sea ejemplar.

RESUMEN

El objetivo del presente estudio fue comparar la precisión de modelos dentales fabricados por dos impresoras 3D. **Métodos:** Se utilizó un modelo físico de referencia de arcada completa con preparaciones dentales. Posteriormente se digitalizó con tres diferentes escáneres dentales (**OM**, Cerec Omnicam SW 4.6.1; **PS**, Primescan SW.5.1.3; **IX**, inEos X5, InLab 20.0 Dentsply-Sirona/Alemania). Las impresiones digitales con los diferentes escáneres se repitieron por 5 veces (n=5) para cada grupo. Para luego, ser materializados por dos impresoras (**PS**, PhotonS, Anycubic, Ginsheim-Gustavsburg, Frankfurt, Germany; **MS**, MoonRayS (SprintRay, Los Angeles, United States) con tecnología LCD y DLP respectivamente. Posteriormente, los modelos dentales obtenidos por las impresoras 3D se digitalizaron para generar un segundo archivo STL y se realizó superposición de ambos archivos STL (inicial y final) mediante el software Geomagic Control X 3D. Para el análisis de datos se utilizó el software SPSS v20 para Windows; analizando en total seis combinaciones diferentes entre escáneres dentales e impresoras 3D mencionadas. **Resultados:** Los mejores valores obtenidos respecto a la precisión se dieron en la tecnología DLP, con la combinación PS-MS (12.55um). En cambio, para la tecnología LCD la mejor combinación se dio entre el OM-PS (12.82um). No hubo diferencias significativas entre impresoras 3D. **Conclusiones:** Las impresoras 3D con tecnología LCD llegan a tener el mismo grado de precisión que las de nivel profesional siempre y cuando se encuentren relacionados a escáneres dentales de alta calidad.

PALABRAS CLAVE: Procesamiento de luz digital, modelos dentales, impresión 3D, pantalla de cristal líquido.

ABSTRACT

The aim of the present study was to compare the precision of dental models manufactured by two 3D printers. Methods: A full arch reference physical model with dental preparations was used. It was subsequently digitized with three different dental scanners (OM, Cerec Omnicam SW 4.6.1; PS, Primescan SW.5.1.3; IX, inEos X5, InLab 20.0 Dentsply-Sirona / Germany). The digital impressions with the different scanners were repeated 5 times (n = 5) for each group. Then, they were materialized by two printers (PS, PhotonS, Anycu-bic, Ginsheim-Gustavsburg, Frankfurt, Germany; MS, MoonRayS (SprintRay, Los Angeles, United States) with LCD and DLP technology respectively. Subsequently, the dental models obtained by the two 3D printers were digitized to generate a second STL file and superimposition of both STL files (initial and final) was performed using the Geomagic Control X 3D software. The SPSS v20 software for Windows was used for data analysis, analyzing a total of six different combinations between dental scanners and 3D printers. Results: The best values obtained for precision were given in DLP technology, with the PS-MS combination (12.55um). In LCD technology the best combination was between the OM-PS (12.82um). There were no significant differences between 3D printers. Conclusions: 3D printers with LCD technology have the same degree of precision as those of professional level as long as they are related to high quality dental scanners.

KEY WORDS: Digital light processing, dental models, 3D printing, liquid crystal display

TABLA DE CONTENIDO.

RESUMEN	7
INTRODUCCIÓN	12
OBJETIVOS.....	15
OBJETIVO GENERAL	15
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	16
REVISIÓN DE LA LITERATURA.	16
TIPOS DE SISTEMAS CAM	17
HISTORIA DE LA IMPRESIÓN 3D.....	18
CLASIFICACIÓN DE LA FABRICACIÓN ADITIVA BASADA EN CAD / CAM.....	18
METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	26
DIGITALIZACIÓN Y DETERMINACIÓN DE GRUPOS.	26
SELECCIÓN Y CALIBRACIÓN DE IMPRESIÓN 3D.	27
MATERIALIZACIÓN Y POST TRATAMIENTO	28
SUPERPOSICIÓN 3D	28
ANÁLISIS ESTADÍSTICO.	29
ANÁLISIS DE DATOS	30
DISCUSIÓN.	33
CONCLUSIONES.....	39
REFERENCIAS	40
INDICE DE ANEXOS	46

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. TECNOLOGIAS DE MANUFACTURA ADITIVA.	19
Tabla 2. ESCANERES DENTALES E IMPRESORAS 3D UTILIZADAS EN ESTE ESTUDIO.	27
Tabla 3. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA DE MEDIA, MEDIANA, DESVIACIÓN ESTÁNDAR.	31
Tabla 4. PRUEBA NO PARAMÉTRICA DE MANN - WHITNEY – WILCOXON.	32

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. MECANISMOS DE ACCION DE LAS PRINCIPALES TECNOLOGIAS APLICADAS EN EL ÁREA DE LA ODONTOLOGÍA. A) SLA. B) DLP. C) CDLP. D) MIT- FDM. E) SLS -SLM.....	24
Figura 2 ANÁLISIS DE GARTNER EN LA IMPRESIÓN 3D.	25
Figura 3. METODOLOGÍA DEL ESTUDIO.	29
Figura 4. MAPAS CODIFICADOS POR COLORES OBTENIDO DEL REGISTRO DE LAS DIFERENTES COMBINACIONES ENTRE ESCÁNERES DENTALES E IMPRESORAS 3D EN TECNOLOGÍA DLP. CAMPOS DE AMARILLO A ROJO = POSITIVO, TURQUESA A AZUL OSCURO = NEGATIVO, VERDE = RANGO DE TOLERANCIA ($\pm 0,025$ MM)	32
Figura 5. . MAPAS CODIFICADOS POR COLORES OBTENIDO DEL REGISTRO DE LAS DIFERENTES COMBINACIONES ENTRE ESCÁNERES DENTALES E IMPRESORAS 3D EN TECNOLOGÍA LCD. CAMPOS DE AMARILLO A ROJO = POSITIVO, TURQUESA A AZUL OSCURO = NEGATIVO, VERDE = RANGO DE TOLERANCIA ($\pm 0,025$ MM)	33

INTRODUCCIÓN

En las últimas décadas, la aplicación del diseño asistido por computadora (CAD) y fabricación asistida por computadora (CAM) para la elaboración de modelos dentales ha tenido relevancia en el área clínica (Kessler et al., 2020; Dawood et al., 2016). Los modelos dentales obtenidos por procesos de adición mediante impresoras tridimensionales (3D) demuestran alta precisión, fiabilidad, resistencia, permitiendo además la elaboración de múltiples modelos al mismo tiempo, con consumo mínimo de material (Melchels et al., 2010; Ibrahim et al., 2009; Tumbleston et al., 2015). Cabe indicar que respecto al costo de equipamientos para ejecutar técnicas de adición comparado con aquellos que ejecutan técnicas de sustracción, se registraron resultados similares (Park et al., 2018; Rebong et al., 2018; de Beer et al., 2019).

Los avances tecnológicos para la fabricación aditiva de modelos dentales, guías quirúrgicas, patrones de resina, férulas de descarga, provisionales han mejorado con el tiempo, permitiendo una integración al flujo de trabajo digital enfocado a la aplicación protésica (Kelly et al., 2019; Chochlidakis et al., 2016; Alharbi et al., 2017). La fabricación aditiva se basa en la elaboración de un objeto mediante la colocación continua de capas (Kelly et al., 2019). Debido a la gran cantidad de productos, sistemas y servicios asociados a la tecnología para la fabricación aditiva, la American Society for Testing and Materials (ASTM) realizó un consenso en donde se establecen siete categorías: fotopolimerización de tina (VPP), inyección de material (MJT), extrusión de material (MEX), inyección de aglutinante (BJT), cama de fusión de polvo (PBF), deposición de material (MJT), hoja de laminación (SHL) y deposición directa de energía (DED) (ASTM; Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies, 2009).

Dentro de las tecnologías aditivas mencionadas, la más antigua e importante es la SLA, desarrollada por Charles Hull en 1986 y posteriormente comercializada por 3D Systems en 1986. El sistema que utiliza la SLA consiste en una plataforma que se sumerge en una resina líquida y es polimerizada por luz ultravioleta (UV), que dibuja una sección transversal del objeto para crear diferentes capas, además es importante resaltar que el láser usa un juego de lentes y se refleja en dos espejos de escaneo motorizado. La potencia de curado va a estar determinada por la resolución del eje Z y está controlada por los fotoiniciadores y condiciones como longitud de onda, potencia, tiempo y velocidad de exposición. Ciertas características como el grosor de la capa, va a estar determinado específicamente por el modelo de la impresora, pero oscila entre 15 -150 μm y presenta una rugosidad superficial de entre 35 - 40 μm . Otra característica es el rango de longitud de luz ultravioleta que puede variar entre 200 y 500 nm (Nielsen et al., 2020; Reeves et al., 2009). Dentro de las ventajas de la tecnología SLA, se puede mencionar: alta precisión, acabado superficial liso, detalles de construcción fina, elaboración de objetos transparentes. La principal desventaja es el requerimiento de mayor tiempo para la confección de estructuras respecto a otras tecnologías de la misma categoría. Otra tecnología para mencionar es la DLP, desarrollada por Larry Hornbeck de Texas Instruments en 1987. Este tipo de tecnología se considera dentro de la categoría AM según la ASTM por lo que es muy similar a la SLA. La principal diferencia es el origen de la fuente de luz, en donde la imagen se crea a través de micro espejos dispuestos en un chip semiconductor y cada micro espejo representa uno o más píxeles. Las características generales de impresión van a estar íntimamente relacionadas al modelo de la impresora, donde el grosor de la capa oscila entre los 25 a 150 μm , la rugosidad superficial entre los 30 μm y la longitud de luz entre 200 a 500 nm (Reeves et

al., 2009). Dentro de las ventajas de la DLP tenemos una mayor velocidad de impresión, mayor precisión; mientras que como desventajas se puede mencionar principalmente su costo. Tanto para las impresoras con tecnología SLA como DLP se recomienda el uso del grosor de capa en 50 μm para obtener la mayor precisión posible (Zhang et al., 2019). Además, es importante mencionar una última tecnología basada en SLA, que utiliza una pantalla de cristal líquido (LCD) a color que sirve para crear máscaras y bloquear la luz ultravioleta emitida por el panel LED posterior. La eficacia de los paneles LCD en color oscila entre un 5 % a 14 % y únicamente un pequeño porcentaje de luz UV penetra la pantalla LCD hasta llegar a la resina. Algunas empresas a finales del 2019 lanzaron modificaciones en la máscara denominada mono – LCD que permite una mayor penetración de la luz (Emir et al., 2020).

La impresión 3D ha tenido un mayor desarrollo y comercialización, debido a la transferencia de patentes al dominio público. En el mercado se encuentran 150 compañías que ofrecen impresoras 3D a bajo costo (Layani et al., 2018). La accesibilidad de costos ha inducido a que cada vez se vayan incorporando a la práctica clínica diaria (Chochlidakis et al., 2016; Stansbury et al; 2016). La identificación de impresoras de bajo costo para aplicación clínica es fundamental. Las impresoras SLA y DLP son las primeras opciones al momento de seleccionar una impresora para el uso odontológico debido a que cumplen los requisitos para su aplicación clínica; en cambio la utilización de impresoras con tecnología LCD en la práctica clínica se encuentra con información limitada, aunque un estudio que realizó comparaciones entre impresoras DLP y LCD concluyó que se pueden obtener resultados similares al hacer modificaciones en las propiedades en ajustes de tiempo y polimerización (Park et al; 2018).

La evaluación de los modelos dentales impresos debe centrarse en la precisión para las diferentes áreas de la odontología. La evidencia científica acerca de la impresión de modelos dentales impresos actualmente está en publicación continua. Por lo tanto, el presente estudio tiene como objetivo comparar la precisión de modelos dentales fabricados por una impresora 3D de bajo costo disponible en el mercado con una impresora 3D diseñada específicamente para el área de odontología. Además, determinar la existencia de diferencias significativas en la precisión entre los dos equipos de impresión 3D. Al mismo tiempo, determinar si las fuentes de escaneado generan relevancia en los resultados obtenidos. Para ello se ha establecido como hipótesis nula, que no existirían diferencias significativas en la precisión entre modelos dentales fabricados por impresoras 3D de diferentes aplicaciones tanto generales como específicas en el campo dental.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

El objetivo principal propuesto en el presente trabajo de investigación es **comparar la precisión de dos impresoras 3D utilizadas para la producción de modelos dentales**, para validar los diferentes sistemas de impresión en el uso tanto en los diferentes laboratorios y clínicas dentales

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

A partir del objetivo general se proyecta los siguientes objetivos específicos.

1. Analizar cada modelo dental impreso.
2. Evaluar los archivos STL (Inicial y final).
3. Comparar los archivos STL (Inicial y final).
4. Comparar las diferentes zonas de mayor distorsión entre los archivos STL (Inicial y final).
5. Analizar los valores obtenidos entre el máximo y mínimo nominal.
6. Determinar los valores obtenidos entre el valor máximo y mínimo crítico.

HIPÓTESIS

Dadas las diferentes características de las impresoras, composición de la resina utilizada se espera encontrar diferencias estructurales tras la impresión de los modelos dentales. La hipótesis de trabajo general se expresa de la siguiente hipótesis nula aplicada en el siguiente enunciado:

- **HO1. Se detectaron diferencias significativas en la precisión de los modelos dentales elaborados por las dos impresoras 3D.**

REVISIÓN DE LA LITERATURA.

Los sistemas CAD/ CAM (Computer Aided Desing CAD, Computer aided Manufacturing CAM). Traducido al castellano: diseño asistido por ordenador y fabricación asistida por ordenador; se los cataloga como procesos automatizados de producción a partir de la elaboración informática de un proyecto. Estos tipos de sistema se establecen

principalmente de tres componentes íntimamente relacionados: 1.- Sistema de detección de datos, la cual se la denomina usualmente como “escaneo”, sea de carácter óptico, mecánico o láser; el cual tiene como objetivo tener una representación digital de las piezas dentales. 2.- Software operativo, para la realización del diseño y el procedimiento de acuerdo con la necesidad protésica. 3.- Máquina automática, cuya función principal es la materialización de los proyectos informáticos realizados previamente ya sea mediante sistemas aditivos o sustractivos. La fase CAD consiste en los dos primeros componentes, mientras que la fase CAM involucra únicamente el tercer componente. Y es el principal tema en el cual se va a desarrollar la presente revisión (Kihara et al., 2021).

TIPOS DE SISTEMAS CAM

Los avances de la tecnología han permitido obtener dos sistemas completamente diferentes de fabricación CAM. El primero es el sistema por sustracción y el segundo es fabricación aditiva (Additive Manufacturing, AM) o impresión 3D, el cual ha permitido que el ritmo de la fabricación de modelos 3D crezca exponencialmente. Para que se desarrolle correctamente el proceso la impresión 3D, se debe seguir una secuencia de fases que consisten en: 1.- Construcción de un modelo CAD. 2.- Conversión del modelo CAD en un archivo STL. 3.- División de la información del archivo STL en capas planas. 4.- Producción de un modelo físico. 5.- Post procesado del modelo físico (Rossini G et al., 2016).

HISTORIA DE LA IMPRESIÓN 3D.

La impresión 3D a nivel industrial surge a principios de la década de 1980. Los pioneros incluyen a Charles W. Hull, fundador de 3D Systems, Scott Crump; fundador de Stratasys y Hans J Langer; fundador de EOS. Por ello, la primera impresora 3D fue patentada por Charles W. Hull en 1986, y para aquel entonces se crearon únicamente con la finalidad de crear prototipos rápidos (Burde A et al.,2017).

La llegada al sector de consumo masivo, esto se debió a la pérdida de la patente para el proceso de modelado por deposición fundida (FDM) en el año 2009. Este tipo de dinámica hizo que la impresión 3D ampliara sus áreas y se llegará a integrar en áreas específicas como es la odontología. Asimismo, las impresoras 3D con el pasar de los años han disminuido considerablemente su tamaño y precio. Es importante mencionar acerca la gamma de materiales para la impresión 3D en donde se pueden incluir plástico, cerámica, metal, entre otros.

CLASIFICACIÓN DE LA FABRICACIÓN ADITIVA BASADA EN CAD / CAM.

En los procesos de fabricación aditiva, los objetos son producidos por capas que se depositan consecutivamente a partir de modelos tridimensionales. Al presente se especifica la norma ISO 17296-2, la misma que describe fundamentos y características generales para la fabricación aditiva. En donde, la última actualización refiere principalmente siete categorías que incluyen: fotopolimerización de tina (VPP), inyección de material (MJT), extrusión de material (MEX), inyección de aglutinante (BJT), cama de fusión de polvo (PBF), deposición de material (MJT), hoja de laminación (SHL) y deposición directa de energía (DED). Además, es importante mencionar que la norma

ISO 17296-2 es modificada constantemente debido a que existe un desarrollo dinámico por parte de las diferentes tecnologías de impresión 3D (Lo Guidice A et al.,2021).

TECNOLOGIAS	DE	APLICACIÓN DENTAL	1.-Estereolitografía (SLA)
MANUFACTURA ADITIVA			2.-Procesamiento digital de luz (DLP)
			3.- Procesamiento continuo digital de luz directa (CDLP)
			4.- Modelado por deposición fundida (FDM)
	NO	APLICACIÓN DENTAL	5.- Inyección de material (MJ)
			6.- Sinterizado selectivo por láser (SLS)
			7.- Fusión selectiva por láser (SLM)
			1.- Inyección de nanopartículas (NPJ)
			2.- Inyección de aglutinante (BJ)
			Fusión de chorro múltiple (MJF)
			Fabricación aditiva por haz de electrones (EBAM)
			Deposición directa de energía (DED)
			Fabricación de objetos laminados LOM

Tabla 1. TECNOLOGIAS DE MANUFACTURA ADITIVA.

A continuación, se van a describir las principales tecnologías aplicadas en el campo de la odontología.

ESTEREOLITOGRAFÍA (SLA)

La esterolitografía (SLA) se ha considerado como uno de los procesos de origen de impresión 3D, además de ser el primero en comercializarse. El proceso básico de este

tipo de tecnología consiste en la fotopolimerización de monómeros por medio de la utilización de un láser que emite luz ultravioleta que activa el fotopolímero de la resina líquida contenida en una tina con una plataforma horizontal en el interior. Cuando el rayo de luz ultravioleta que fue reflejado por una serie de espejos deflectores de alta calidad choca con la superficie los monómeros la superficie cambia de estado y cuando se completa la acción la plataforma desciende hasta completar el objeto. Además, el rayo láser que se dirige en los ejes X y Y a través de los datos que se generaron por el archivo STL. Dentro de las ventajas principales de la SLA consiste en la fabricación relativamente rápida y compleja de objetos con una alta resolución; las últimas generaciones de impresoras SLA se han vuelto económicas, ofreciendo aplicaciones dentales desde hace aproximadamente cinco años. Mientras que la principal desventaja es el uso de este tipo de resinas por lo que son susceptibles a ensuciarse y a causar irritabilidad en la piel; es importante mencionar que esta desventaja es compatible con otras tecnologías que se van a desarrollar a continuación (Kihara et al., 2021).

PROCESAMIENTO DE LUZ DIGITAL (DLP)

Contiguo a la tecnología SLA, la tecnología DLP es una de las tecnologías aditivas más utilizadas en la industria dental en los últimos años. El diseño de las impresoras DLP es muy similar a las SLA y la principal diferencia radica en el origen de luz ultravioleta. En la impresora SLA el polímero de la resina es foto polimerizado por la luz guiada por espejos de alta resolución, mientras que en las impresoras DLP utiliza longitudes de ondas corta que es guiada por un dispositivo digital de micro espejos que es el atributo principal de la tecnología DLP. La luz ultravioleta se guía ópticamente hacia la plataforma de

construcción en donde se encuentra un tanque con resina que permite el paso de la luz. Los movimientos de la plataforma se realizan a lo largo del eje Z y la resina fluye en el espacio por debajo del objeto, generando la posibilidad de realizar una nueva capa. Por todo lo mencionado el tiempo es un factor independiente a los objetos fabricados, asociando directamente con el eje Z.

Respecto a los costos de adquisición de este tipo de tecnologías va a depender directamente con el sistema de micro espejos, en donde las impresoras 3D económicas tendrán chips de menor resolución. Además, hay que resaltar que mejores chips que se pueden encontrar en el mercado son los 4K que se asocian a 3840 x 2160 pixeles (Kihara et al., 2021).

PROCESAMIENTO CONTINUO DE LUZ DIRECTA (CDLP)

La tecnología CDLP fue presentada por primera vez en el 2015 por la empresa Redwood City con la impresora Carbon3D. Este tipo de tecnología consiste en un proceso continuo de construcción en donde se eliminan pasos que normalmente hacen en otras tecnologías como la SLA y DLP, Este proceso es posible por la presencia de cantidades altas de oxígeno, el mismo que conduce a la zona muerta a través de un área permeable, debido a que no existe adherencia del objeto a la plataforma de construcción se hace posible este procedimiento. El resultado principal de esta tecnología es la velocidad de impresión como para la fabricación de prótesis y férulas en tiempos cortos (Kihara et al., 2021).

INYECCION DE MATERIAL (MJT)

Consiste en la colocación directa de material por capas sobre una plataforma de construcción mediante el cabezal de la impresora, para ser luego curado en un paso de exposición intermedio. La marca representativa de este tipo de tecnología es Stratasys, (Eden Prairie, MN, EE. UU.); mediante el método polyjet. Una de las características principales de este tipo de tecnología es la capacidad de impresión con múltiples materiales en donde se puede imprimir cinco grados diferentes y hasta 500.000 colores (Kihara et al., 2021).

MODELADO POR DEPOSICIÓN FUNDIDA (FDM)

Procedimiento de impresión 3D por hebras, fue desarrollado hace aproximadamente 20 años por Stratasys (Edina, MN, EE.UU), el cual utiliza principalmente materiales termoplásticos como poliácidos, acrilonitrilo-butadieno-estireno y algunas ceras que se suministran como productos semielaborados en varios espesores, donde se derriten en el extremo caliente y se aplican en un tablero de construcción a través de coordenadas X,Y respectivamente. Las superficies o cámaras de construcción pueden emplear calefacción para minimizar la distorsión en caso de enfriamiento. Este procedimiento se va realizando por capas. Este procedimiento de impresión requiere atención especial respecto a la alineación de los objetos, requiere estructuras de apoyo, que posteriormente van a ser eliminadas. Una de las ventajas principales es su rentabilidad y falta de restricción del material. En la actualidad el uso de esta tecnología es muy limitado (Kihara et al., 2021).

SINTERIZADO SELECTIVO POR LÁSER (SLS) - FUSIÓN SELECTIVA POR LÁSER (SLM)

Todos los materiales en polvo se pueden sinterizar o fundir mediante radiación laser y solidificar después de enfriar. Se puede utilizar la sinterización selectiva por láser o el proceso de fusión mediante el mismo mecanismo. Los materiales pueden variar de acuerdo con su espectro desde plásticos, metales e inclusive cerámica. En el campo de la odontología los más utilizados son los metálicos. El láser utilizado para este tipo de mecanismo es el de CO₂ de alta potencia que permite derretir o sinterizar las partículas localmente en un espesor determinado y por ciclos de capas regulares. Por ello estas capas tienen mayor resistencia a la rodadura y se pueden empaquetar mucho más rápido. Para lograr una alta resolución en la vertical en metales, los láseres deben poseer características como: 1.- Poder de más de 100 W, 2.- Diámetro de haz de 0,2-0,4 mm, 3.- Espesor de capa de 30 µm. Las bases de fundición modelo ahora son comparables con las tradicionales bases producidas. Los procesos optimizados conducen a una densidad de material del 99,98% para el titanio; generando productos resultantes tienen una superficie menos rugosa. Dentro de los materiales libres de metal se encuentran las poliamidas como Pa6, Pa12, PA10, Pa11, P12 y nailon y otros poliestirenos, policarbonatos, acrilonitrilo-butadieno-estireno y poliéter éter cetona (PEEK), que están aumentando su uso en odontología (Kihara et al., 2021) (Figura 1).

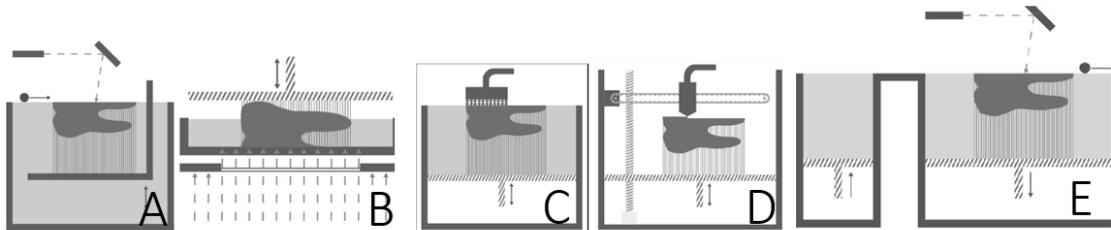


Figura 1. MECANISMOS DE ACCION DE LAS PRINCIPALES TECNOLOGIAS APLICADAS EN EL ÁREA DE LA ODONTOLOGÍA. A) SLA. B) DLP. C) CDLP. D) MIT- FDM. E) SLS -SLM.

INDICACIONES PARA EL USO DE TECNOLOGÍA ADITIVA EN ODONTOLOGÍA

Dentro de las indicaciones podemos determinar las siguientes:

- Fabricación de modelos basados en escaneo intraoral.
- Elaboración de guías quirúrgicas en el área de implantología.
- Elaboración de cubetas de impresión.
- Elaboración de modelos dentales con prototipados.

ESTATUS QUO DE LA IMPRESIÓN 3D DENTAL

La fabricación de modelos dentales por adición ha ocasionado expectativa grande en la comunidad, generando un gran potencial para la aplicación clínica diaria. Para poder entender un poco más acerca del estado de la impresión 3D en odontología se aplica el denominado ciclo de Gartner Hype, el cual proporciona un análisis en tendencias de un grupo específico asociado con el tiempo. Este ciclo inicia con un avance tecnológico potencial y el interés de los medios de comunicación por lo que se refleja en viabilidad comercial, luego estas expectativas son alimentadas por un entusiasmo excesivo. Posteriormente en la curva se refleja desilusión en donde el público disminuye considerablemente; pero en esta parte del ciclo la tecnología mejora y es reconocida como “madura”, para posteriormente mantenerse en el tiempo (Figura 2).

ANÁLISIS DE GARTNER EN LA IMPRESIÓN 3D.

En el 2014, el análisis de Gartner respecto a la impresión 3D en el área de la odontología predijo que esta tecnología tardaría entre 10 a 15 años en adaptarse por completo a la población. Aunque también manifiesta que se lo realizará de acuerdo con el marketing realizado por las instituciones, que deben actuar de forma neutral y en función de la investigación, desarrollo y modelar las expectativas.



Figura 2 ANÁLISIS DE GARTNER EN LA IMPRESIÓN 3D.

METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

Se usó un modelo maestro dentado de la arcada del maxilar superior que fue preparado por un operador capacitado para la realización de diferentes preparaciones dentales, utilizando el protocolo de Shillinburg, con una terminación en chamfer y un margen supragingival. Según la nomenclatura de la FDI; en las piezas 1.6-1.6-1.2-2.6 se elaboraron preparaciones para coronas, en las piezas 2.1 -2.3 se conformaron preparaciones para carillas y por último en la pieza 2.4 se realizó una preparación ocluso distal y en la pieza 2.7 una preparación mesio ocluso distal para restauraciones parciales.

DIGITALIZACIÓN Y DETERMINACIÓN DE GRUPOS.

El modelo maestro con sus respectivas preparaciones se digitalizó por tres diferentes escáneres disponibles en el mercado: CEREC Omnicam (SW 4.6.1 Sirona Dental System, GmbH, Bensheim, Germany)(**OM**), Primescan (SW 5.0.1, manufactured 2019-04, Dentsply Sirona, Bensheim, Germany)(**PS**) e InEOS X5 (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany)(**IX**). Para los dos primeros escáneres mencionados se utilizó una estrategia de escaneo definida como “línea continua experimental M” (Passos et al., 2019). Para realizar la impresión digital con el escáner extraoral, se siguieron las instrucciones estandarizadas del fabricante. Se obtuvieron un total de 15 archivos en formato de lenguaje de teselación estándar (STL) (n = 5 para cada grupo), y se conformaron seis grupos representados por las diferentes combinaciones entre los escáneres dentales y las impresoras 3 D seleccionadas.

SELECCIÓN Y CALIBRACIÓN DE IMPRESIÓN 3D.

Para la preparación de los archivos STL se utilizó el software específico para cada impresora, los cuales consisten en Photon Work Shop V. 2.1.2.4 para Windows para la impresora Photon S (Anycubic, Ginsheim-Gustavburg, Frankfurt, Germany) (AP) que utiliza tecnología LCD y el software RayWare V.2.8.0 para la impresora MoonRay S (SprintRay, Los Angeles, United States) (MS) con tecnología DLP, los mismos que utilizaron la configuración preestablecida a un grosor de capa de 25um. Además, se ubicó el archivo STL sobre la plataforma en una angulación de 45 grados y se utilizó la función de generación automática de soportes.

Nombre	Fabricante	Tecnología	Tipo
OMNICAM	Dentsply Sirona, USA.	Luz estructurada – Triangulación óptica y microscopia confocal.	Escáner dental
PRIMESCAN	Dentsply Sirona, USA.	Luz estructurada – microscopia confocal con sensor de píxeles inteligente	Escáner dental
INEOS X5	Dentsply Sirona, USA.	Luz óptica azul estructurada	Escáner dental
PHOTON S	Anycubic, Ginsheim- Gustavburg, Frankfurt, Germany	DLP	Impresora 3D
MOONRAY S	SprintRay, Los Angeles, United States	LCD	Impresora 3D

Tabla 2. ESCANERES DENTALES E IMPRESORAS 3D UTILIZADAS EN EL PRESENTE ESTUDIO.

MATERIALIZACIÓN Y POST TRATAMIENTO

Para ambas impresoras 3D se utilizó la resina con monómero a base de ésteres acrílicos (Model 2.0 Nextdent B.V, Soesterberg, The Netherlands) para la fabricación de los modelos dentales impresos en 3D debido a que cumple con los requerimientos específicos según la normativa ISO 10477 (Chen et al., 2020). El tratamiento posterior a la impresión 3D de los modelos se realizó de acuerdo con las instrucciones del fabricante que consistió en el lavado de estos en una solución de alcohol isopropílico (> 90%) para eliminar cualquier exceso de material y el uso de en una caja de fotocurado UV con rango de luz de 435 nm para polimerización final en un tiempo de 30 minutos (Reymus et al., 2019).

SUPERPOSICIÓN 3D

Para determinar la precisión entre los archivos STL obtenidos a partir de los modelos y de los diferentes escáneres, se utilizó el software GEOMAGIC Control X (SC/3D Systems Inc/2020/Rock Hill). El proceso con el software GEOMAGIC Control X (SC/3D Systems Inc/2020/Rock Hill), inició con la importación del archivo STL del modelo maestro, el cual se lo seleccionará como “fijo”. Posteriormente se importó el segundo archivo STL del modelo impreso y se lo ubicó en modo “flotante”. Para la adecuada superposición de ambos archivos STL, se marcaron nueve puntos guía de modo manual en el modelo fijado permitiendo una distribución uniforme dentro de la arcada y asegurar la alineación entre modelos. Adicionalmente, la herramienta de análisis de alineación mejorada del software Geomagic Control X (SC/3D Systems Inc/2020/ Rock Hill), fue seleccionada tras la alineación inicial. A continuación, se seleccionaron ambos archivos STL alineados y se recortaron las estructuras redundantes fuera de las arcadas a 2 mm

se desarrolló con un nivel de significancia de 95% utilizando un software estadístico para Windows (SPSS V20 para Windows; IBM Corp., Chicago, IL, Estados Unidos).

ANÁLISIS DE DATOS

El análisis volumétrico de las coordenadas X, Y y Z se registró mediante diferentes mapas de color asociados a las combinaciones entre escáneres dentales e impresoras 3D. En el mapa de color hay que tener en cuenta, que cuando se registra colores como rojo y naranja significa la presencia de áreas de expansión, en cambio, cuando se manifiesta colores como azul claro y azul oscuro se asocia a zonas de contracción; y por último cuando se visualiza zonas de color verde significa se encuentra dentro del rango de tolerancia. En el presente estudio se observó en las combinaciones PRIME – MOONRAY e INEOS – MOONRAY un patrón homogéneo representado en el color verde; aunque también se pudo observar áreas de color amarillo en zonas interproximales. Además, se debe mencionar que en la combinación OMNICAM – MOONRAY se pudo visualizar áreas extensas de color turquesa. En cambio, para la impresora LCD AP, con sus respectivas combinaciones se pudieron observar áreas más extensas con mayor variedad de colores como amarillo, turquesa y azul oscuro (Figura 2,3). Los valores medianos registrados por la tecnología de impresión DLP con los diferentes escáneres fueron más precisos; en donde la combinación PRIME - MOONRAY demostró los mejores resultados (12.55 μm), seguido de la combinación INEOS – MOONRAY (13.17 μm) y por último OMNICAM – MOONRAY (17.59 μm). Respecto a la tecnología de impresión LCD la mejor combinación fué OMNICAM – PHOTON (12.82 μm), consecutivamente PRIME – PHOTON (23.04 μm), y finalmente INEOS – PHOTON (24.09 μm) (Figura 4-5).

Valores estadísticos						
IMPRESOR A 3D	n	ESCANER DENTAL	GROSOR DE CAPA	MEDIA (um)	DESVIACIÓN ESTANDAR (um)	MEDIANA
MOONRAY S	5	PRIMESCAN	100 um	12,55	7,88	13,60
PHOTON S	5	PRIMESCAN	100 um	23,04	14,06	21,48
MOONRAY S	5	OMNICAM	100 um	17,59	12,39	14,91
PHOTON S	5	OMNICAM	100 um	12,82	9,80	10,02
MOONRAY S	5	INEOS X5	100 um	13,17	8,87	10,75
PHOTON S	5	INEOS X5	100 um	24,09	14,91	31,94

Tabla 3. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA DE MEDIA, MEDIANA, DESVIACIÓN ESTÁNDAR.

Los datos registrados se basaron en un intervalo de confianza del 95%. Posteriormente, se realizó la prueba de suma de rangos de Mann - Whitney – Wilcoxon y se encontraron diferencias entre las combinaciones, con un $p < 0.10$; demostrando que las combinaciones INEOS – PHOTON es distinta a PRIME – MOONRAY (0.0613); ocurriendo lo mismo entre las combinaciones OMNICAM – MOONRAY y PRIME – MOONRAY (0.0875). La combinación con menores diferencias es PRIME – MOONRAY.

	INEOS – MOONRAY	INEOS - PHOTON	OMNICAM – MOONRAY	OMNICAM – PHOTON	PRIME – MOONRAY
INEOS - PHOTON	0.9157	-	-	3	-
OMNICAM – MOONRAY	1.000	1.000	-	-	-
OMNICAM – PHOTON	1.000	0.7711	1.000	-	-
PRIME – MOONRAY	1.000	0.0613	0.0875	1.000	-
PRIME – PHOTON	0.1984	1.000	10.000	0.2038	0.0095

Tabla 4. PRUEBA NO PARAMÉTRICA DE MANN - WHITNEY – WILCOXON.

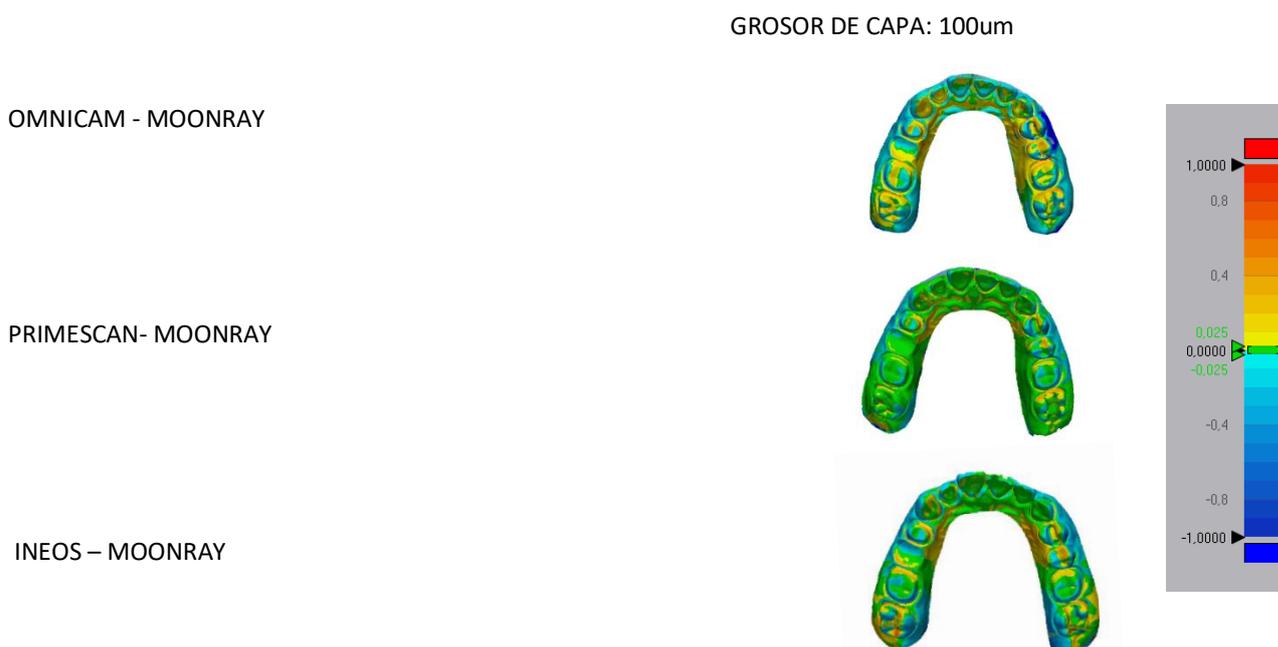


Figura 4. MAPAS CODIFICADOS POR COLORES OBTENIDO DEL REGISTRO DE LAS DIFERENTES COMBINACIONES ENTRE ESCÁNERES DENTALES E IMPRESORAS 3D EN TECNOLOGÍA DLP. CAMPOS DE AMARILLO A ROJO = POSITIVO, TURQUESA A AZUL OSCURO = NEGATIVO, VERDE = RANGO DE TOLERANCIA ($\pm 0,025$ MM)

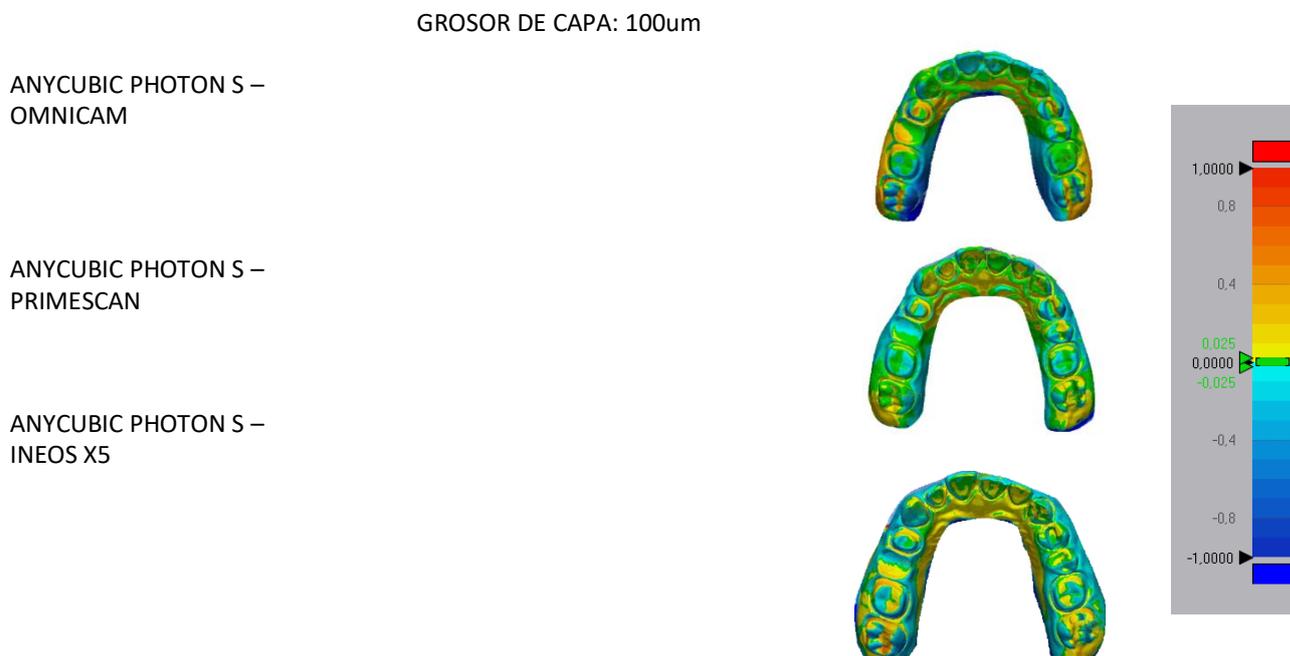


Figura 5. . MAPAS CODIFICADOS POR COLORES OBTENIDO DEL REGISTRO DE LAS DIFERENTES COMBINACIONES ENTRE ESCÁNERES DENTALES E IMPRESORAS 3D EN TECNOLOGÍA LCD. CAMPOS DE AMARILLO A ROJO = POSITIVO, TURQUESA A AZUL OSCURO = NEGATIVO, VERDE = RANGO DE TOLERANCIA ($\pm 0,025$ MM)

DISCUSIÓN.

Dado el potencial prometedor de la impresión 3D y su uso en el área de la odontología es fundamental evaluar la precisión de los modelos dentales impresos fabricados con diferentes tecnologías a disposición en el mercado. A partir del 2006, se ha observado crecimientos paulatinos de todo tipo de publicaciones asociadas al tema de impresión 3D en nuestra área (34). En este estudio los archivos STL se compararon mediante combinación de grupos que incluyeron impresoras 3D y escáneres dentales con la finalidad de determinar la precisión de los modelos dentales impresos. La hipótesis nula de la precisión tridimensional de la elaboración de modelos dentales con impresoras 3D, fue rechazada.

En el presente estudio, se evaluó la precisión de la tecnología DLP, en donde la combinación de la impresora MS para la producción de modelos dentales con diferentes escáneres dentales como el PS mostró los mejores resultados respecto a precisión en $12.55 \pm 7,88$ um, consecutivamente el escáner dental IX con valores de $13.17 \pm 8,87$ um y por último el escáner dental OM, que generó resultados de $17.59 \pm 12,39$ um. Al comparar los resultados de nuestro estudio con publicaciones previas que examinaron las diferentes combinaciones entre escáneres dentales e impresoras 3D con tecnología DLP, se puede comenzar mencionando a la publicación realizada por Favero y colaboradores, en el año 2017, en donde observaron la precisión de varias impresoras 3D para la fabricación de modelos dentales de arco completo maxilar a partir de un tipodonto; encontrando que la impresora Juell 3D (Park Dental) y Perfactory Desktop Vida, (Envisiontec) con el escáner dental del laboratorio R700 desktop scanner (3Shape, Copenhagen, Denmark); obtuvieron resultados de 44.00 y 56.00 um respectivamente (Favero et al.,2017). Posteriormente, Kim y colaboradores en el 2018, se comprobaron la precisión de tecnología DLP de la impresora 3D M- One (Makex Technology), realizando modelos dentales tanto de arco completo maxilar y mandibular, en donde se utilizó un escáner de laboratorio (Identica Hybrid; MEDIT, Seoul, Korea); reportando resultados con valores estimados de 76 um [35]. Por último, Rungrojwittayakul O y colaboradores en el 2020, publicaron un artículo que comprobó la precisión de la elaboración de modelos dentales de arco completo maxilar con la impresora MoonRay S100 (SprintRay, Los Angeles, CA) y empleó el escáner de laboratorio D900L Dental Lab Scanner (3Shape, Copenhagen, Denmark) dentro del proceso, llegando a concluir valores de 77 um (Rungrojwittayakul et al.,2020). Se debe señalar que los valores fueron mayores a los obtenidos en el presente estudio. Probablemente, esto se debe a

que los estudios previos fueron únicamente realizados con escáneres dentales de laboratorio o extraorales, mientras que el presente estudio se realizó con ambos tipos de escáneres dentales (intraoral y extraoral). Pero, además, los resultados obtenidos pueden verse alterados por variantes secundarias como lo cita Lo Giudice A y colaboradores. Dentro de las variables que pueden afectar a el resultado se encuentra la precisión y veracidad del de escáner utilizado, preparación de los archivos STL de los modelos para la impresión, calidad del fotopolímero, grosor de capas, origen y dirección de la luz, módulos de software poco sofisticados, entre otros (Shahrubudin et al., 2019; Lo Giudice et al., 2021).

Respecto a la tecnología LCD, la precisión conseguida en los modelos dentales obtuvo mejor resultado con la combinación con el escáner dental OM, consecutivamente se reflejaron valores más altos en combinación con PS y por último con IX. En un estudio previo realizado por Lo Giudice A y colaboradores, en el 2021, se obtuvieron replicas físicas de los modelos dentales de arco superior completo con las impresoras 3D Elegoo Mars Pro (Shenzhen Elegoo Technology Co., Shenzhen, China) y AP en combinación con el escáner extraoral T710 desktop scanner (MEDIT, Seoul, Korea), con resultados de 209 ± 37 y 199 ± 41 um respectivamente para cada impresora 3D (Lo Giudice et al., 2021). Este estudio sugirió que las impresoras LCD son menos precisas que las de nivel profesional, pero en el presente estudio los resultados son totalmente diferentes. (Lo Giudice et al., 2021). Además, se debe mencionar lo publicado por Shahrubudin N en el 2019, que las impresoras LCD se aplican en otra área protésica que para la elaboración de provisionales donde el rendimiento disminuye cuando se involucran estructuras

superiores a 5 unidades dentales, asociando directamente a factores mencionados anteriormente (Shahrubudin et al., 2019)

En el presente estudio se utilizó un análisis volumétrico 3D en las coordenadas XYZ mediante el software Geomagic Control X, que se encuentra equipado con herramientas de diseño específico, que permitieron la superposición de archivos STL mediante puntos de referencia y posteriormente el software desarrolló la mejor adaptación entre archivos STL. Finalmente produjo un reporte de análisis de discrepancias y se vio reflejado en un mapa de color. Sin embargo, hace algunos años se reportó estudios en donde el análisis se realizó mediante mediciones lineales de los modelos dentales impresos; por lo cual un operador seleccionaba los puntos de referencia y se trazaba líneas para obtener valores en milímetros que posteriormente serían analizados. Dentro de las mediciones lineales más utilizadas se puede mencionar la distancia mesiodistal de las piezas dentales y además de la línea intercanina e intermolar. Por todo lo mencionado es importante resaltar que el análisis volumétrico 3D supera a las mediciones lineales, disminuyendo considerablemente errores que se pueden generar por parte del operador (Park M et al., 2018).

El actual estudio, en relación al análisis volumétrico 3D, generó un mapa de color respecto a la impresora MS, obteniendo en todos los grupos un patrón homogéneo representado con el color verde, que significó que se encuentra dentro del rango de tolerancia, posiblemente debido a una contracción uniforme de todos los polímeros de la resina líquida ante la emisión de luz ultravioleta; pero, también se pudo observar áreas de color amarillo en zonas interproximales, lo que implicó seguramente polimerización heterogénea de la resina líquida obteniendo áreas con tendencia a

expansión . Para la combinación Omnicam -Moonray se observaron áreas más extensas de color turquesa, es decir con predisposición a contracción. Por otro lado, para la impresora AP, se pudieron observar áreas extensas de color amarillo y turquesa. Al comparar esta información con el estudio de Zhang Z y colaboradores, en el que se usaron impresoras 3D con tecnología DLP como la EvoDent EvoDent (UnionTec, Shanghai, China), EncaDent (Encashape, WuXi, China) y Vida HD (Envisioned, Dearborn, MI, USA) mostraron zonas en el mapa de color del modelo dental con tendencia a color amarillo y naranja en zonas como el paladar, cúspides dentales, bordes incisales y áreas interproximales; lo que significa que existió una expansión del modelo dental (Zhang et al., 2019). En cambio, para la tecnología LCD expresada con la impresora 3D_AP, se observaron áreas de color verde uniformes en los modelos dentales, para comparar este estudio se encontró una publicación con áreas de color amarillo y rojo en bordes incisales y cúspides cuando el grosor de capa es de 50 um, mientras que cuando este grosor aumenta a 100 um, las zonas de estos colores aumentan hacia las caras oclusales, vestibulares y linguales (Lo Guidice et al., 2021; Kim et al., 2018). Para que un modelo dental impreso sea clínicamente aceptable no debe tener inexactitudes superiores a 100 um respecto con el modelo de referencia, aunque este valor se encontró determinado en mediciones lineales a partir de puntos de referencia (6). No obstante, otros autores consideran que para que un modelo dental impreso sea clínicamente aceptable en el área de prótesis fija e implantología se debe mantener en el rango de 100 a 200 um (Rossini et al., 2016). En cambio, para modelos diagnósticos se acepta el promedio de 300 um (Hiroqaki et al., 2001). Por lo cual los datos obtenidos en este estudio se encuentran dentro de los rangos para que los modelos sean clínicamente aceptables.

En este estudio se estableció un esquema para el postratamiento general a los modelos dentales impresos para las diferentes tecnologías analizadas que involucra principalmente un proceso de limpieza de la resina residual mediante el uso de alcohol isopropílico (> 90%). Otro autor describe dentro de su protocolo el uso de etanol; mientras que otros autores no especifican el tipo de sustancia empleada para limpieza (Camardella et al., 2017; Joda et al., 2020; Curde et al., 2017; Choi et al., 2019). Para complementar el proceso de limpieza también se puede sumergir los modelos dentales en un baño de ultrasonido, pero en el presente estudio no lo consideró necesario (Joda et al., 2020). Para complementar el proceso de postratamiento, para los modelos dentales impresos en este estudio se utilizó una caja de fotocurado UV con un rango de 435nm para la polimerización en un tiempo de 30 minutos, esto es aceptado por otros autores, pues el rango de luz ultravioleta a utilizar se encuentra entre 208 a 580nm. La selección de este rango va a depender exclusivamente del fabricante (Joda et al., 2020). Finalmente, respecto a las limitaciones del presente estudio se puede mencionar que es un estudio in vitro, y se compararon pocas impresoras 3D disponibles; con un número reducido de muestras. Estudios futuros podrían evaluar otros puntos importantes como ángulos de construcción, grosor de capas, grosor de la carcasa, soportes de impresión, impresoras disponibles en el mercado, calidad de fotopolímero, entre otros.

CONCLUSIONES

Dentro de las conclusiones del presente estudio se puede mencionar lo siguiente:

No se evidenció una diferencia relevante respecto a la precisión de modelos dentales fabricados por una impresora 3D de bajo costo disponible en el mercado con una impresora 3D diseñada específicamente para el área de odontología.

- Tras el análisis de la información proporcionada por el Software Geomagic Control X. Se logró determinar la existencia de una relación directa entre la calidad del escáner dental y la impresora 3D; por lo que la elección del escáner dental para el uso clínico es fundamental para la obtención de modelos dentales impresos con un alto grado de precisión.
- La observación de los diferentes mapas de color que se generaron entre las distintas combinaciones demostró que la tecnología DLP registró uniformidad en la contracción de los polímeros contenidos en la resina líquida ante la emisión de luz ultravioleta.
- El análisis estadístico determinó la mejor combinación respecto a la precisión en la elaboración de modelos dentales, se dio entre el escáner dental PRIMESCAN y la impresora 3D MOONRAY respecto a la tecnología DLP. Por otro lado, para la tecnología LCD la mejor combinación se generó con el escáner dental OMNICAM y la impresora 3D ANYCUBIC PHOTON S.

REFERENCIAS

- Kessler A. (2020). 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent*.
- Dawood A., Marti Marti B., Sauret-Jackson V. (2016.) 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. 219(11):521-529.
- Melchels F., Feijen J., Grijpma D. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*. 31: 6121–6130.
- Ibrahim D., Broilo T., Heitz C. (2009). Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy. *J Craniomaxillofac Surg*. 37: 167–173. 57.
- Tumbleston J., Shirvanyants D., Ermoshkin N., Januszewicz R., Johnson A., Kelly D, Chen K., Pinschmidt R., Rolland J., Ermoshkin A., Samulski E., DeSimone J. (2015) Additive manufacturing: Continuous liquid interface production of 3D objects *Science* 347(6228) 1349-1352.
- Park M., Shin S. (2018). Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. *J Prosthet Dent*. 119(5):861.e1-861.e7.
- Rebong R., Stewart K., Utreja A., Ghoneima A. (2018) Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod*. 88(3):363-369.
- de Beer M., Laan H., Cole M., Whelan R., Burns M., Scott T. (2019). Rapid, continuous additive manufacturing by volumetric polymerization inhibition patterning. *Sci. Adv*, 5:8723

Nielsen A., Beauchamp M., Nordin G., Woolley AT.(2020) 3D Printed Microfluidics. *Annu Rev Anal Chem* ,13(1):45-65.

Kelly B., Bhattacharya I., Heidari H., Shusteff M., Spadaccini C., Taylor H. 2019. Volumetric additive manufacturing via tomographic reconstruction. *Science* 363:1075–79.

Zheng X., Deotte J., Alonso M., Farquar G., Weisgraber T.(2012). Design and optimization of a light-emitting diode projection micro-stereolithography three dimensional manufacturing system. *Rev. Sci. Instrum.* 83:125001

Barazanchi A., Li K., Al-Amleh B., Lyons K., Waddell J.(2017) Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont.* 26(2):156-163.

Stansbury J., Idacavage M. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 32(1):54-64.

Layani M., Wang X., Magdassi S.(2018) Novel Materials for 3D Printing Photopolymerization. *Adv Mater.* 30(41):e1706344.

Zhang Z., Li P., Chu F., Shen G.(2019) Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. Einfluss der dreidimensionalen Drucktechnik und Schichtstärke auf die Modellgenauigkeit. *J Orofac Orthop.* 80(4):194-204.

Chochlidakis K., Papaspyridakos P., Geminiani A., Chen C., Feng I., Ercoli C.(2016). Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 116(2):184-190.e12.

Alharbi, N., Wismeijer D., Osman R. (2017). *Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. The International Journal of Prosthodontics*, 30(5), 474–484. Publishing. <https://doi.org/10.11607/ijp.5079>

Revilla L. (2018). *Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. Journal of Prosthodontics.* . Publishing. <https://doi.org/10.1111/jopr.12801>

ASTM, Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies, West Conshohocken, PA. Standard terminology for additive manufacturing - general principles and terminology. ISO/ASTM52900-15, 2009

Reeves P. (2019). *Additive Manufacturing - A Supply Chain Wide Response to Economic Uncertainty and Environmental Sustainability.* Derbyshire, UK, Econolyst Ltd, The Silversmiths, pp. 12–45

Emir F., Ayyildiz S.(2020). Accuracy evaluation of complete-arch models manufactured by three different 3D printing technologies: a three-dimensional analysis. *J Prosthodont Res.* Publishing. https://doi.org/10.2186/jpr.JPOR_2019_579. Epub ahead of print. PMID: 33177305.

Chen H., Cheng D., Huang S., Lin Y.(2020). Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. *J Prosthet Dent.* S0022-3913(20)30467-4. Publishing. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.09.003>. Epub ahead of print. PMID: 33041074.

Reymus M., Lümke mann N., Stawarczyk B.(2019). 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent.* 22(3):231-237.

Passos L., Meiga S., Brigagão V., Street A.(2019). Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study. *Int J Comput Dent.* 22(4):307-319.

Favero C., English J., Cozad B., Wirthlin J., Short M., Kasper F. (2017). Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 152(4):557–56.

Shahrubudin N.(2019.)An overview on 3D printing technology: Technological, materials, and applications. *Procedia Manuf.* 35, 1286–1296.

Wang W., Yu, H., Liu, Y., Jiang, X., Gao B.(2019). Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *J. Prosthet. Dent.* 121, 285–291.

Rungrojwittayakul O.(2020.)Accuracy of 3D Printed Models Created by Two Technologies of Printers with Different Designs of Model Base. *J Prosthodont.* 29(2):124-128. Publishing. <https://doi.org/10.1111/jopr.13107>.

Rossini G., Parrini S., Castroflorio T.(2016). Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* .149:161-170

Hiroqaki Y., Sohmura T., Satoh H.(2001). Complete 3-D reconstruction of dental cast shape using perceptual group. *IEEE Trans Med Imaging* .20:1093-1101

Camardella L., de Vasconcellos V., Breuning H. (2017)Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 151(6):1178-1187. Publishing. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2017.03.012>. PMID: 28554463.

Joda T., Matthisso L., Zitzmann. (2020). Impact of Aging on the Accuracy of 3D-Printed Dental Models: An In Vitro Investigation. *J. Clin. Med*. 9, 1436.

BurdeA.(2017). Three-Dimensional Accuracy Evaluation of Two Additive Manufacturing Processes in the Production of Dental Models. *Key Eng. Mater*. 752, 119–125.

Choi J.(2019). Three-Dimensional Evaluation on Accuracy of Conventional and Milled Gypsum Models and 3D Printed Photopolymer Models. *Materials*.12, 3499.

Kihara H., Sugawara S., Yokota J., Takafuji K., Fukazawa S., Tamada A., Hatakeyama W., Kondo H. (2021-)Applications of three-dimensional printers in prosthetic dentistry. *J Oral Sci*. 9;63(3):212-216. Publishing. <https://doi.org/10.2334/josnusd.21-0072>.

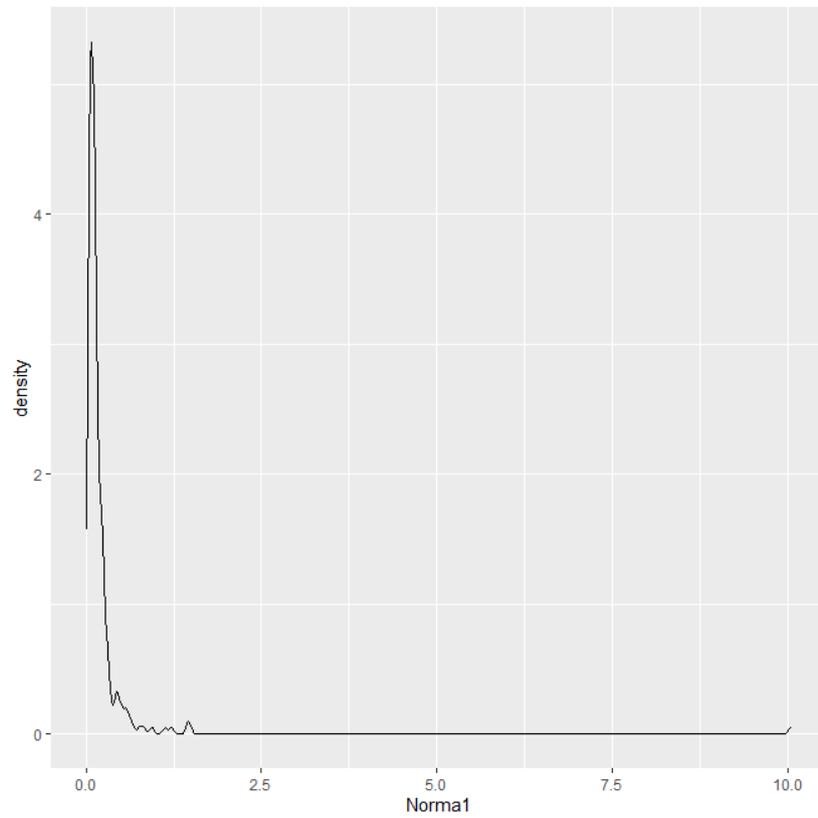
Kim, S.,Shin, Y., Jung., Hwang., Baik H. (2018) Precision and trueness of dental models manufactured with di_erent 3-dimensional printing techniques. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop*. 153, 144–153.

Lo Giudice A., Ronsivalle V., Rustico L., Aboulazm K., Isola G., Palazzo G.(2021).
Evaluation of the accuracy of orthodontic models prototyped with entry-level LCD-based
3D printers: a study using surface-based superimposition and deviation analysis. Clin
Oral Investig. Publishing. <https://doi.org/10.1007/s00784-021-03999-1>.

INDICE DE ANEXOS

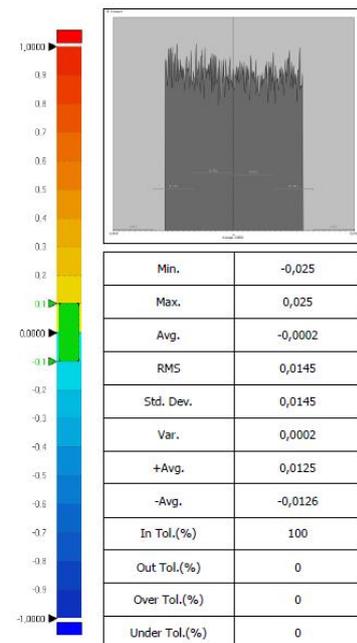
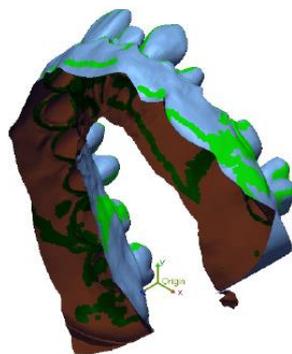
ANEXO 1.GRÁFICO DE DENSIDAD ATRIBUIBLE A LA REALIZACIÓN DE PRUEBAS NO PARAMÉTRICAS.....	47
ANEXO 2.ANÁLISIS DE MALAS MEDIANTE EL SOFTWARE GEOMAGIC CONTROL X	47
ANEXO 3.MODELOS 3D DENTALES IMPRESOS.	50

ANEXO 1. GRÁFICO DE DENSIDAD ATRIBUIBLE A LA REALIZACIÓN DE PRUEBAS NO PARAMÉTRICAS

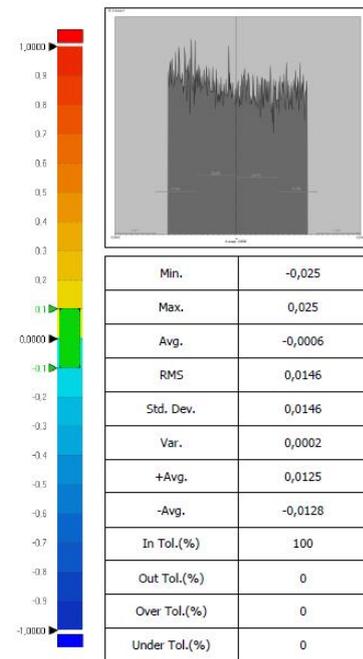
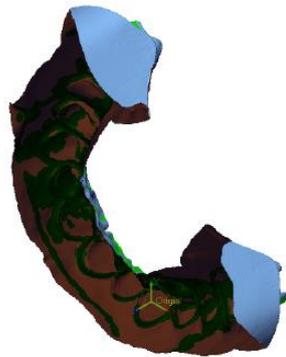


ANEXO 2. ANÁLISIS DE MALAS MEDIANTE EL SOFTWARE GEOMAGIC CONTROL X

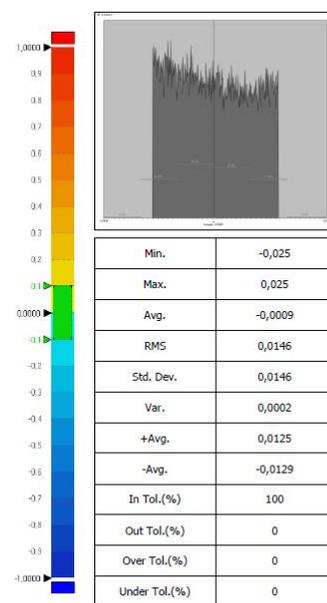
GRUPO INEOS – MOONRAY



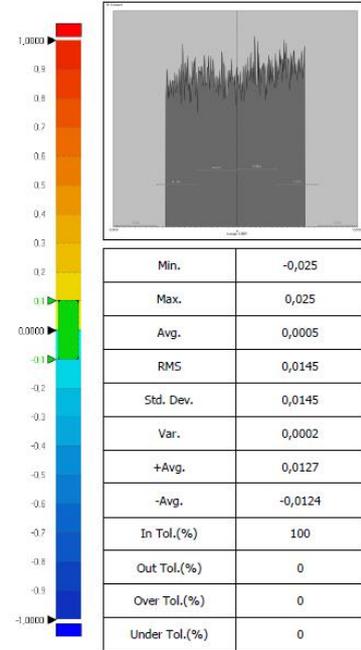
GRUPO INEOS – PHOTON



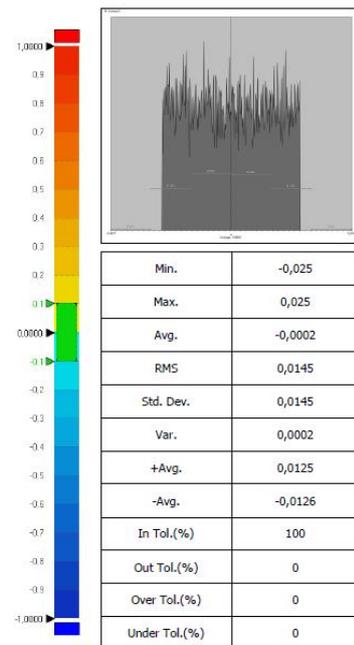
GRUPO OMNICAM – MOONRAY



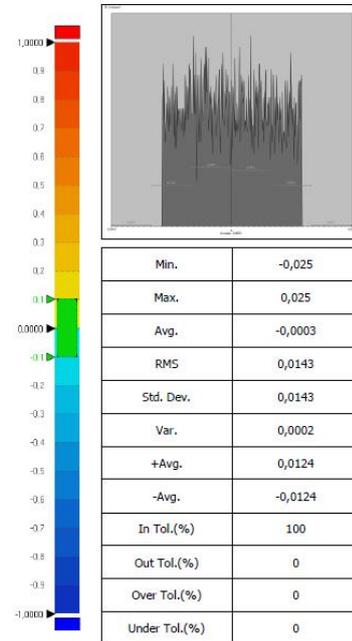
GRUPO OMNICAM – PHOTON



GRUPO PRIME – PHOTON



GRUPO PRIME – MOONRAY



ANEXO 3.MODELOS 3D DENTALES IMPRESOS.

INEOS – MOONRAY



OMNICAM – MOONRAY



PRIME – MOONRAY



INEOS – PHOTON S



OMNICAM- PHOTON S



PRIMESCAN- PHOTON S -

