



UNIVERSIDAD
Finis Terrae

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**PRECISIÓN Y VERACIDAD DE CINCO ESCÁNERES DIGITALES
DE USO ODONTOLÓGICO EN CUATRO TIPOS DE
TERMINACIONES CERVICALES**

ANDREA PAZ CALZADILLA SANTOS
NICOLÁS ENRIQUE GUERRERO MONTECINO

Tesis presentada a la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae,
para optar al título de Cirujano Dentista

Profesor Guía: Dr. Rodrigo Quiroga Del Pozo

Dr. Marco Ríos Sierra

Dra. Tania Lucavechi

Santiago, Chile

2022

AGRADECIMIENTOS

A nuestro profesor guía Dr. Rodrigo Quiroga Del Pozo por asumir esta responsabilidad, guiarnos y motivarnos con la investigación, además de encargarse de realizar los modelos virtuales .STL con sus respectivas preparaciones y facilitarnos su IOS.

Al Dr. Marco Ríos por facilitarnos su impresora 3D y su IOS, darnos motivación y también ser guía en esta investigación.

Al Dr. Daniel Schweitzer por facilitarnos su IOS.

Al Dr. Guillermo Pinet por facilitarnos su IOS.

A Carolina Vidal, quien nos ayudó a realizar el análisis estadístico.

A la Dra. Tania Lucavechi por ayudarnos y guiarnos durante el proceso de nuestra tesis.

ÍNDICE

Contenido

RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN.....	2
MARCO TEÓRICO.....	6
1. Sensores de imagen 3D	6
2. Diseño asistido por computadora y la tecnología de fabricación asistida por computadora (CAD-CAM).....	6
3. Ventajas CAD/CAM.....	7
4. Composición sistemas CAD/CAM	8
5. Escáneres Intraorales (IOS)	8
5.1 Funcionamiento IOS.....	8
5.2 Tipos de emisión de luz del IOS.....	9
5.3 Utilización de IOS	9
5.4 Tipos de escáneres	9
5.5 Tecnologías de IOS	10
5.6 Rendimiento de IOS	11
5.7 Dificultad de IOS.....	13
6. Escáneres	14
6.1 TRIOS 3 basic (3Shape).....	14
6.2 iTero Element 2 (Align Technology)	14
6.3 CEREC Primescan (Dentsply Sirona)	15
6.4 Medit i700	15
6.5 AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D.....	15
HIPOTESIS NULA.....	16
OBJETIVOS.....	17
I. Objetivo General	17
II. Objetivos Específicos.....	17
METODOLOGIA	18
1. Diseño del Estudio:.....	18
2. Universo y Muestra:.....	18
3. Criterios de inclusión y exclusión	18
4. Variables.....	18
4.1 Tabla 1: Variable Independiente.....	18
4.2 Tabla 2: Variables Dependientes.....	19
5. Técnicas de recolección de datos.....	20
6. Análisis e interpretación de los datos.	24

7. Consideraciones Éticas.....	25
RESULTADOS	26
DISCUSION.....	33
CONCLUSIONES	36
BIBLIOGRAFIA.....	37
ANEXOS	43

RESUMEN

Objetivo: Determinar la precisión y veracidad de diferentes escáneres en cuatro tipos de terminaciones cervicales.

Materiales y Método: Escáner: AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D; Medit i700; TRIOS 3 basic (3Shape); ITero Element 2 (Align Technology); CEREC Primescan (Dentsply Sirona). Tipos de terminación cervical: filo de cuchillo, chamfer, hombro recto, hombro redondeado. Muestra constituida por 12 modelos de resina de impresión (C&B MFH color A2, Nextdent). Grupos: Grupo i (incisivos) conformado por cuatro modelos diente 1.1; cada cual, con un tipo de terminación, mismo ejercicio con los siguientes grupos P (premolares) diente 1.4; y grupo M (molares) diente 1.6. Con cada escáner, en cada grupo, se escaneó 10 veces cada una de las terminaciones, obteniéndose en total 600 modelos virtuales en formato .STL.

Se diseñaron 12 modelos de referencia conformando el grupo μ .

Utilizando el software (GOM inspect software 2021) cada uno de los 600 modelos fue comparado con el grupo μ determinando la veracidad y precisión. Mediante el cálculo de la raíz cuadrada media de los triángulos que conforman las mallas de los modelos .STL se estableció un mapa de colores.

Análisis estadístico: Utilizando Microsoft Excel ® para tabular e IBM SPSS Statistics versión 26 para el análisis de los datos, se aplicó: Test ANOVA de 2 vías, prueba de Bonferroni y la prueba de Friedman. Resultados: Existe diferencia estadísticamente significativa al comparar los resultados.

Conclusión: Se rechaza hipótesis nula. Se comprueba significancia estadística de la relación de los elementos. Algunos de los valores tabulados superan los 0,025mm. Lo cual es clínicamente significativo determinando su relevancia al considerar la norma ISO 9917-1:2007 para los cementos de base acuosa y la norma ISO 4049:2000 para los cementos de resina.

INTRODUCCIÓN

Los escáneres de digitalización 3D, capturan la imagen de un objeto real y lo convierten en información digital transformando la superficie de un cuerpo en millones de puntos de coordenadas(1). Por lo tanto, los modelos virtuales de un objeto son simplemente un conjunto de puntos en el espacio 3D del ordenador, donde se representa la forma geométrica de un objeto en particular (2).

Los sensores de adquisición de imagen de formas tridimensionales fueron desarrollados a partir de 1970(3–5). Desde ésta época a la actualidad son muchos los tipos de sensores de adquisición de imagen que se han ido desarrollando a través de la historia, y con ello, en la actualidad es poco común ver sensores con un solo tipo de tecnología. Es así, como los equipos modernos fusionan más de una técnica de adquisición de coordenadas.(3)

Este desarrollo tecnológico tiene origen en otras áreas no médicas, distintas a la odontología, como el diseño y prototipado rápido, robótica, industria automotriz, ingeniería, geología, y estudio de relación de cuerpos finitos.(3,5)

Los sensores de escaneo en su espectro completo se pueden clasificar de diferentes maneras. 1.- Características de la fuente emisora: de tipo activo y de tipo pasivo. 2.-Según tipo de energía de la onda proyectada: energía electromagnética, energía ionizante, ultrasónicos, infrarrojos, ultravioleta, etc. 3.- Según la técnica de proyección de luz: Triangulación láser, luz estructurada, estéreo visión, fotogrametría, gradiente de texturas, etc.(3,6) (Anexo 1)

Estos equipos llevan años de desarrollo en otros rubros, y en algunos de ellos las capacidades superan ampliamente lo necesario en nuestro quehacer odontológico, puesto que la adopción de este tipo de tecnología por parte de la medicina y posteriormente la odontología, es particularmente reciente. Es por ello, que al mismo tiempo podemos encontrar que un equipo con idéntica finalidad,

pero con distinta ingeniería o técnica de adquisición de imágenes, puede no cumplir con la demanda mínima para una correcta ejecución en el área odontológica.

La clasificación de los escáneres más utilizados en odontología pareciera hacer alusión a su presentación ergonómica, es decir, si es utilizable directo en la boca del paciente, o es necesario la ejecución de etapas intermedias, tales como, toma de impresiones, vaciados de modelos en yeso, recorte, montaje, toma de relaciones intermaxilares, etc.

Es así como en odontología los sensores de imagen se clasifican principalmente en escáneres intraorales (intraoral scanner (IOS)) y escáneres de mesón (desktop scanner (DS)). Los cuales son los equipos más comunes en la etapa de adquisición de imagen (CAI; computer aided imaging), siendo el paso previo para las etapas de diseño (CAD; computer aided design), y fabricación (CAM; computer aided materialization), revolucionando la odontología convencional en todas sus áreas(7).

La cadena de procesos CAI/CAD/CAM comienza con la adquisición de datos por parte de un sensor capaz de generar un input o señal procesable como archivo de coordenadas o formato compatible de malla poligonal. El más extensamente conocido en odontología es el formato .STL.

Luego, este input debe ser interpretado y su señal transformada por un procesador con el objetivo de ubicar los diferentes puntos de interés captados por este sensor en un plano cartesiano tridimensional donde tales puntos serán unidos para crear un polígono, es decir, triángulo y con ello crear una imagen tridimensional. Así, esta serie de triángulos conectados a través de sus vértices, aristas y caras conformarán mallas virtuales representando la superficie de un cuerpo real. Los puntos que conforman estos cuerpos poligonales al tener ubicación codificable permiten crear otros cuerpos relacionados a sus coordenadas y efectuar

operaciones paramétricas precisas, booleanas, iterativas, o de otro tipo, limitadas por el software de diseño que estemos utilizando. De esta manera, sería posible diseñar una restauración sobre un modelo obtenido del escaneo y posterior representación en el procesador, finalmente esto es enviado a un dispositivo de materialización (aditiva o sustractiva) computarizado para fabricar la restauración (8).

Por otra parte, la adaptación marginal de la estructura protésica al sustrato dentario existente, resulta ser un elemento clave para el éxito y pronóstico de cualquier restauración (9), en prótesis fija, esto se traduce a la perfecta correlación entre el borde marginal de la preparación, y el margen externo del elemento protésico. Debiendo generarse una línea de cementación lo más pequeña posible, idealmente alcanzar la más íntima interrelación de tendencia al Cero.(10–12)

Con respecto al párrafo anterior, según la norma ISO 9917-1:2007 para los cementos de base acuosa y la norma ISO 4049:2000 para los cementos de resina determinan 0,025 y 0,05mm respectivamente como los grosores máximos aceptables de una línea de cementación.(13,14)

La línea de terminación cervical se configura por la unión entre la pared axial del muñón y el perímetro del diente. El tallado de ésta, se puede llevar a cabo mediante distintos métodos acorde al material de la restauración futura a utilizar. Es así, como podemos encontrar múltiples diseños: Chamfer, que se caracteriza por la unión entre la pared axial y gingival hecha por un segmento de círculo que debe presentar el espesor suficiente para asentar el material restaurador. Se indica para coronas metálicas, metal-cerámicas y coronas cerámicas(15); Filo de Cuchillo, caracterizado por ser una preparación con una geometría de margen vertical. Se indica para coronas metálicas y restauraciones provisionales(16); Hombro recto, aquí la pared axial forma un ángulo de 90° con la pared cervical. Se indica para coronas de cerámica pura, contraindicado para estructuras metálicas.

(15); Hombro redondeado, similar al hombro recto, pero presenta un ángulo interno redondeado. Se indica para coronas cerámicas y metal-cerámicas(17).

En base a esto, para el siguiente estudio se considerará una brecha marginal inferior a 0.5mm como clínicamente aceptable según la norma ISO 9917-1:2007 para los cementos de base acuosa y la norma ISO 4049:2000 para los cementos de resina (13,14). Para lo anterior, es pertinente demostrar la exactitud de IOS para diferentes tipos de líneas de terminación, pues con ello, el odontólogo podrá lograr discernir entre cada uno de ellos en la práctica clínica de acuerdo con las diferentes terminaciones cervicales a utilizar en las preparaciones dentales indirectas.

Considerando todo lo planteado anteriormente, es pertinente comparar el rendimiento de distintos IOS en diferentes tipos de terminación cervical, no sólo a la hora de escanear una preparación, sino que también pensando al momento de fabricar la restauración.

Es por esto por lo que surge la siguiente interrogante: ¿Cuál es la diferencia en la precisión y veracidad entre diferentes escáneres usados en flujo digital, al escanear 4 tipos diferentes de terminación cervical?

Respondiendo a esta interrogante, en el siguiente trabajo de investigación se analizará cuál es la diferencia entre distintos escáneres de uso odontológico en términos de precisión y veracidad en 4 terminaciones cervicales para así obtener resultados clínicos consistentes, tanto a nivel de adaptación marginal como línea de terminación.

MARCO TEÓRICO

1. Sensores de imagen 3D

La creación de sensores ópticos fue bastante demandada en la década de 1970 y 1980. Así se desarrollaron en laboratorios de investigación sensores de imagen 3D para ser aplicados en la fabricación mecánica, controles de calidad y mediciones mediante prototipos de investigación.(3,5) De este modo, se integraron fuentes de luz óptica, sensores ópticos y de imágenes tridimensionales, y diversos componentes para la detección del cuerpo real.

Los sensores de imágenes tridimensionales proyectan y adquieren energía de tipo electromagnética, mediante una técnica activa o pasiva. Luego la energía transmitida es registrada en un software, donde se fusionan los datos en una nube de puntos mediante la alineación de todas las superficies capturadas, y después se determina la malla de teselación que modela la superficie del objeto en forma 3D, y luego se obtienen los datos de reflexión para visualizar la superficie del objeto virtual. Sin embargo, los sensores de imagen pueden tener fallas ya sea por datos faltantes o por mala calidad, esto se relaciona con la geometría óptica del sistema, el dispositivo óptico de adquisición, la técnica de medición y las características del objeto a escanear. Es así como también el rendimiento del sensor depende de la dimensión, la forma, la textura, la temperatura y la accesibilidad del objeto real (3,6).

2. Diseño asistido por computadora y la tecnología de fabricación asistida por computadora (CAD-CAM)

Conforme a lo acontecido en el año 1980, el Sistema CEREC (con Mörmann y Brandestini) introdujo a la industria la tecnología CAD / CAM en el año 1985(18). Esta sigla corresponde al diseño asistido por computadora (CAD) y la tecnología de fabricación asistida por computadora (CAM). El proceso de producción

CAD/CAM utiliza digitalización que puede ser directa o indirecta, permitiendo así el diseño, análisis y fabricación (aditiva o sustractiva) de restauraciones con una computadora (19). En un principio, la invención de los escáneres de mesa (que se utilizan en los laboratorios dentales) fueron la primera aplicación de CAD / CAM a la odontología, cuya utilización fue para digitalizar modelos de yeso antes de su fresado y también para la fabricación de prótesis dentales, proporcionando en la actualidad una mayor eficiencia en el flujo de trabajo clínico(18).

3. Ventajas CAD/CAM

La mayor eficiencia en el entorno clínico con respecto a las tecnologías de imagen 3D, guarda relación con las ventajas que otorgan los IOS 3D tales como simplificación del flujo tradicional de trabajo, permite crear, almacenar y actualizar periódicamente datos y simular intervenciones quirúrgicas (6). Por un lado, los sistemas CAD / CAM facilitan de mejor manera la planificación del tratamiento de un paciente por parte del odontólogo, permite la aceptación de casos por parte de la persona que se encuentra en tratamiento (enseñándole al paciente mediante un monitor las etapas del tratamiento y su resultado final) y por parte de trabajos de investigación, la facilidad de comunicación con los laboratorios, la reducción del tiempo operatorio debido a que los mismos equipos CAD/CAM se pueden encontrar directamente en la consulta dental y de este modo reducir los tiempos de trabajo. (7).

El escaneo intraoral permite una mejor visualización del objeto real escaneado en un tiempo más acotado, así como también, con el escaneo se obtienen colores automáticos registrados por el dispositivo que se asemejan al objeto real y se pueden seleccionar tonos estéticos(9). Estas tecnologías, abren nuevas posibilidades, dentro de estas se encuentran herramientas virtuales de corte y fusión, mediante sistemas de análisis de medición de desgaste y recesión de estructuras dentales tanto duras como blandas(20)De este modo, los sistemas

digitales que se han ido incorporando a la Odontología han permitido realizar diversos procedimientos con ciertas limitaciones (21).

4. Composición sistemas CAD/CAM

Los sistemas CAD / CAM tiene tres componentes principales, dentro de ellos se encuentran: 1: una unidad de adquisición de datos mediante un escáner intraoral, 2: software para diseñar restauraciones virtuales en un molde de trabajo virtual y luego calcular los parámetros de fresado de dicho diseño; y 3: un dispositivo de fresado computarizado para fabricar la restauración diseñada a partir de un bloque sólido del tipo de material seleccionado para su confección o mediante una fabricación aditiva del material de restauración a utilizar(8).

5. Escáneres Intraorales (IOS)

5.1 Funcionamiento IOS

Las cámaras y sensores requieren la proyección de luz, la cual se registra ya sea como imágenes individuales o video, para luego ser compilada por un software después de haber sido reconocidos los puntos de interés del objeto escaneado (7). Existe una emisión de luz por parte del scanner y por ende la captación de puntos que son dispuestos en un espacio 3D virtual, esto es enviado a la CPU para ser procesado por el software, siendo este último, el encargado de darle un formato digital para ser visto en pantalla. Los escáneres intraorales (IOS) capturan imágenes virtuales tridimensionales de las preparaciones dentales realizadas, y con ellas, las restauraciones pueden ser fabricadas mediante los sistemas CAD/CAM(18).

5.2 Tipos de emisión de luz del IOS.

Existen técnicas de obtención de imagen tridimensional tanto activa como pasiva. Las técnicas pasivas, para iluminar los tejidos intraorales, utilizan sólo iluminación ambiental, y la imagen obtenida está directamente relacionada con la cantidad de iluminación sobre el objeto puesto que depende en cierto grado de la textura de este (7), es decir, el IOS no emite ningún tipo de radiación de luz sobre la superficie a escanear (6). Sin embargo, las técnicas activas utilizan luces estructuradas que pueden ser blancas, rojas o azules las cuales son proyectadas desde la cámara sobre el objeto a escanear, por lo tanto depende en menor medida de la textura y el color real de los tejidos escaneados para su reconstrucción 3D (7), y se necesita de su reflexión para calcular la posición del objeto (6).

5.3 Utilización de IOS

Son dispositivos para capturar impresiones ópticas directas, la digitalización para preparaciones dentales simples y compuestas, la digitalización de arcadas para estudios, la digitalización para transferencia de implantes (Scan body), el registro de volúmenes pre y post quirúrgicos, también se pueden usar como registro medicolegal y, como cámaras intraorales (IOC).

5.4 Tipos de escáneres

Dentro de las cámaras intraorales se pueden encontrar 2 tipos, uno de ellos son las cámaras de imagen única, las cuales graban imágenes de forma individual de la dentición, como lo son ITero (tecnología Align), PlanScan (Planmeca), CS 3500 (Carestream Dental LLC) y Trios (3 Shape) los cuales graban 3 dientes en una sola imagen (8). Para obtener el registro de áreas más amplias de la arcada, se superpone una serie de imágenes individuales para, de este modo, reconstruir un modelo virtual 3D, colocando la cámara intraoral desde diferentes ángulos (8)

respecto al objeto a escanear para obtener una mayor cantidad de datos registrados, y las áreas que no logran ser visualizadas se extrapolan mediante el software para completar la malla tridimensional virtual(8). Y el segundo tipo de ellas, son las cámaras de video las cuales realizan lo mismo que el sistema anteriormente mencionado, pero a mayor velocidad, dentro de este grupo están True Definition (versión más reciente de Lava Escáner oral en silla, COS), Apollo DI (Sirona) y Sistemas OmniCam (Sirona)(8).

Por otro lado, existen los escáneres de laboratorio en donde se pueden encontrar los escáneres ópticos y mecánicos(8). Luego de esto, el computador calcula los datos obtenidos de la profundidad de la estructura dental modulando la imagen en la cuadrícula o red de medición (8).

5.5 Tecnologías de IOS

a. Luz Estructurada: Desplaza un patrón de luces y sombras sobre la superficie del objeto a escanear, en que el software conoce que fue emitido por una proyección de líneas rectas o barras y es capaz de calcular si existe una deformación de ellas y el porqué de dicha información, además calcula la cercanía de ellas y su diámetro, al igual que su grado de dispersión. Con esta información, capta POI y los registra en un espacio 3D virtual que va a componer la imagen posteriormente. Por lo tanto, la deformación de este patrón de luces y sombras es el que va a permitir identificar POI que van a ser representados en una malla 3D(3,6).

b. Microscopía Confocal: Un haz de luz es proyectado sobre una superficie y es reflejado. Esa luz reflejada pasa a través de un lente que la enfoca según la distancia reflejada, para luego ser capturada por un sensor. Es importante destacar, que este tipo de tecnología utiliza lentes que son móviles los cuales pueden hacer barridos de focos. Esta tecnología sólo captura el área que

está en foco y va a desconocer lo que está fuera de él. El área enfocada con las IOS con tecnología confocal es la que va a determinar los POI.

Por lo tanto, es una tecnología que se basa en la obtención de imágenes tanto enfocadas como desenfocadas a diferentes profundidades, con diferentes valores de apertura y ángulos alrededor del objeto de interés, que son seleccionadas detectando el área más nítida de la imagen o información obtenida para luego inferir la distancia que hay hacia el objeto de interés el cual se correlaciona con la distancia focal del lente(7).

c. Trigonometría o triangulación: Se basa en el concepto de la trigonometría en donde para calcular la posición y distancia de un punto de un triángulo (el objeto) se puede obtener su resultado conociendo las posiciones y ángulos de dos puntos de vista o dos tomas de imágenes ya sea con una cámara con un giroscopio o teniendo dos lentes, para así posicionarlo en el sistema de puntos en el espacio 3D virtual(3,7).

d. AWS: Active Wavefront Sampling, es decir, muestreo de fuente de onda activo(7). Este sistema de tecnología se basa en que la captación del reflejo de un emisor de luz pasa por un objetivo o apertura móvil o giratorio alrededor del eje óptico y produce la rotación del POI, y entonces los objetos que estén más próximos (es decir, el reflejo de luz que esté más próximo) van a rotar menos en el receptor que lo que se encuentra más lejos, y con ello se identifica la distancia y profundidad del objeto a partir del patrón producido por el POI(3,7).

5.6 Rendimiento de IOS

A la hora de medir el rendimiento de IOS y de este modo poder comparar entre unos y otros, la Organización Internacional de Normalización (ISO) ha definido los siguientes conceptos:

- **“Accuracy”**: Traducida como exactitud, consiste en veracidad y precisión(21).
- **“Trueness”**: Traducida como veracidad o certeza se define como la cantidad que un objeto de prueba escaneado se desvía de un objeto de referencia (estándar de referencia). Un escáner con mayor fidelidad ofrece una reproducción del objeto tridimensional que se asemeja más al objeto escaneado originalmente”(21).
- **“Precision”**: Traducida como precisión, representa la repetibilidad de las medidas. Un escáner con mayor precisión ofrece resultados más consistentes después de repetidos escaneos”(21)

Por lo tanto, la veracidad describe la diferencia existente entre el valor medido y el verdadero (del estándar de referencia), y la precisión evalúa la diferencia que existe entre las mediciones consecutivas entre el objeto de referencia y el objeto escaneado(22).

La exactitud de un dispositivo de escaneo podría variar según cuál sea la tecnología del IOS a utilizar, y según qué sustancias existen alrededor del sitio a escanear y con ello, de qué manera incide la luz en el sitio a escanear, puesto que las propiedades físicas de un sustrato escaneado afectan la forma en que la luz se refleja en la superficie de él. Es así como, a reflectividad, el índice de refracción y la translucidez (RR&T) de un material o sustrato determinado pueden cambiar la cantidad de luz que es recibida por un sensor de IOS, lo que puede afectar directamente la calidad de los datos 3D que fueron capturados(21).

Con respecto a lo anterior, los diferentes tejidos de los dientes y los materiales dentales tienen diferentes índices de refracción y translucidez. Por lo tanto, si un dispositivo IOS no está diseñado para considerar el RR&T, las diferencias de

refracción de la luz que se produzcan entre los sustratos podrían disminuir la precisión del escaneo(21).

5.7 Dificultad de IOS

IOS también pueden presentar ciertas desventajas que son sumamente importantes en el área clínica dental, específicamente en el ámbito restaurador debido a que tienen dificultad para detectar líneas de terminación cervicales de forma precisa y veraz de las preparaciones para prótesis fija unitaria, ya sea porque haya presencia de sangrado en la zona a digitalizar lo que puede interferir en la detección de márgenes protéticos debido a que se oscurece la zona al ocupar un espacio o que los márgenes de la preparación dental se encuentren subgingivales siendo difícil que la luz detecte correctamente la terminación cervical haciendo que se modifique su ángulo de incidencia, donde un punto importante a considerar es que al momento de retirar el hilo retractor el surco gingival inmediatamente tiende a cerrarse (23) lo cual dificulta aún más en la práctica clínica profesional la toma de impresiones con IOS. Y la luz no puede separar físicamente el surco gingival, por lo tanto, no puede registrar áreas con dificultad visual(23).

Ante todas estas dificultades clínicas, existen estrategias que se pueden implementar que ayudan con una correcta detección de las líneas de terminación cervical, dentro de ellas están la “inserción de hilo retractor tanto simple como doble, restauraciones provisionales con un correcto perfil de emergencia” (23), control de la hemorragia e higiene de la zona a digitalizar(23).

Esto busca lograr una discrepancia marginal clínicamente aceptable, muchos autores reconocen una brecha marginal inferior a 0,075mm como clínicamente razonable(24,25). Para este estudio se considerará la norma ISO 9917-1:2007 para los cementos de base acuosa y la norma ISO 4049:2000 para los cementos

de resina determinan 0,025 y 0,05mm respectivamente como los grosores máximos aceptables de una línea de cementación. (13,14)

6. Escáneres

6.1 TRIOS 3 basic (3Shape)

Es un escáner intraoral compacto diseñado con un eje recto, el cual tiene 3 versiones: carro con pantalla táctil, versión USB y una versión incorporada en la unidad de tratamiento dental. Funciona mediante microscopía confocal sin polvo cuyo tipo de imagen es múltiple, es decir, que los rayos de luz emitidos en paralelo sobre la superficie que se va a escanear son retrodispersados en la misma trayectoria óptica y, en proporción a la distancia del enfoque al objeto, se muestran en diferentes niveles de profundidad de campo con la nitidez correspondiente, permitiendo, a su vez, el cálculo 3D del objeto escaneado. Tiene integrada funciones para la determinación de color digital así como también para el bloqueo de superficies que no deben ser modificadas en caso de ser necesario volver a escanear (20).

6.2 iTero Element 2 (Align Technology)

IOS que funciona mediante microscopia confocal paralela sin polvo en forma monocromática entregando imágenes múltiples. Así logra capturar 6000 fotogramas por segundo (fps). Su cabezal se redujo un 40% en tamaño respecto a su modelo predecesor. Para el flujo de trabajo es necesario siempre estar conectado en la plataforma patentada basada en la nube MyAligntech, y solo desde allí es posible la exportación de datos (20).

6.3 CEREC Primescan (Dentsply Sirona)

IOS que funciona con los principios básicos de la microscopia confocal, y además según la técnica de triangulación activa. Aquí una cámara proyecta un patrón cambiante de luz azul sobre el objeto, utilizando rejillas de proyección, que tienen una distribución aleatoria de transmitancia, y que están formadas por subregiones, que contienen estructuras transparentes y opacas. Emplea diodos emisores de luz azul (LED); la luz azul intensa, de longitud de onda más corta, lo que permite alcanzar una mayor precisión. Las imágenes están libres de distorsiones, incluso en la periferia, de modo que se pueden unir varias imágenes con gran precisión (6).

6.4 Medit i700

IOS que utiliza luz azul estructurada, esta es irradiada de forma codificada hacia el objeto a medir, la adquiere mediante un dispositivo de imagen y luego adquiere información de ubicación tridimensional en la superficie del objeto a medir a través del análisis del mismo. Es decir, un método de luz estructurada que proyecta un patrón estructurado en un objeto que se medirá usando un dispositivo de proyección óptica, lo adquiere a través de un dispositivo de imagen y luego analiza la imagen adquirida para calcular datos tridimensionales (26).

6.5 AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D

Corresponde a un escáner de mesa, este funciona mediante la tecnología de luz estructurada y su fuente de luz es luz azul. Presenta como formatos de salida .stl, .obj y .ply. Presenta velocidad de escaneo mejorada, una planificación inteligente de escaneo de modelos sin separar garantiza resultados óptimos de escaneo y una mayor eficiencia y es compatible con múltiples aplicaciones de escaneo dental, incluyendo encerados, troqueles, modelos en yeso, impresiones, articuladores y texturas(27).

HIPOTESIS NULA

No existiría diferencia estadísticamente significativa entre los diferentes escáneres utilizados en este trabajo, en términos de precisión y veracidad, al escanear 4 tipos diferentes de terminación cervical.

OBJETIVOS

I. Objetivo General

Determinar la precisión y veracidad de diferentes escáneres usados en flujo digital, al escanear 4 tipos diferentes de terminación cervical.

II. Objetivos Específicos

1. Determinar la precisión de 5 diferentes escáneres usados en flujo digital, al escanear 4 tipos diferentes de terminación cervical.
2. Determinar la veracidad de 5 diferentes escáneres usados en flujo digital, al escanear 4 tipos diferentes de terminación cervical.
3. Comparar los resultados de precisión y veracidad entre los diferentes escáneres.

METODOLOGIA

1. Diseño del Estudio:

El diseño del estudio es Experimental *in vitro*.

2. Universo y Muestra:

Tipo de muestreo: No aplica.

Tamaño muestral: No aplica.

3. Criterios de inclusión y exclusión

Criterios de Inclusión: No aplica.

Criterios de Exclusión: No aplica.

4. Variables.

4.1 Tabla 1: Variable Independiente.

Variables	Definición conceptual	Naturaleza de la variable	Nivel de medición	Instrumento u obtención de datos	Indicador o codificador
Terminación cervical	Configuración de la unión entre la pared axial del muñón y el perímetro del diente.	Cualitativa	Nominal	Software de diseño (Meshmixer, Autodesk)	1.- Chamfer 2.- Filo de Cuchillo 3.- Hombro recto 4.- Hombro redondeado

4.2 Tabla 2: Variables Dependientes.

Variables	Definición conceptual	Naturaleza de la variable	Nivel de medición	Instrumento de obtención de datos	Indicador o codificador
Precisión	Representa la repetibilidad de las medidas.	Cuantitativa	Continua	Programa de análisis 3D basado en la raíz cuadrada media (RMS).	El rango del mínimo y máximos esperables se establecieron en 10 μm , y 100 μm .
Veracidad	La cantidad que un objeto de prueba escaneado se desvía de un objeto de referencia (estándar de referencia).	Cuantitativa	Continua	Programa de análisis 3D basado en la raíz cuadrada media (RMS).	El rango del mínimo y máximos esperables se establecieron en 10 μm , y 100 μm .

5. Técnicas de recolección de datos.

Previo calibración del clínico y según la indicación del fabricante, se realizó un escaneo con IOS (TRIOS 3; 3Shape) de un incisivo central superior derecho (diente 1.1), un primer premolar superior derecho (diente 1.4) y un primer molar superior derecho (diente 1.6) obtenidos en modelo digital stl. Estos dientes pertenecen a dientes de stock utilizados para ensayo en manequin (P-Oclusal Productos Odontológicos Ltda).

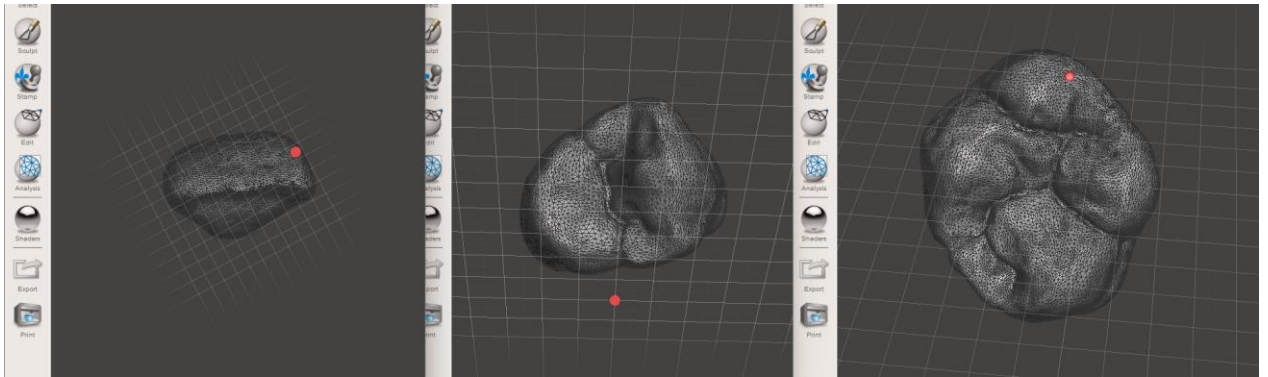


Imagen 1: Se muestra la malla virtual .stl de los 3 dientes obtenidos con este primer escaneo.

Luego de este primer escaneo, de cada diente se diseñó en un software de diseño (Meshmixer Autodesk versión 3.6.474, 2017) 4 terminaciones cervicales: Chamfer, Filo de Cuchillo, Hombro recto, Hombro redondeado, que fueron generados en modelo .stl, así, por cada uno de los tres grupos diferentes obtuvimos 12 modelos iniciales virtuales los cuales fueron nuestros modelos de referencia conformando el (grupo μ). Estos fueron impresos en una impresora 3D (Sonic Mini 4K, Anycubic) en resina de modelo (C&B MFH color A2, Nextdent). Cada uno de los modelos impresos fue colocado sobre un vástago de cera para facilitar su manipulación y estabilidad, y por consiguiente, su posterior escaneo.

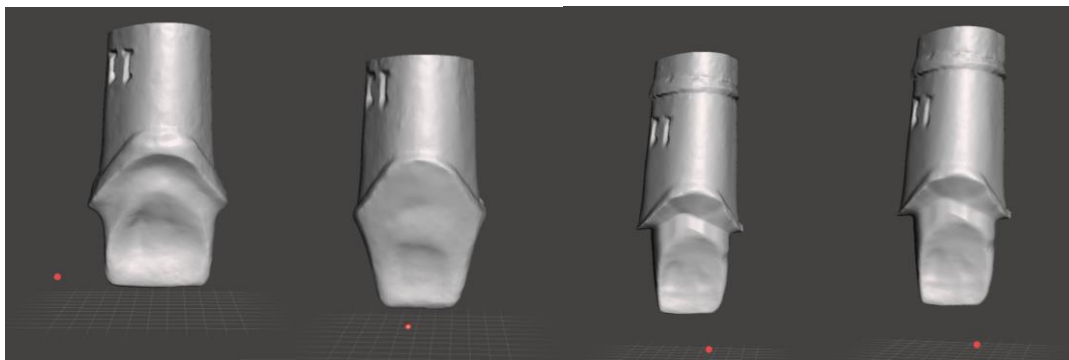


Imagen 2: Se muestra la renderización del diente 1.1 con sus 4 preparaciones: Chamfer, Filo de cuchillo, Hombro recto y Hombro redondeado.

La muestra estaba constituida por 12 modelos de resina de impresión (C&B MFH color A2, Nextdent). Separados en tres conjuntos, el primer conjunto (grupo i) conformado por cuatro modelos de la pieza 1.1 (Incisivos) cada uno de los cuales presentaba uno de los cuatro tipos de terminación respectivamente, el segundo conjunto (grupo P) conformado por cuatro modelos de la pieza 1.4 (Premolares) cada uno de los cuales presentaba uno de los cuatro tipo de terminación respectivamente, y el tercer conjunto (grupo M) conformado por cuatro modelos de la pieza 1.6 (Molares) cada uno de los cuales presentaba uno de los cuatro tipos de terminación respectivamente.

Con cada uno de los cinco escáner se procedió a escanear los tres grupos por separado (Grupo i, grupo P, grupo M) al mismo tiempo cada grupo al estar conformado por cuatro terminaciones cervicales antes descritas, y al escanear 10 veces cada una de estas terminaciones se obtuvieron: 10 modelos por cada terminación, al ser cuatro terminaciones obtuvimos 40 modelos virtuales, al ser tres grupo se obtuvieron 120 modelos virtuales por cada escáner, y al ser cinco escáner se obtuvieron en total 600 modelos virtuales en formato .stl lo cual conforma el total de la muestra. No se utilizó polvo para el escaneo en este estudio experimental in vitro.

Los valores cuantitativos se obtuvieron mediante cálculo de la raíz cuadrada media de los triángulos que conforman las mallas de los modelos .stl. A partir de esto, se estableció un mapa de colores. El color rojo representa que esa zona en particular al compararse con la posición de los puntos, aristas y caras de los triángulos del .stl original, presentan una disposición en el plano cartesiano tridimensional con un valor de vector negativo en la combinación de coordenadas, considerando el 0 particular en cada uno de los puntos que conforman la malla de cada uno de los elementos del grupo μ . De igual forma el color azul representa la misma situación, pero con valores positivos. En tercera condición el color verde representa coincidencia con la posición de los elementos comparados.

Los datos obtenidos fueron tabulados en una base de datos de Microsoft Excel ®. En el análisis estadístico de veracidad se utilizó el test ANOVA de 2 factores obteniéndose resultados estadísticamente significativos a los cuales se les aplicó la prueba de Bonferroni. Para evaluar la precisión se utilizó la prueba de Friedman.

Utilizando el software (GOM inspect software 2021(2021 Hotfix 2, Rev. 143640, Build 2021-11-11)) cada uno de los 600 modelos de la muestra fue comparado uno por uno con los modelos .stl originales del grupo μ .

La veracidad y precisión fueron medidas superponiendo los archivos .stl del grupo μ con los datos .stl de los grupos i, P y M respectivamente.

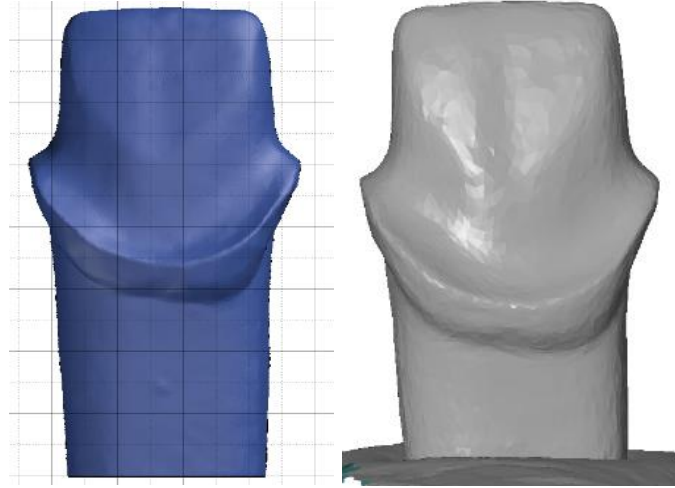


Imagen 3: Color azul: modelo .stl original o de referencia renderizado. Color gris: modelo .stl de la imagen obtenida renderizado. Se superpusieron los datos del modelo .stl de referencia con los datos del modelo .stl obtenido de cada escáner mediante una “prealineación” del programa GOM inspect.

Los valores cuantitativos se obtuvieron mediante cálculo de la raíz cuadrada media de los triángulos que conforman las mallas de los modelos .stl.

$$RMS = \frac{1}{\sqrt{n}} \times \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_{1,i} - x_{2,i})^2}$$

Donde n es la suma de los puntos medidos, x₁, es la medida punto i del modelo de referencia, y x_{2,i} es la medida punto i del modelo de prueba.

El rango del máximo y mínimos esperables se establecieron en 10 um, y el rango de valores críticos máximos y mínimos se establecieron en 100 um.

A partir de esto, se estableció un mapa de colores. El color rojo representa que esa zona en particular al compararse con la posición de los puntos, aristas y caras de los triángulos del .stl original, presentan una disposición en el plano cartesiano tridimensional con un valor de vector negativo en la combinación de coordenadas, considerando el 0 particular en cada uno de los puntos que conforman la malla de cada uno de los elementos del grupo μ. De igual forma el color azul representa la

misma situación, pero con valores positivos. En tercera condición el color verde representa coincidencia con la posición de los elementos comparados.

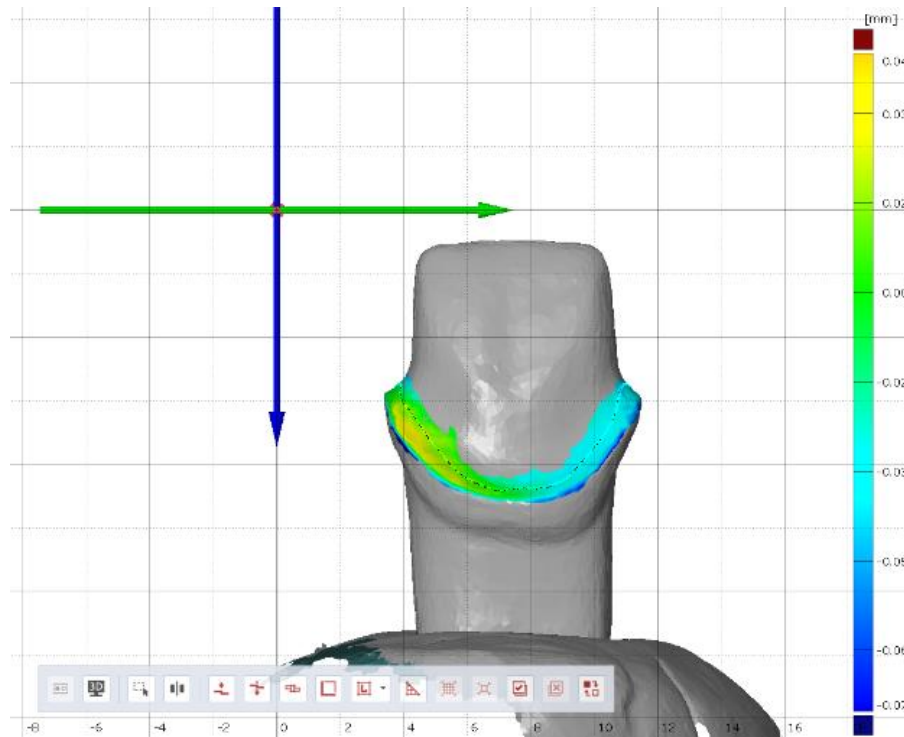


Imagen 4: Comparativa de superficies entre el modelo .stl de referencia y el modelo .stl obtenido en cada escaneo.

6. Análisis e interpretación de los datos.

Los datos obtenidos fueron tabulados en una base de datos de Microsoft Excel ®. Para la descripción de las variables de tanto su resultado como su reporte se utilizaron tablas y gráficos de caja desarrollados mediante el Software IBM SPSS Statistics versión 26.

La descripción de las variables cuantitativas fueron expresadas mediante la realización de medidas descriptivas (medidas de tendencia central: media mediana), medidas de dispersión (desviación estándar), y medidas de localización (rango intercuartílico o percentiles).

Luego para evaluar si existían diferencias de certeza en función de los distintos escáneres utilizados, las preparaciones, o la interacción entre ambos factores, se realizó un ANOVA de 2 vías o de 2 factores. Al obtenerse resultados estadísticamente significativos y verificar la diferencia dada, se evaluó con la prueba de Bonferroni mediante comparaciones múltiples cuál de estos factores está generando esta significancia y diferencia estadística.

Para evaluar la precisión fue necesario crear 20 grupos (grupo 1 al 20; tabla 5) en función del escáner y la preparación entre los 3 grupos (i, P y M) para el análisis posterior y así obtener comparaciones entre los 10 escaneos realizados en cada preparación para cada diente con su respectiva terminación cervical. Luego de aquello, se hizo un contraste de hipótesis mediante la prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos, constatándose que el grupo N°15 rechazaba la hipótesis nula, por lo tanto, se hizo una comparación por parejas de dicho grupo para verificar la diferencia dada.

7. Consideraciones Éticas.

Este estudio fue presentado al comité de ética, solicitando una dispensa ya que corresponde a un estudio in vitro sin utilización de material orgánico, ni animal ni humano.

RESULTADOS

Con respecto a la determinación de veracidad de 5 diferentes escáneres usados en flujo digital, al escanear 4 tipos diferentes de terminación cervical. Se obtuvo, como se puede observar en la tabla 1, que para la preparación chamfer el TRIOS 3 basic (3Shape) tiene una media de desviación de -0,012 mm respecto al modelo virtual original, mientras que el AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D cuya media de desviación es de 0,0058 mm, versus el Medit i700 cuya media de desviación es de -0,0019 mm, así mismo el Itero Element 2 (Align Technology) tiene una media de desviación de -0,0065 mm y finalmente el CEREC Primescan (Dentsply Sirona) tiene una media de desviación de -0,0004 mm para dicha preparación. Para la preparación filo de cuchillo el TRIOS 3 basic (3Shape) tiene una media de desviación de -0,018 mm respecto al modelo virtual original, mientras que el AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D cuya media de desviación es de -0,022 mm, versus el Medit i700 cuya media de desviación es de -0,0008 mm, así mismo el Itero Element 2 (Align Technology) tiene una media de desviación de -0,017 mm y finalmente el CEREC Primescan (Dentsply Sirona) tiene una media de desviación de -0,016 mm para dicha preparación. Para la preparación hombro recto el TRIOS 3 basic (3Shape) tiene una media de desviación de 0,01 mm respecto al modelo virtual original, mientras que el AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D cuya media de desviación es de 0,03 mm, versus el Medit i700 cuya media de desviación es de 0,04 mm, así mismo el Itero Element 2 (Align Technology) tiene una media de desviación de 0,078 mm y finalmente el CEREC Primescan (Dentsply Sirona) tiene una media de desviación de 0,014 mm para dicha preparación. Y finalmente para la preparación hombro redondeado el TRIOS 3 basic (3Shape) tiene una media de desviación de -0,001 mm respecto al modelo virtual original, mientras que el AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D cuya media de desviación es de 0,019 mm, versus el Medit i700 cuya media de desviación es de 0,014 mm, así mismo el Itero Element 2 (Align Technology) tiene una media de desviación de 0,0082 mm y finalmente el

CEREC Primescan (Dentsply Sirona) tiene una media de desviación de 0,0086 mm para dicha preparación.

La media de escaneo con CEREC Primescan (Dentsply Sirona) para la preparación de hombro redondeado es el que obtuvo un valor más cercano a 0. Aquellos que más se alejaron de éste, fueron AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D y Medit i700 ambos escaneando la preparación hombro recto.

Se observa en la Tabla 1 en color verde aquellos valores en milímetros que están entre 0.025 y 0.049mm, y en color rojo aquellos valores en milímetros que están sobre 0.05mm

Escáner	Preparación	n	Media	Mediana	Desv. Est.	Mínimo	Máximo	p25	p50	p75
Trios 3Shape	Chamfer	26	-0,0129	-0,0106	0,0132	-0,0505	0,0069	-0,0224	-0,0106	-0,0038
	Filo de Cuchillo	28	-0,0188	-0,0176	0,0176	-0,0560	0,0092	-0,0320	-0,0176	-0,0055
	Hombro recto	30	0,0100	0,0117	0,0107	-0,0105	0,0319	0,0027	0,0117	0,0166
	Hombro redondeado	25	-0,0010	0,0037	0,0205	-0,0722	0,0200	-0,0078	0,0037	0,0096
Shining 3D	Chamfer	30	0,0058	0,0057	0,0070	-0,0121	0,0183	0,0002	0,0057	0,0119
	Filo de Cuchillo	30	-0,0221	-0,0188	0,0112	-0,0452	-0,0059	-0,0317	-0,0188	-0,0139
	Hombro recto	30	0,0309	0,0408	0,0250	-0,0628	0,0515	0,0199	0,0408	0,0469
	Hombro redondeado	30	0,0192	0,0211	0,0136	-0,0100	0,0395	0,0074	0,0211	0,0315
Medit i700	Chamfer	30	-0,0019	-0,0029	0,0189	-0,0408	0,0542	-0,0103	-0,0029	0,0016
	Filo de Cuchillo	30	-0,0008	-0,0080	0,0271	-0,0503	0,0467	-0,0217	-0,0080	0,0212
	Hombro recto	30	0,0421	0,0342	0,0279	0,0153	0,1385	0,0194	0,0342	0,0577
	Hombro redondeado	30	0,0149	0,0093	0,0169	-0,0060	0,0487	0,0011	0,0093	0,0296
iTero	Chamfer	30	-0,0065	-0,0036	0,0111	-0,0290	0,0125	-0,0151	-0,0036	0,0033
	Filo de Cuchillo	30	-0,0172	-0,0165	0,0062	-0,0416	-0,0080	-0,0186	-0,0165	-0,0137
	Hombro recto	30	0,0078	0,0108	0,0154	-0,0642	0,0231	0,0065	0,0108	0,0143
	Hombro redondeado	30	0,0082	0,0114	0,0161	-0,0194	0,0320	-0,0065	0,0114	0,0198
Primescan	Chamfer	30	-0,0004	0,0000	0,0060	-0,0134	0,0089	-0,0051	0,0000	0,0047
	Filo de Cuchillo	30	-0,0166	-0,0172	0,0038	-0,0247	-0,0081	-0,0193	-0,0172	-0,0144
	Hombro recto	30	0,0140	0,0132	0,0063	-0,0036	0,0243	0,0101	0,0132	0,0203
	Hombro redondeado	30	0,0086	0,0037	0,0096	-0,0059	0,0276	0,0024	0,0037	0,0184

Tabla 1: Datos de veracidad de los 5 tipos de escáner para cada una de las 4 distintas preparaciones.

En relación con la determinación de la precisión de 5 diferentes escáneres usados en flujo digital, al escanear 4 tipos diferentes de terminación cervical. Se obtuvo que el TRIOS 3 basic (3Shape) es más preciso de mayor a menor en la preparación hombro recto, hombro redondeado, chamfer y filo de cuchillo, como se muestra en el Gráfico 1.

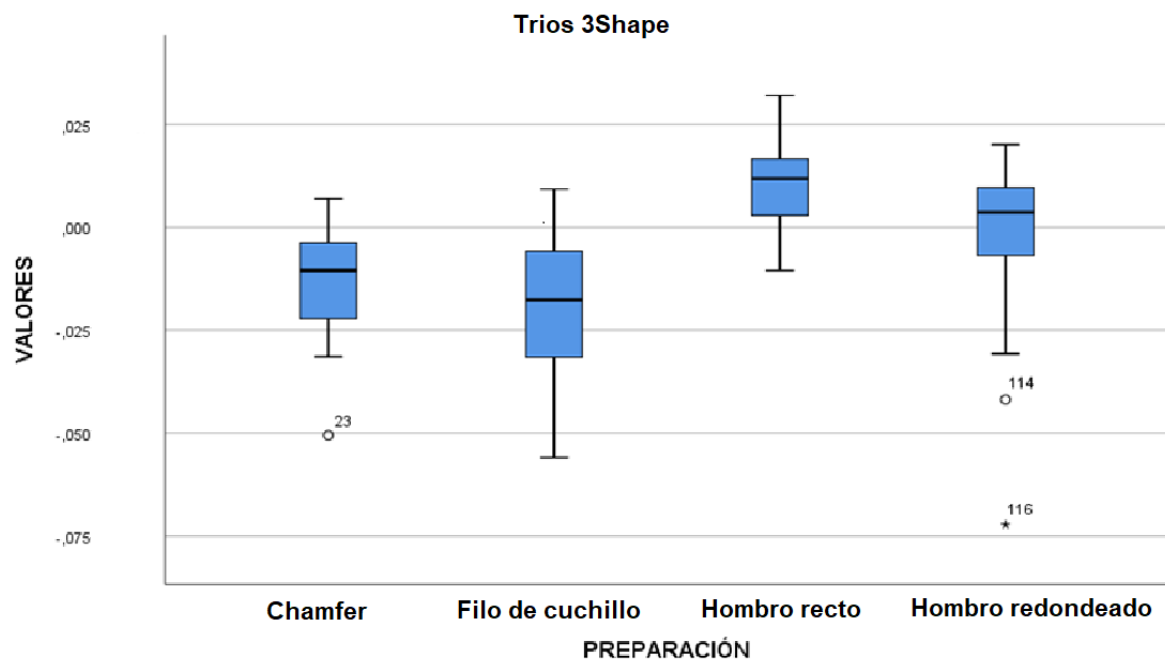


Gráfico 1: Dispersion de valores de escaneos respecto a su media con TRIOS 3 basic (3Shape) para cada una de las 4 distintas preparaciones.

El escáner de mesa AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D es más preciso de mayor a menor en la preparación chamfer, filo de cuchillo, hombro redondeado y hombro recto, como se muestra en el Gráfico 2.

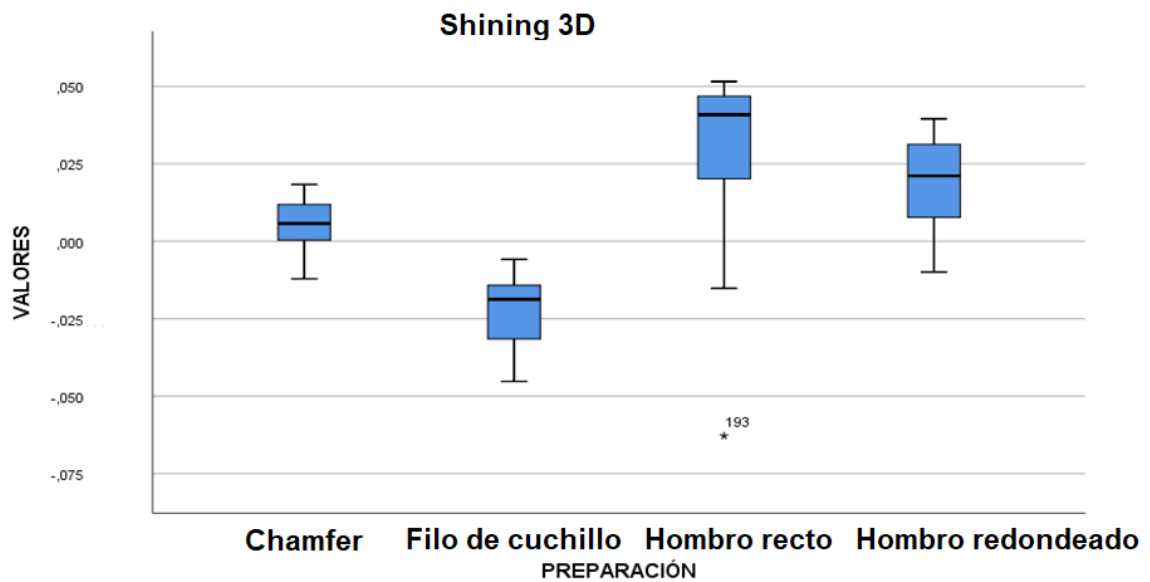


Gráfico 2: Dispersión de valores de escaneos respecto a su media con AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D para cada una de las 4 distintas preparaciones.

El escáner Medit i700 es más preciso de mayor a menor en la preparación chamfer, hombro redondeado, hombro recto y filo de cuchillo, como se muestra en el Gráfico 3.

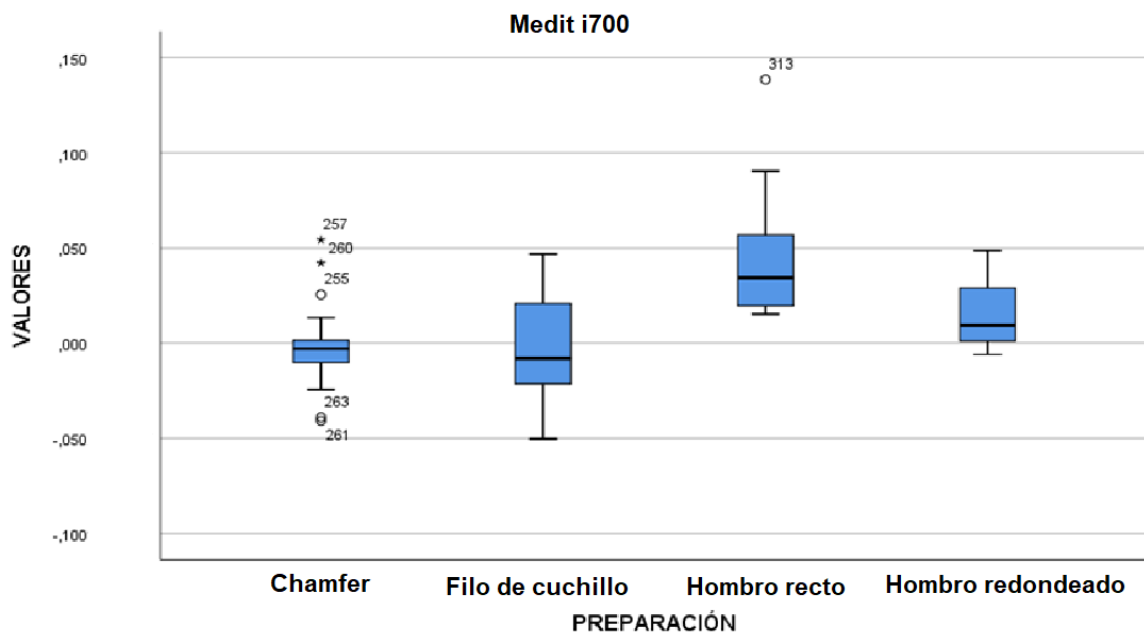


Gráfico 3: Dispersión de valores de escaneos respecto a su media con Medit i700 para cada una de las 4 distintas preparaciones.

El escáner ITero Element 2 (Align Technology) es más preciso de mayor a menor en la preparación Filo de Cuchillo, Hombro recto, Chamfer, Hombro redondeado, como se muestra en el Gráfico 4.

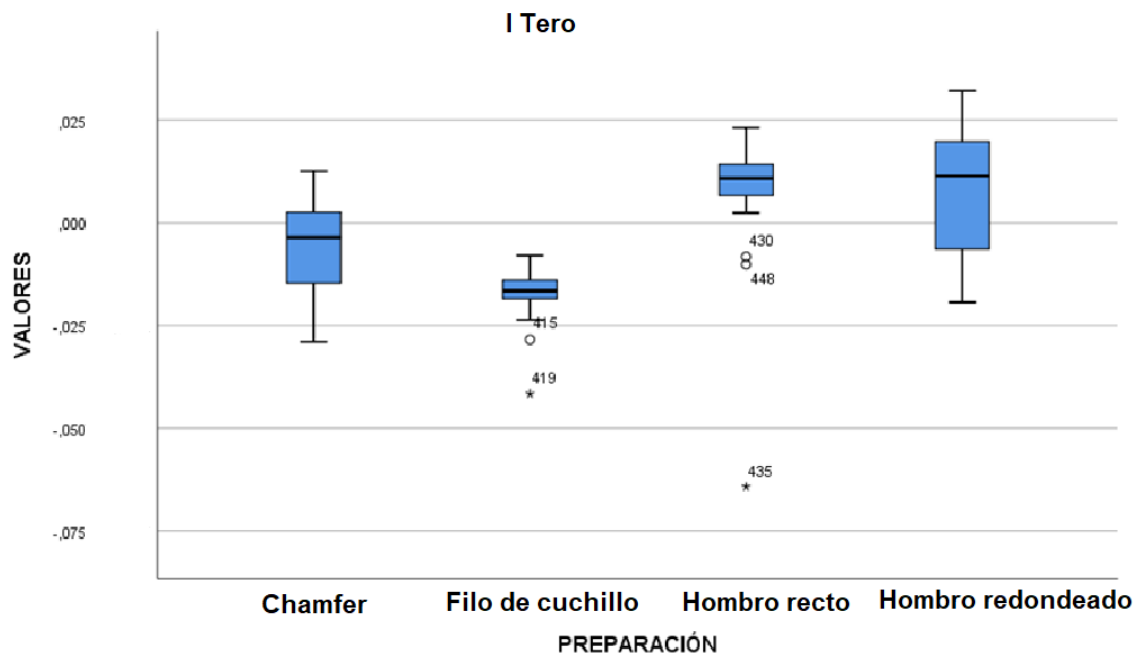


Gráfico 4: Dispersión de valores de escaneos respecto a su media con ITero Element 2 (Align Technology) para cada una de las 4 distintas preparaciones.

El escáner CEREC Primescan (Dentsply Sirona) es más preciso de mayor a menor en la preparación filo de cuchillo, chamfer, hombro recto y hombro redondeado, como se muestra en el Gráfico 5.

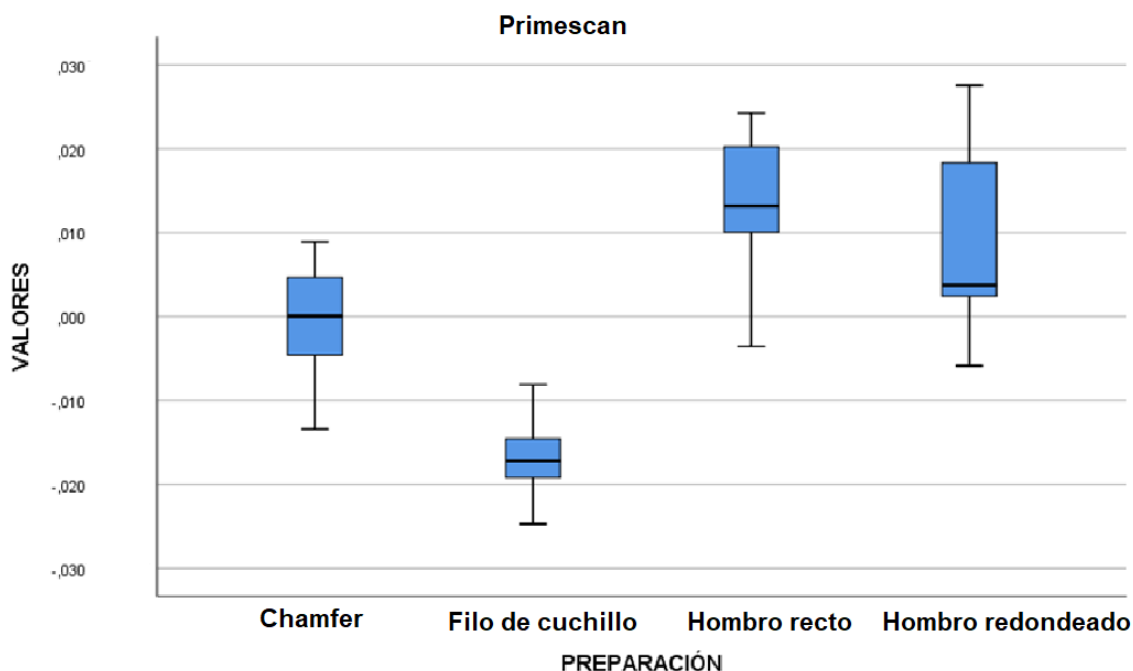


Gráfico 5: Dispersión de valores de escaneos respecto a su media con CEREC Primescan (Dentsply Sirona) para cada una de las 4 distintas preparaciones.

En relación con la comparación de los resultados de veracidad tanto a nivel de escáner como preparación y la combinación de ambos factores, se obtuvo que sí existe diferencia estadísticamente significativa de acuerdo con ANOVA de 2 factores obteniéndose valores $p < 0,05$. (Anexo 2)

Respecto a la comparación de resultados de precisión, si existe diferencia estadísticamente significativa, que se contrasta en el grupo 15 el cual rechaza la hipótesis nula con valor $p = 0,025$, que corresponde al escaneo con CEREC Primescan (Dentsply Sirona) de preparaciones con hombro recto en dientes 1.1 1.4 y 1.6 mediante la prueba de Friedman. (Anexo 3 y 4)

DISCUSION

El objetivo del presente estudio fue analizar la precisión y certeza o veracidad de 5 diferentes IOS en 4 tipos de terminación cervical (Chamfer, Filo de Cuchillo, Hombro recto y Hombro redondeado), teniendo como finalidad esta investigación experimental in vitro ser de ayuda para el profesional clínico a la hora de escoger un IOS según la terminación cervical a utilizar. Es así, como se obtuvieron resultados clínicamente aceptables para cada uno de los escáneres, aunque con diferencias estadísticamente significativas, en función de los escáneres comparados, así como también entre las preparaciones, y en su conjunto, tal como señalo Aljawad AJSR, indicando que en diferentes estudios se han informado resultados variables de los diferentes sistemas IOS(28).

Esta diferencia estadísticamente significativa entre los escáneres se puede deber a que la calibración quizás no fue adecuadamente realizada, faltó tiempo de experticia por parte de los operadores de los escáneres, pudo haber ruido ambiental o los modelos de resina de impresión estaban del todo limpios y por lo tanto los escáneres no pudieron llegar a los puntos de interés (POI) que se buscaban, dando como resultado gran diferencia entre ellos. Frente a lo anteriormente mencionado Aljawad AJSRT señala que ésta diferencia se puede atribuir a la metodología de los estudios, experiencia del operador con el sistema, la curva de aprendizaje asociada con el uso de estos sistemas, el diseño ergonómico de las cámaras portátiles y la calibración del IOS(28). También Aljawad AJSRT indica que parte de las diferencias en los resultados se pueden atribuir a las continuas actualizaciones de hardware y software a la que se someten los IOS(28) y además señala que la luz emitida en una superficie sin polvo es propensa a la refracción y la dispersión, resultando en una determinación deficiente de la profundidad del objeto escaneado(28). Ashraf et al. indican que la precisión de IOS se ve afectada por muchos factores, entre ellas la diferencia en el patrón de escaneo, la reflectividad y translucidez del sustrato, la complejidad del diseño, la distancia de escaneo y el tamaño del escáner(29). Además, Bernauer

SA et al. señala que la configuración de la geometría a escanear también tiene impacto en la precisión del dispositivo IOS”(30).

Por otro lado, al ser de un estudio experimental in vitro hay múltiples factores que se presentan en boca que se han omitido en esta ocasión como la saliva, sangre, encía, surco gingival, entre otros. Por lo tanto, en estas condiciones se facilita la manipulación del escáner para llegar a distintas zonas donde en boca es difícil de alcanzar a registrar ya sea por el tamaño del cabezal del escáner o por la inadecuada manipulación de este u otros factores externos al dispositivo IOS. Con respecto a esto Bernauer SA et al. ha evidenciado que IOS registran las preparaciones supragingivales con mayor precisión en comparación a los márgenes subgingivales o yuxtagingivales a causa de a las distintas condiciones del campo operatorio(30). Otro factor intraoral también omitido fue la presencia de dientes adyacentes, lo cual no limitó el escaneo de los dientes de resina de impresión en las áreas proximales, Ammoun R et al. Indico que la presencia de dientes adyacentes puede disminuir la precisión del escaneo intraoral del diente y su preparación respectiva, provocada por la limitación en los movimientos de exploración y escaneo(24). Otro factor para considerar según Ashraf Y et al. es que dientes tipodontos no representan con exactitud las condiciones clínicas, esto porque los IOS están optimizados para escanear dientes naturales y tejidos gingivales cuyos índices de refracción son diferentes(29). Sin embargo, el uso de los dientes tipodontos ofrecen un sustrato estandarizado, ya que los dientes naturales pueden diferir en su esmalte y el espesor de la dentina y su histología afectando así sus índices de refracción(29). Es así, como el sustrato escogido para este estudio es una resina de impresión (C&B MFH resina color A2, Nexdent) que posee una menor translucidez que un diente natural y por lo tanto su índice de refracción es distinto. Debido a lo anterior, se sugiere que para próximos estudios se utilicen materiales más traslúcidos y que sean similares a la realidad clínica. Puesto que el comportamiento intraoral de los IOS tanto en el tejido dental como en los tejidos gingivales circundantes según la literatura “tiene una respuesta a la luz totalmente diferente en comparación a un modelo 3D de resina” (25).

La luz ambiental no fue controlada en este estudio, lo cual debió interferir en la incidencia y refracción de ella en los sitios de interés escaneados de cada diente, puesto que ésta (con distintas intensidades el momento de escanear con cada IOS) pudo haber incidido desde distintos ángulos creando distorsiones (modelo .stl obtenido más grande o más pequeño que el de referencia) en la imagen obtenida traduciéndose en una diferencia estadísticamente significativa de precisión y certeza tanto en la comparación de los escáneres, las preparaciones y la combinación de ambos. De acuerdo con este factor Revilla-León M determinó que la condición de iluminación ambiental es un factor de influencia crítico en la precisión de escaneo de los IOS (31). Según Wesemann C et al. puede afectar el tiempo y calidad de escaneo (22), debido a que la ubicación de la luz reflejada es detectada por un sensor el cual permite el cálculo de la posición original del objeto, la fracción de luz ambiental con la misma longitud de onda puede modificar la intensidad del láser y provocar una ligera subexposición o sobreexposición en el sensor, explicándose así los errores de coincidencia (22). Es por ello que se sugiere para siguientes estudios controlar y estandarizar la presencia de luz ambiental debido a que es un factor determinante en la coincidencia del modelo .stl de referencia con el modelo .stl obtenido por el escáner.

Si bien el presente estudio permite la comparación de diferentes escáneres (TRIOS 3 (3Shape), AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D, Medit i700, iTero Element 2 (Align Technology), CEREC Primescan (Dentsply Sirona) de acuerdo a su precisión y certeza, y sus resultados obtenidos son clínicamente satisfactorios, se sugiere para siguientes estudios utilizar una mayor cantidad de escáneres con sus distintas versiones de software para tener una visión más amplia del comportamiento de diferentes escáneres en distintas terminaciones cervicales a utilizar en la práctica clínica.

CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos, se concluye que si existe diferencia estadísticamente significativa en cuanto a veracidad en los 5 diferentes escáneres usados en flujo digital. Así como también existe diferencia estadísticamente significativa en cuanto a precisión en el grupo 15, y, por lo tanto, debido a esto se rechaza la hipótesis nula, al momento de escanear 4 tipos de líneas de terminación cervical.

Algunos de los valores tabulados superan los 0,025mm. Lo cual es clínicamente significativo determinando su relevancia al considerar la norma ISO 9917-1:2007 para los cementos de base acuosa y la norma ISO 4049:2000 para los cementos de resina.

BIBLIOGRAFIA

1. Kumar L, Shuaib M, Tanveer Q, Kumar V, Javaid M, Haleem A. 3 D scanner integration with product development. *International Journal of Engineering and Technology(UAE)*. 2018;7(2.13 Special Issue 13):220–5.
2. Kim K, Lee S. Development of Structured Light 3D Scanner Based on Image Processing. 2019;11(4):49–58.
3. Sansoni G, Trebeschi M, Docchio F. State-of-the-art and applications of 3D imaging sensors in industry, cultural heritage, medicine, and criminal investigation. *Sensors*. 2009;9(1):568–601.
4. Afiqah Hamzah N, Razak NAA, Sayuti Ab Karim M, Gholizadeh H. A review of history of CAD/CAM system application in the production of transtibial prosthetic socket in developing countries (from 1980 to 2019). *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2021;235(12):1359–74.
5. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2011;55(3):559–70.
6. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkinen A. Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering [Internet]*. 2014;54:203–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>
7. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *Journal of Healthcare Engineering*. 2017;2017.
8. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research [Internet]*. 2016;60(2):72–84. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>
9. Chiu A, Chen YW, Hayashi J, Sadr A. Accuracy of CAD/CAM digital impressions with different intraoral scanner parameters. *Sensors (Switzerland)*. 2020;20(4).

10. Comlekoglu M, Dundar M, Özcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Operative Dentistry*. 2009;34(5):586–92.
11. Podhorsky A, Rehmann P, Wöstmann B. Tooth preparation for full-coverage restorations—a literature review. *Clinical Oral Investigations*. 2015;19(5):959–68.
12. Yu H, Chen Y hui, Cheng H, Sawase T. Finish-line designs for ceramic crowns: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 2019;122(1):22-30.e5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.002>
13. ISO 4049:2019(en), Dentistry — Polymer-based restorative materials [Internet]. [cited 2022 Feb 3]. Available from: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:4049:ed-5:v1:en>
14. ISO 9917-1:2007(en), Dentistry — Water-based cements — Part 1: Powder/liquid acid-base cements [Internet]. [cited 2022 Feb 3]. Available from: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:9917:-1:ed-2:v1:en>
15. Implications C. principles. 1802;363–76.
16. Schmitz JH, Valenti M. Interim restoration technique for gingival displacement with a feather-edge preparation design and digital scan. *Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 2020;123(4):580–3. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.04.020>
17. Milleding P. Diseño de la Preparación para las Restauraciones Fijas Tradicionales de Corona Completa. Preparaciones para Prótesis Fija [Internet]. 2013;155–8. Available from: <https://www.berri.es/pdf/PREPARACIONES PARA PROTESIS FIJA/9789588816036>
18. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *Journal of Dental Research*. 2018;97(10):1082–91.

19. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(4):545–51.
20. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *International journal of computerized dentistry*. 2015;18(2):101–10129.
21. Dutton E, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Culp A, et al. The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020;32(2):204–18.
22. Wesemann C, Kienbaum H, Thun M, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans? *Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 2021;125(6):924–31. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.021>
23. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*. 2017;17(1):1–11.
24. Ammoun R, Suprono MS, Goodacre CJ, Oyoyo U, Carrico CK, Kattadiyil MT. Influence of Tooth Preparation Design and Scan Angulations on the Accuracy of Two Intraoral Digital Scanners: An in Vitro Study Based on 3-Dimensional Comparisons. *Journal of Prosthodontics*. 2020;29(3):201–6.
25. Ferrini F, Sannino G, Chiola C, Capparé P, Gastaldi G, Gherlone EF. Influence of intra-oral scanner (I.O.S.) on the marginal accuracy of CAD/CAM single crowns. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2019;16(4):1–9.
26. US10739131B2 - Three-dimensional scanning device using structured light - Google Patents [Internet]. [cited 2022 Jan 21]. Available from: [https://patents.google.com/patent/US10739131B2/en?inventor=minho+chang&oq=+inventor:\(minho+chang\)](https://patents.google.com/patent/US10739131B2/en?inventor=minho+chang&oq=+inventor:(minho+chang))

27. AutoScan-DS-EX Pro Lab Scanner | www.shining3ddental.com [Internet]. [cited 2022 Jan 20]. Available from: <https://www.shining3ddental.com/es/solution/ds-ex-pro-lab-scanner-es/>
28. Aljawad AJSR. Retrospective Study of the Survival and Patient Satisfaction with Composite Dahl Restorations in the Management of Localised Anterior Tooth Wear. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry [Internet]. 2013;21(1):44–8. Available from: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84879353354&partnerID=40&md5=ad5e2f30681867fa5b32c3feba3e9ba3>
29. Ashraf Y, Sabet A, Hamdy A, Ebeid K. Influence of Preparation Type and Tooth Geometry on the Accuracy of Different Intraoral Scanners. Journal of Prosthodontics. 2020;29(9):800–4.
30. Bernauer SA, Müller J, Zitzmann NU, Joda T. Influence of preparation design, marginal gingiva location, and tooth morphology on the accuracy of digital impressions for full-crown restorations: An in vitro investigation. Journal of Clinical Medicine. 2020;9(12):1–8.
31. Revilla-León M, Subramanian SG, Özcan M, Krishnamurthy VR. Clinical Study of the Influence of Ambient Light Scanning Conditions on the Accuracy (Trueness and Precision) of an Intraoral Scanner. Journal of Prosthodontics. 2020;29(2):107–13.

ÍNDICE DE TABLAS E ILUSTRACIONES

Índice Tablas

Metodología

Variables

Tabla 1 Variable Independiente..... 18

Tabla 2 Variable Dependiente..... 19

Resultados

Tabla 1 Datos de veracidad de los 5 tipos de escáner para cada una de las 4 distintas preparaciones.....27

Índice de Ilustraciones

Técnica de recolección de datos

Imagen 1 Malla virtual .stl de los 3 dientes obtenidos con el primer escaneo.....20

Imagen 2 Renderización del diente 1.1 con sus 4 preparaciones: Chamfer, Filo de cuchillo, Hombro recto y Hombro redondeado.....21

Imagen 3 Color azul: modelo .stl original o de referencia renderizado. Color gris: modelo .stl de la imagen obtenida renderizado. Se superpusieron los datos del modelo .stl de referencia con los datos del modelo .stl obtenido de cada escáner mediante una “prealineación” del programa GOM inspect.....23

Imagen 4 Comparativa de superficies entre el modelo .stl de referencia y el modelo .stl obtenido en cada escaneo.....24

Resultados

Gráfico 1 Dispersión de valores de escaneos respecto a su media con TRIOS 3 basic (3Shape) para cada una de las 4 distintas preparaciones.....28

Gráfico 2: Dispersión de valores de escaneos respecto a su media con AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D para cada una de las 4 distintas preparaciones...29

Gráfico 3 Dispersión de valores de escaneos respecto a su media con Medit i700 para cada una de las 4 distintas preparaciones.....30

Gráfico 4	Dispersión de valores de escaneos respecto a su media con ITero Element 2 (Align Technology) para cada una de las 4 distintas preparaciones.....	31
Gráfico 5:	Dispersión de valores de escaneos respecto a su media con CEREC Primescan (Dentsply Sirona) para cada una de las 4 distintas preparaciones.....	32

ANEXOS

TECHNOLOGY	STRENGTH	WEAKNESS
Laser triangulators	Relative simplicity Performance generally independent of ambient light High data acquisition rate	Safety constraint associated with the use of laser source Limited range and measurement volume Missing data in correspondence with occlusions and shadows Cost
Structured Light	High data acquisition rate Intermediate measurement volume Performance generally dependent of ambient light	Safety constraints, if laser based Computationally middle-complex Missing data in correspondence with occlusions and shadows Cost
Stereo Vision	Simple and inexpensive High accuracy on well-defined targets	Computation demanding Sparse data covering Limited to well defined scenes Low data acquisition rate
Photogrammetry	Simple and inexpensive High accuracy on well-defined targets	Computation demanding Sparse data covering Limited to well defined scenes Low data acquisition rate
Time-of-Flight	Medium to large measurement range Good data acquisition rate Performance generally independent of ambient light	Cost Accuracy is inferior to triangulation at close ranges
Interferometry	Sub-micron accuracy in micro-ranges	Measurement capability limited to quasi-flat surfaces Cost Limited applicability in industrial environment
Moiré fringe range contours	Simple and low cost Short ranges	Limited to the measurement of smooth surfaces
Shape from focusing	Simple and inexpensive Available sensors for surface inspection and micropofilometry	Limited fields of view Non-uniform spatial resolution Performance affected by ambient light (if passive)
Shape from shadows	Low cost Limited demand for computing power	Low accuracy
Texture gradients	Simple and low cost	Low accuracy
Shape from shading	Simple and low cost	Low accuracy

Anexo1: Ventajas y desventajas de tecnologías de adquisición de imagen.(3)

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	,157 ^a	19	0,008	33,226	0,000
Intersección	0,006	1	0,006	23,246	0,000
ESCANER	0,029	4	0,007	28,991	0,000
PREPARACIÓN	0,110	3	0,037	146,874	0,000
ESCANER * PREPARACIÓN	0,019	12	0,002	6,210	0,000
Error	0,142	569	0,000		
Total	0,306	589			
Total corregido	0,299	588			

Anexo 2: Prueba de efectos inter-sujetos mediante ANOVA de 2 factores.

Grupo	n	Media	Desviación Estándar	Mediana	Mínimo	Máximo	Décima de hipótesis basada en la prueba de Friedman para muestras relacionadas	Prueba de Friedman para muestras relacionadas	Sig.
1	3	-0,0124477	0,01224454	-0,0113273	-0,0343607	0,00416433	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,437
2	3	-0,0176382	0,0087851	-0,0173042	-0,0316158	-0,0062020	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,375
3	3	0,0100431	0,0102772	0,00933358	-0,0062332	0,0267337	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,777
4	3	-0,0003706	0,0114048	0,0015383	-0,0250013	0,0125512	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,938
5	3	0,0058149	0,0061508	0,0071366	-0,0052718	0,0142508	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,584
6	3	-0,0221226	0,0063724	-0,0210563	-0,0332337	-0,0120055	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,837
7	3	0,0303981	0,0123051	0,0343143	0,0017363	0,0433372	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,935
8	3	0,0192710	0,0059368	0,0200453	0,0060268	0,0253261	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,831
9	3	-0,0013104	0,0160422	-0,0002493	-0,0271605	0,0134246	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,547
10	3	-0,0008103	0,0165368	-0,0004256	-0,0271422	0,0267302	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,252

11	3	0,0421517	0,0172754	0,0404934	0,0209575	0,0764115	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,756
12	3	0,0143930	0,0093136	0,0136607	0,0017021	0,0315040	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,318
13	3	-0,0065118	0,0111907	-0,0052648	-0,0227272	0,0086602	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,148
14	3	-0,0172479	0,0053601	-0,0163700	-0,0273623	-0,0093427	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,099
15	3	0,0078743	0,0137964	0,0110873	-0,0275289	0,0211802	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,025
16	3	0,0082317	0,0143108	0,0092098	-0,0133818	0,0292195	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,276
17	3	-0,0004280	0,0060804	0,0002819	-0,0114101	0,0075630	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,436
18	3	-0,0166037	0,0035282	-0,0157219	-0,0226309	-0,0114827	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,208
19	3	0,0140519	0,0041514	0,0140124	0,0057540	0,0200701	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,749
20	3	0,0086770	0,0029037	0,0088429	0,0032906	0,0130756	Las distribuciones de Valor 1, Valor 2, Valor 3, Valor 4, Valor 5, Valor 6, Valor 7, Valor 8, Valor 9 y Valor 10 son iguales.	Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos	0,142

Anexo 3: Tabla descriptiva con Prueba de Friedman para recopilación de datos para precisión.

Comparaciones por parejas					
GRUPO	Estadístico de prueba	Desv. Error	Desv. Estadístico de prueba	Sig.	Sig. ajustada*
15	Valor 5-Valor 10	0,000	2,472	0,000	1,000
	Valor 5-Valor 9	-0,333	2,472	-0,135	0,893
	Valor 5-Valor 8	-1,000	2,472	-0,405	0,686
	Valor 5-Valor 1	2,667	2,472	1,079	0,281
	Valor 10-Valor 9	0,333	2,472	0,135	0,893
	Valor 5-Valor 4	7,000	2,472	2,832	0,005
	Valor 10-Valor 1	2,667	2,472	1,079	0,281
	Valor 5-Valor 6	-3,333	2,472	-1,348	0,178
	Valor 5-Valor 2	3,333	2,472	1,348	0,178
	Valor 5-Valor 7	-4,333	2,472	-1,753	0,080
	Valor 10-Valor 2	3,333	2,472	1,348	0,178
	Valor 10-Valor 3	6,333	2,472	2,562	0,010
	Valor 10-Valor 4	7,000	2,472	2,832	0,005
	Valor 5-Valor 3	6,333	2,472	2,562	0,010
	Valor 10-Valor 8	1,000	2,472	0,405	0,686
	Valor 10-Valor 6	3,333	2,472	1,348	0,178
	Valor 10-Valor 7	4,333	2,472	1,753	0,080
	Valor 9-Valor 8	0,667	2,472	0,270	0,787
	Valor 9-Valor 1	2,333	2,472	0,944	0,345
	Valor 9-Valor 6	3,000	2,472	1,214	0,225
	Valor 9-Valor 2	3,000	2,472	1,214	0,225
	Valor 9-Valor 7	4,000	2,472	1,618	0,106
	Valor 9-Valor 3	6,000	2,472	2,427	0,015
	Valor 9-Valor 4	6,667	2,472	2,697	0,007
	Valor 8-Valor 1	1,667	2,472	0,674	0,500
	Valor 8-Valor 2	2,333	2,472	0,944	0,345
	Valor 8-Valor 6	2,333	2,472	0,944	0,345

Comparaciones por parejas					
GRUPO	Estadístico de prueba	Desv. Error	Desv. Estadístico de prueba	Sig.	Sig. ajustada*
15	Valor 5-Valor 10	0,000	2,472	0,000	1,000
	Valor 5-Valor 9	-0,333	2,472	-0,135	0,893
	Valor 5-Valor 8	-1,000	2,472	-0,405	0,686
	Valor 5-Valor 1	2,667	2,472	1,079	0,281
	Valor 10-Valor 9	0,333	2,472	0,135	0,893
	Valor 5-Valor 4	7,000	2,472	2,832	0,005
	Valor 10-Valor 1	2,667	2,472	1,079	0,281
	Valor 5-Valor 6	-3,333	2,472	-1,348	0,178
	Valor 5-Valor 2	3,333	2,472	1,348	0,178
	Valor 5-Valor 7	-4,333	2,472	-1,753	0,080
	Valor 10-Valor 2	3,333	2,472	1,348	0,178
	Valor 10-Valor 3	6,333	2,472	2,562	0,010
	Valor 10-Valor 4	7,000	2,472	2,832	0,005
	Valor 5-Valor 3	6,333	2,472	2,562	0,010
	Valor 10-Valor 8	1,000	2,472	0,405	0,686
	Valor 10-Valor 6	3,333	2,472	1,348	0,178
	Valor 10-Valor 7	4,333	2,472	1,753	0,080
	Valor 9-Valor 8	0,667	2,472	0,270	0,787
	Valor 9-Valor 1	2,333	2,472	0,944	0,345
	Valor 9-Valor 6	3,000	2,472	1,214	0,225
	Valor 9-Valor 2	3,000	2,472	1,214	0,225
	Valor 9-Valor 7	4,000	2,472	1,618	0,106
	Valor 9-Valor 3	6,000	2,472	2,427	0,015
	Valor 9-Valor 4	6,667	2,472	2,697	0,007
	Valor 8-Valor 1	1,667	2,472	0,674	0,500
	Valor 8-Valor 2	2,333	2,472	0,944	0,345
	Valor 8-Valor 6	2,333	2,472	0,944	0,345

Anexo 4: Comparación por parejas para grupo 15.