

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Posgrados de Odontología

**“EVALUACIÓN DEL PARÁMETRO DEL ESPACIADOR EN UN
SOFTWARE DE UN SISTEMA CAD/CAM CHAIRSIDE, ZONA 6, AÑO
2021”**

Suh Hwadam

**Dr. Abad Coronel Cristian
Director de Trabajo de Titulación**

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

Cumbayá, 14 de diciembre del 2020

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ
COLEGIO DE POSGRADOS

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

**“EVALUACIÓN DEL PARÁMETRO DEL ESPACIADOR EN UN
SOFTWARE DE UN SISTEMA CAD/CAM CHAIRSIDE, ZONA 6, AÑO
2020”**

Suh Hwadam

Firmas

Cristian Abad, Dr.

Director del Trabajo de Titulación

Nancy Mena, Dra.

Directora del Programa de Especialización
en Prótesis Bucal

Paulina Aliaga, Dra.

Decana de la Escuela de Odontología

Hugo Burgos, PhD.

Decano del Colegio de Posgrados

Cumbayá, diciembre del 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 USFQ, 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 en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma del estudiante: _____

Nombre: SUH HWADAM

Código de estudiante: 00203659

C. I.: 0919248252

Lugar, Fecha Cumbayá, 14 de diciembre del 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UNPUBLISHED DOCUMENT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 por haberme dado la oportunidad de formarme como profesional y por siempre estar presente a mi lado. Agradezco a Dios por su amor y por sus bendiciones, que me dan las fuerzas y la perseverancia para continuar aprendiendo y triunfar en la vida.

A mi esposo por su amor noble y absoluto, que siempre estuvo apoyándome bajo todas las circunstancias. El ha sido un ejemplo de paciencia, confianza, esfuerzo y generosidad.

A mis padres y a mi familia por su apoyo incondicional y su amor que me permitió crecer y soñar en grande.

A mi hijo por permitirme crecer como persona y más que nada, por permitirme ser su madre.

A mis compañeros por su amistad y consideración, ya que sin ellos no hubiese podido superar todos los obstáculos. Les agradezco por todos los momentos compartidos inolvidables y preciados, y por ser personas altamente valiosas que forman parte de mi vida.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi esposo por su presencia a mi lado, por la paciencia y su apoyo incondicional que tuvo día a día durante toda mi carrera como especialista.

Agradezco a mi familia por su apoyo incondicional y por acompañarme durante los años de mi vida.

Agradezco a mis profesores por compartir sus experiencias y conocimientos. Gracias por guiarme a ser más fuerte y perseverante cada día y por la preparación continua para ser una mejor persona y profesional.

Agradezco a mi tutor, Dr. Cristián Abad, por ser un excelente ejemplo de un profesional innovador y revolucionario, y por ser una colega admirable y amigable.

Agradezco a Dra. Nancy Mena, directora del posgrado de rehabilitación oral, por permitir formarme como una profesional de calidad, y por su paciencia y apoyo durante a lo largo del posgrado.

Agradezco a ingeniera Lorena Bejarano y Dr. Diego Cisneros, quienes me encaminaron y proporcionaron las herramientas para poder realizar los experimentos necesarios para la investigación.

Agradezco a mi pastor Kyung y a todos mis compañeros de mi iglesia por sus oraciones infinitas que convirtió lo imposible a lo posible.

Agradezco a mis amigas que estuvieron presente compartiendo los momentos buenos y malos, y por ser compañeras de este camino lleno de adversidades.

Agradezco a todas las personas que contribuyeron para hacer posible esta investigación.

RESUMEN

Objetivo: Este estudio in vitro evaluó el parámetro digital del espaciador del software del sistema chairside obtenido después del fresado y cementación de las restauraciones coronarias completas. **Material y métodos:** Un muñón del primer molar superior izquierdo de un modelo prefabricado (Dentsply Sirona) fue escaneado utilizando la cámara intraoral CEREC Omnicam (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Alemania). Del escaneado original, 20 réplicas fueron obtenidas utilizando la impresora Photon 3D (Anycubic, Schenzen, China) con una alta resolución de 25 micrones. Una vez obtenida las réplicas del muñón, se realizó el escaneado de una réplica con la misma cámara intraoral y se diseñaron las restauraciones utilizando el software CEREC 4.6.1. (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Alemania). Los parámetros utilizados para fresar las restauraciones con respecto al espaciador radial y el espaciador oclusal fueron los siguientes: 60, 90, 120 y 150 μm . Las restauraciones fueron fresadas en una fresadora de cuatro ejes (CEREC InLab MCXL, Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Alemania) en un material cerámico con silicato de litio reforzado con zirconio de baja translucidez en tono A1 (LT, Celtra Duo/Dentsply-Sirona, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemania) y se cementaron con cemento de resina (Multilink Speed, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) según las indicaciones del fabricante. Se cortaron las muestras sagitalmente y se observó el espacio de cada parámetro del espaciador utilizando un estereomicroscopio (Olympus Corporation, Tokyo, Japón) con una magnificación de 1.25x. Se obtuvieron las mediciones físicas utilizando el software Cellsense (Olympus Corporation, Tokio, Japón) y se analizaron estadísticamente a través del programa estadístico SPSS de la IBM v.25 (Chicago, Illinois, USA). Se realizó estadística descriptiva e inferencial para determinar la existencia de diferencias significativas. **Resultados:** Mediante la prueba de Anova de una vía se determinó que no coincidieron los parámetros digitales y los físicos obtenidos. Se encontró que el espacio interno radial fue más pequeño que el espacio interno oclusal de las restauraciones fabricadas por CEREC. La veracidad del parámetro digital radial fue mayor en comparación a los parámetros digitales oclusales. Los parámetros digitales oclusales de 60, 90 y 120 μm fueron más precisos que los parámetros digitales radiales de los mismos parámetros mencionados anteriormente. **Conclusiones:** Según este estudio in vitro, se encontró que los valores de los diferentes parámetros del espaciador digital determinados con el software CEREC son significativamente diferentes a los valores físicos obtenidos una vez cementadas las restauraciones. **Relevancia clínica:** Los parámetros digitales determinados en este estudio utilizando el software CEREC no coinciden necesariamente y suficientemente con los valores observados en la clínica; por lo tanto, este parámetro puede verse influenciado por otros factores independientes de su configuración digital.

PALABRAS CLAVES: CAD/CAM, CEREC, parámetro del espaciador, digital.

ABSTRACT

Purpose: This in vitro study evaluated the digital spacer parameter of chairside system software obtained after milling and cementation in complete crown restorations. **Material and methods:** A die from the first upper left molar of a prefabricated model was scanned using the intraoral camera CEREC Omnicam (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany). From the original scan, 20 replicas were obtained using the Photon 3D printer (Anycubic, Schenzen, China) with a high resolution of 25 microns. Once the die replicas were obtained, a replica was scanned with the same intraoral camera and the restorations were designed using CEREC 4.6.1 software (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany). The parameters used to machine the restorations with respect to the radial spacer and occlusal spacer were as follows: 60, 90, 120, and 150 μm . The restorations were milled on a four-axis milling machine (CEREC InLab MCXL, Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Germany) in a low-translucency zirconia-reinforced lithium silicate ceramic material in shade A1 (LT, Celtra Duo/Dentsply Sirona, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany) and cemented using resin cement (Multilink Speed, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) according to the manufacturer's indications. The specimens were cut sagittally, and the spacing of each spacer parameter was observed using a stereomicroscope (Olympus Corporation, Tokyo, Japan) at 1.25 \times magnification. Physical measurements were obtained using Cellsense software (Olympus Corporation, Tokyo, Japan) and statistically analyzed using IBM SPSS v.25 (Chicago, IL, USA) statistical software. Descriptive and inferential statistics were performed to determine the existence of significant differences. **Results:** On the basis of one-way ANOVA, it was determined that the obtained digital and physical parameters did not coincide. The radial internal space was found to be smaller than the occlusal internal space of the restorations fabricated by CEREC. The trueness of the radial digital parameter was higher compared to the occlusal digital parameters. The occlusal digital parameters of 60, 90, and 120 μm were more precise than the radial digital parameters of the same previously mentioned parameters. **Conclusions:** According to this in vitro study, the values of the different parameters of the digital spacer determined using CEREC software were found to be significantly different to the physical values obtained once the restorations were cemented. **Clinical relevance:** The digital parameters determined in this study using CEREC software do not necessarily and sufficiently match values observed in the clinic; therefore, this parameter can be influenced by other factors independent of its digital configuration.

Keywords: CAD/CAM; CEREC; spacer parameter; digital.

ÍNDICE DE CONTENIDO

DEDICATORIA	5
AGRADECIMIENTOS	6
RESUMEN.....	7
ABSTRACT	8
ÍNDICE DE FIGURAS.....	10
ÍNDICE DE TABLAS	11
ÍNDICE DE ILUSTRACIÓN.....	12
INTRODUCCIÓN	13
OBJETIVOS	18
HIPÓTESIS NULA.....	18
REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	19
DISEÑO Y METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN	32
CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LA MUESTRA	33
MATERIALES Y MÉTODOS.....	34
DISCUSIÓN.....	54
CONCLUSIONES.....	60
RECOMENDACIONES	61
REFERENCIAS.....	62
ÍNDICE DE ANEXOS.....	71
ANEXO	72

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Visualización gráfica de precisión y veracidad: A. alta veracidad, alta precisión; B. baja veracidad y alta precisión; C. alta veracidad, baja precisión; D. baja veracidad, baja precisión.....	29
Figura 2. Escáner intraoral CEREC Omnicam (Dentsply Sirona).	34
Figura 3. Replicación y posicionamiento de 20 muñones virtuales mediante el Software Anycubic Photon Slicer V1 3.3 (Anycubic).....	34
Figura 4. Diseño de muñones: A. vista lateral y B. vista oclusal.	35
Figura 5. A. Material resinoso sensible a luz (Anycubic), B. Impresora 3D Photon (Anycubic) y C. las 20 réplicas del muñón.	35
Figura 6. A. Lavado de las 20 réplicas del prototipo del muñón y B. Imagen de la réplica del prototipo.....	35
Figura 7. Troquelado del muñón, diseño del margen de la preparación y diseño de la restauración utilizando software CEREC 4.6 (Sirona) (Izquierda a derecha).....	35
Figura 8. Configuración del parámetros de espaciador oclusal y radial respectivamente: A. 60 μm ; B. 90 μm ; C. 120 μm ; D. 150 μm	36
Figura 9. Corona fresada de SLRZ Celtra LT tono A1 (Dentsply Sirona).....	37
Figura 10. Corona de SLRZ cementada en el prototipo del muñón (superficie vestibular, mesial, palatina y distal, de izquierda a derecha).	37
Figura 11. Isomet 1000 (Buehler) (Universidad San Francisco de Quito) y colocación de la muestra previo al corte sagital.	38
Figura 12. Identificación según el parámetro del espaciador y número de muestra.	38
Figura 13. Estereomicroscopio szx 16 (Olympus).	39
Figura 14. Vista de la muestra 150-4 con una magnificación de 1.25x mediante software CellSens (Olympus) y las 10 mediciones a lo largo del espacio del espaciador (mesial a distal, dirección izquierda a derecha).....	39
Figura 15. Flujoograma de la metodología de investigación.....	41

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Resumen descriptivo para el parámetro espaciador de 60 μm _____	43
Tabla 2. Análisis de Varianza del parámetro 60 μm _____	44
Tabla 3. Resumen descriptivo para el parámetro espaciador de 90 μm _____	45
Tabla 4. Análisis de Varianza del parámetro 90 μm _____	46
Tabla 5. Resumen descriptivo para el parámetro espaciador de 120 μm _____	47
Tabla 6. Análisis de Varianza del parámetro 120 μm . _____	49
Tabla 7. Resumen descriptivo para el parámetro espaciador de 150 μm . _____	50
Tabla 8. Análisis de Varianza del parámetro 150 μm _____	51
Tabla 9. Comparaciones entre parámetros y puntos _____	53

ÍNDICE DE ILUSTRACION

Ilustración 1. Gráfico de medias para los diferentes puntos y el valor digital 60 μm	43
Ilustración 2. Gráfico de medias para los diferentes puntos y el valor digital 90 μm	46
Ilustración 3. Gráfico de medias para los diferentes puntos y el valor digital 120 μm ..	48
Ilustración 4. Gráfico de medias para los diferentes puntos y el valor digital 150 μm ..	51
Ilustración 5. Gráfico de medias para los diferentes puntos y el parámetro digital	53

INTRODUCCIÓN

Hoy en día, las restauraciones basadas en materiales cerámicos están reemplazando a las restauraciones que utilizan componentes metálicos, y los procedimientos realizados con herramientas digitales son cada vez más populares en comparación con los métodos analógicos convencionales. Esto se debe en gran parte a la aparición de los sistemas CAD/CAM (diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora) en la última década, acompañados de una rápida evolución en la odontología restauradora para la fabricación de restauraciones indirectas. Los sistemas CAD/CAM fabrican digitalmente restauraciones protésicas de forma individualizada utilizando materiales y tecnología altamente estéticos con una precisión clínicamente aceptable (Uzun, 2008) (Romeo, y otros, 2009) (Shembesh, Ali, Finkelman, Weber, & Zandparsa, 2017). El objetivo principal del uso de los sistemas CAD/ CAM en odontología es facilitar y acelerar los procedimientos tanto en la clínica como en el laboratorio, eliminando errores durante la producción de elementos protésicos inherentes a la secuencia analógica y logrando así resultados altamente fiables y reproducibles (Buduru, Culic, Talmaceanu, & Pal, 2019).

El flujo de trabajo CAD/CAM requiere tres pasos fundamentales: (1) escaneo de la preparación del diente usando una unidad de adquisición de imágenes, (2) digitalización y diseño virtual de la restauración, y (3) producción de la restauración (Abdullah, Muhammed, Zheng, & Liu, 2018) (Tabata, de Lima Silva, de Paula Silveira, & D. Ribeiro, 2020). Según el flujo de trabajo, se disponen tres formas: (1) chairside o en consultorio, (2) en laboratorio dental y (3) mixto, en sinergia con un centro de producción. El método chairside brinda mayor ventaja al clínico al optimizar el tiempo y reducir los gastos del consultorio. En determinados casos, este método permite completar el tratamiento en una sola cita, omitiendo el paso de la colocación de la

restauración provisional. Esto reduce el costo de los materiales de impresión y de laboratorio, lo que mejora la eficiencia del tratamiento (Smitha & Savitha, 2016). Sin embargo, el conocimiento y la experiencia del operador en el uso de sistemas CAD/CAM, así como su dominio de los materiales y el software de diseño, son esenciales para perfeccionar y acelerar el tratamiento (Tabata, de Lima Silva, de Paula Silveira, & D. Ribeiro, 2020).

La aplicación de sistemas CAD/CAM ha mejorado y maximizado significativamente la eficiencia y precisión de las restauraciones protésicas en comparación con el método convencional (Shim, y otros, 2015) (Ng, Ruse, & Wyatt, 2014). Uno de los sistemas CAD/CAM más utilizados a nivel mundial es el sistema chairside CEREC (Dentsply-Sirona), una solución digitalizada que contiene su propio escáner intraoral, unidad de diseño y fresadora. De los diversos parámetros ajustables dentro del software de diseño, un parámetro clave que afecta directamente la calidad de ajuste de la restauración es el parámetro del espaciador (Fasbinder, Sterlitz, Skramstad, & Fleming, 2019) (Liang, Yuan, Luo, Yu, & Tang, 2018) (Padrós, y otros, 2020). Se selecciona para maximizar la integridad marginal y la adaptación interna entre la restauración y el muñón, asegurando un asentamiento completo y una cementación adecuada de la restauración.

Varios estudios se han enfocado en demostrar la precisión y veracidad de CEREC. Sin embargo, las conclusiones de estos estudios son más bien contradictorias, lo que dificulta obtener una visión clara de la predictibilidad y reproducibilidad de los resultados debido a la diversidad de factores y variables que existen entre las investigaciones (Buduru, Culic, Talmaceanu, & Pal, 2019). Por lo tanto, es necesario comprobar si las especificaciones provenientes de los fabricantes son reales y si existen diferencias significativas.

Según la Organización Internacional de Estandarización (ISO) 5725, la exactitud está determinada por la veracidad y la precisión (Rutkūnas, Gečiauskaitė, Jegelevičius, & Vaitiekūnas, 2017) (Renne, y otros, 2017). El término veracidad se refiere a la cercanía del valor real o específico dentro de una medición. La precisión en cambio, es la capacidad o el grado de repetibilidad constante en una medición, independientemente del valor verdadero o específico del estudio. La precisión y la veracidad son totalmente independientes; sin embargo cuando los valores del resultado se aproximan al valor real y de forma repetitiva y consistente, se obtiene exactitud (Dutton, y otros, 2019).

Hay dos parámetros del espaciador que se pueden calibrar en el sistema CEREC SW: oclusal y radial. El espaciador oclusal proporciona un espacio virtual en la superficie oclusal y el espaciador radial proporciona un espacio virtual en las superficies proximales, ambos entre el muñón y la restauración. El parámetro del espaciador dentro del software presenta varias opciones numéricas, desde 60 hasta 150 μm (Shim, y otros, 2015).

Los valores exactos y precisos de estos elementos son cruciales para el éxito de la restauración a largo plazo. Dado este conocimiento, existen límites clínicamente aceptables para predecir la supervivencia y éxito de las restauraciones protésicas (Suárez, 2003). Según Holmes et al., Es importante definir los términos de desajuste y discrepancia que se miden entre diferentes puntos entre la restauración y el diente. El desajuste interno (ID) es toda distancia perpendicular entre el borde de la restauración y la preparación del diente. El desajuste marginal (DM) se refiere a la distancia perpendicular entre el borde de la restauración y el margen de la preparación del diente. La discrepancia marginal absoluta (AMD) es el término que mejor determina el DM porque se toma en cuenta en sentido vertical y horizontal (denominada discrepancia marginal vertical y discrepancia marginal horizontal), que es la combinación del

desajuste marginal y sobre-extensión o infra-extensión (Suárez, 2003) (Holmes, Bayne, Holland, & Sulik, 1989).

Según la Asociación Dental Americana (ADA), el espesor del agente de cementación recomendado o la discrepancia marginal (DM) clínicamente aceptable es de 25 a 40 μm [18]. Sin embargo, múltiples estudios han indicado que el DM menor a 120 μm minimiza los riesgos de acumulación de placa y microfiltración bacteriana, caries secundaria, irritación pulpar y disolución del agente cementante (Tabata, de Lima Silva, de Paula Silveira, & D. Ribeiro, 2020) (Fasbinder, Sterlitz, Skramstad, & Fleming, 2019) (Kasloff, 1961) (Mule, Dange, Khalikar, & Vaidya, 2014).

El parámetro del espaciador es un elemento clave que debe seleccionarse cuidadosamente. El alivio insuficiente del espacio interno puede dificultar el asentamiento y la cementación de la restauración, creando puntos de contacto prematuros. Además, la presencia de un espacio que supera los valores clínicamente aceptables puede afectar negativamente el aspecto biológico de los tejidos dentales y periodontales involucrados, así como el aspecto mecánico de la restauración, lo que provocaría su fracaso (Fasbinder, Sterlitz, Skramstad, & Fleming, 2019) (Boitelle, Mawussi, Tapie, & Fromentin, 2014).

Aunque los sistemas CAD/CAM han mejorado la veracidad con las que se fabrican las restauraciones (Son & Lee, 2021), un estudio de revisión sistemática reportó que existe una falta de congruencia entre los parámetros del espaciador establecidos mediante el software y las medidas físicas reales obtenidas en las restauraciones. Además, manifestó que existe mucha variabilidad y limitaciones en los estudios científicos y la literatura científica sobre la evaluación del ajuste de restauraciones fabricadas con sistemas CAD/CAM, como el sistema CEREC es escasa (Boitelle, Mawussi, Tapie, & Fromentin, 2014). Por ende, no hay consenso sobre el

parámetro del espaciador más apropiado (Tabata, de Lima Silva, de Paula Silveira, & D. Ribeiro, 2020).

El objetivo de este estudio in vitro fue evaluar los parámetros digitales del espaciador del software CEREC. Así pues, se compararon los parámetros digitales y físicos obtenidos tras el fresado y cementación de las restauraciones coronarias completas, con la siguiente hipótesis nula: No existirían diferencia entre los parámetros digitales (espaciador radial y oclusal) utilizados con el software CEREC y los parámetros físicos obtenido después del fresado y cementación de las restauraciones de coronas completas.

OBJETIVOS

La presente investigación tuvo como objetivos los siguientes:

Objetivo General

Evaluar la precisión de los parámetros digitales con los cuales se han diseñado y fresado las restauraciones coronarias completas.

Objetivos Específicos

1. Comparar el espaciador de 60 μm determinado digitalmente con el obtenido físicamente.
2. Comparar el espaciador de 90 μm determinado digitalmente con el obtenido físicamente.
3. Comparar el espaciador de 120 μm determinado digitalmente con el obtenido físicamente.
4. Comparar el espaciador de 150 μm determinado digitalmente con el obtenido físicamente.
5. Comparar y determinar veracidad y precisión del espaciador digital con el obtenido físicamente.
6. Determinar con que parámetros digitales se obtiene físicamente una mayor retención friccional.
7. Determinar la exactitud de parámetros digitales con resultados obtenidos físicamente.

HIPÓ TESIS NULA

No existirían diferencias entre los parámetros digitales (espaciador radial y oclusal) utilizados con el software CEREC y los parámetros físicos obtenidos después del fresado y cementación de las restauraciones coronarias completas.

REVISIÓN DE LA LITERATURA

LOS SISTEMAS CAD/CAM EN ODONTOLOGÍA

Reseña histórica CAD/CAM

Las siglas CAD/CAM significan Diseño asistido por computadora (CAD) y maquinado asistido por computadora (CAM). Los sistemas CAD/CAM elaboran digitalmente las restauraciones cerámicas dentales libres de componentes metálicos de forma personalizada, rápida, precisa y fácilmente, reemplazando los métodos convencionales analógicos. Estos sistemas han logrado fabricar restauraciones fijas altamente estéticas y de calidad, ya sean parciales como inlays, onlays y overlays, o de recubrimientos totales como coronas que pueden ser individuales o múltiples. En la actualidad, los sistemas CAD/CAM son capaces de producir también las prótesis fijas y removibles sobre implantes, ya sean unitarias o múltiples, con una gran variedad de materiales. El uso de CAD/CAM en odontología es prometedora y es la forma más sofisticada para satisfacer las necesidades de los pacientes hoy en día (Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki, 2009).

Los pioneros que introdujeron la tecnología CAD/CAM a odontología en años setenta y ochenta fueron Francois Duret, Bruce Altschuler, John M. Young, Werner Mormann y Marco Brandestini (Young & Altschuler, 1977) (Mormann, 2006) (Duret, Blouin, & Duret, 1988). En el año 1971, Francois Duret introdujo tomado de su nombre, el sistema Duret que se obtiene las impresiones ópticas del diente natural y diseña y fabrica la restauración mediante el equipo fresadora (Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki, 2009) (Abdullah, Muhammed, Zheng, & Liu, 2018). Sin embargo, el lanzamiento de este sistema fue rechazado debido a su alto costo y complejidad del sistema. Posteriormente, Duret desarrolló otro sistema llamada Sopa.

Desafortunadamente, tampoco tuvo éxito por la baja fiabilidad del sistema digital (Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki, 2009). En el año 1977, Young y Altschuler propuso un método de impresión óptica utilizando holografía de láser en odontología (Young & Altschuler, 1977). No obstante, no fue hasta los años ochenta que el primer CAD/CAM chairside (uso clínico), el sistema CEREC, fue comercializado para las clínicas odontológicas gracias a Dr. Mormann Werner y Brandestini Marco, elaborando las restauraciones cerámicas en una sola cita (Abdullah, Muhammed, Zheng, & Liu, 2018). Dr. Mormann utilizó la cámara intraoral para la toma de impresión directa de la cavidad oral del paciente. Las imágenes obtenidas fueron transferidas digitalmente para el diseño de la restauración y finalmente para el fresado de la restauración a partir de un bloque de cerámica. En la actualidad, el sistema CEREC con las actualizaciones de softwares y hardware, se puede diseñar tridimensional y fabricar las restauraciones con alta predictibilidad y éxito (Sannino, et al., 2014).

Composición de sistemas CAD/CAM y flujo digital

El flujo de trabajo o digital workflow de CAD/CAM requiere tres pasos fundamentales cuales son: 1) escaneo de la preparación dental mediante una unidad para adquisición de imágenes y 2) digitalización y diseño de la restauración mediante software de diseño (CAD) y 3) producción de la restauración mediante un equipo de fresado de las restauraciones (CAM) (Abdullah, Muhammed, Zheng, & Liu, 2018).

El primer paso consiste en escaneo de las preparaciones dentales y los tejidos adyacentes intraoralmente mediante una unidad para adquisición de imágenes como el escáner intraoral o indirectamente escaneando modelos de laboratorio utilizando un escáner extraoral. Al obtener las imágenes, la información es digitalizada

automáticamente para proceder a la fase dos, que consiste en diseñar la restauración de forma virtual, configurando los diversos parámetros ajustables dentro del software de diseño. Como paso final, toda la información virtual se transforma en objeto físico mediante el fresado de la maquina talladora a partir de un bloque sólido que puede ser de una gran variedad de materiales (Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki, 2009).

A pesar de los resultados insatisfactorios del primer sistema CEREC, el concepto innovador de CAD/CAM se mantuvo y fue generando tendencia frente a los métodos convencionales analógicos, difundiéndose rápidamente en el área de odontología en el mundo (Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki, 2009) (Buduru, Culic, Talmaceanu, & Pal, 2019).

Clasificación de sistemas CAD/CAM

Según la ubicación donde se encuentran los equipos de los sistemas CAD/CAM, el flujo de trabajo puede ser clasificado en tres maneras: (1) para uso en laboratorio, (2) consultorio dental o chairside y (3) mixto, en sinergia con un centro de producción.

Para uso en laboratorio, los equipos que se necesitan para completar el flujo de trabajo se encuentran en una sola ubicación, donde la operación consiste en escaneo de modelos de trabajo con un escáner extraoral, manejo del software para su diseño y elaboración del producto final mediante la maquina fresadora, todo operado por un técnico dental de forma secuencial. También, existen laboratorios que trabajan como centros de producción de restauraciones CAD/CAM. Ellos reciben la información virtual del diseño de la restauración desde consultorios dentales que carecen de equipos fresadoras y en el centro de producción se fabrican las restauraciones finales (Abdullah, Muhammed, Zheng, & Liu, 2018).

Los sistemas CAD/CAM chairside disponen el equipo completo de CAD/CAM en el consultorio dental. En el consultorio dental se encuentran todas las herramientas para realizar todo el flujo de digitalización y producción de la restauración. De esta manera, se optimiza el tiempo y se reducen los gastos del consultorio, omitiendo el paso de la colocación de la restauración provisional y terminando el tratamiento en la misma cita. Los consultorios que dispone solamente del escáner intraoral para adquisición de imágenes toman la impresión digital de la preparación dental y envían la información obtenida a los laboratorios digitalmente o a centros de producción de restauraciones CAD/CAM para la obtención de su producto final (Abdullah, Muhammed, Zheng, & Liu, 2018).

Los sistemas CAD/CAM también pueden ser clasificados en sistemas abiertos o cerrado según su disponibilidad para compartir archivos de información (Mangano, Gandolfi, Luongo, & Logozzo, 2017). Básicamente, los sistemas cerrados se refieren a que estos sólo funcionan con softwares y equipos del mismo fabricante, limitando la compartición de información obtenida de un escáner intraoral. Los sistemas abiertos son alternativas más ventajosas ya que permiten compartir y manipular la información obtenida con softwares y equipos de diferentes fabricantes que manejan y almacenan archivos generalmente en formato STL (estereolitografía o lenguaje estándar de teselación o lenguaje de triángulos estándares) (Abdullah, Muhammed, Zheng, & Liu, 2018).

Clasificación de formatos de archivos digitales

La información digital obtenida durante el escaneo digital y diseño de la restauración se almacena como archivos digitales. Existen diferentes formatos de archivos digitales en sistemas abiertos, como por ejemplo, STL, OBJ, POL, PLY y JT-

OPEN. El formato más comúnmente utilizado y considerado universal es el formato STL donde las siglas significan Standard Tessellation Language o Standard Triangle Language. STL es un formato nativo creado por softwares CAD y contiene representaciones de facetas triangulares que describe la superficie geométrica de un objeto tridimensionalmente. Cada faceta triangular está formado por 3 puntos de sistema cartesiana y una superficie considerada normal. Esto forma la malla digital que en conjunto representan un objeto o modelo en 3D (Richert, y otros, 2017). La resolución de una malla digital puede ser alta, media o baja, y esto depende de la cantidad, morfología y homogeneidad de los triángulos (CEREC Software 4.6). La calidad de malla digital va de la mano con la exactitud con la que se escanea un escáner intraoral (Richert, y otros, 2017).

Tipos de escáner y su rol en CAD

Existen dos tipos de escáners, cuáles son el escáner intraoral y el extraoral. El objetivo de un escáner ya sea intraoral o extraoral es la adquisición de imágenes tridimensionalmente con exactitud (Richert, y otros, 2017).

Escáner intraoral

El concepto de escáner intraoral fue introducido con el propósito de fabricar las restauraciones de prótesis fijas en el consultorio dental (Mormann, 2006) (Jang, Son, & Lee, 2019). La adquisición digital de imágenes de las preparaciones dentales y tejidos adyacentes se obtiene eficientemente, y por su fácil manipulación y rapidez se han popularizado su uso en consultorios y en laboratorios dentales. Además, el escáner intraoral sirve como una herramienta de comunicación entre el profesional, paciente y técnico dental (Mormann, 2006).

El escáner intraoral cumple con la función de obtener las imágenes de las preparaciones dentales y de tejidos adyacentes directamente o indirectamente a partir de un modelo de trabajo. Como segundo paso, la información obtenida se transforma en modelo virtual mediante softwares o programas para proceder a diseñar la restauración propuesta. La diferencia principal entre los escáneres intraorales y extraorales se encuentra en la configuración en la que los escáneres intraorales requieren mayor velocidad y resolución de escaneo, más no un campo de escaneo amplio. Se utilizan más rayos de luz de forma lineal y estos rayos se mueven rápidamente proyectándose en la preparación dentaria. Es importante mantener la cabeza del escáner lo más firme posible para captar las imágenes tridimensionalmente en corto tiempo. Actualmente, existen varios tipos de escáneres intraorales y se clasifican en escáneres de captación de imágenes 3D o fotográfica y de video (Susic, Travar, & Susic, 2017).

Escáneres de captación de imágenes 3D o fotográfica

Como su nombre lo indica, son aquellos que captan imágenes con alta velocidad y se van almacenando hasta formar un modelo virtual en tres dimensiones mediante un software. En este grupo incluyen escáneres como TRIOS (3Shape, DK), iTero (Cadent, Inc, Carlstadt, USA) y E4D (D4D Technologies, LLC, USA) (Sohmura, Kojima, Wakabayashi, & Takahashi, 2000).

Escáneres de video

Son aquellos que graban las áreas escaneadas, similar a una cámara de video. En este grupo pertenecen escáneres como Cerec Omnicam (Sirona), True Definition y Lava C.O.S. (3M Espe, St. Paul, USA) (Sohmura, Kojima, Wakabayashi, & Takahashi, 2000).

Escáner intraoral de sistema CEREC Omnicam

El escáner intraoral de sistema CEREC Omnicam es la cuarta generación de casa comercial Dentsply Sirona, que se caracteriza por su mejoría en cuanto a la velocidad, simplicidad y exactitud. También, tiene la capacidad de captar las imágenes en colores naturales sin utilizar polvos para escaneo y el diseño del escáner es cada vez más ergonómica para la comodidad del profesional (Susic, Travar, & Susic, 2017).

Escáner extraoral

Los escáneres extraorales son utilizados en laboratorios donde se escanean modelos de trabajo para la adquisición de imágenes. En este tipo de escáner, es importante que tenga la capacidad de alta precisión de medición y campo de escaneo, pero es menos crítico la velocidad de colección de datos ya que el equipo de escaneo como el objeto a ser escaneado se mantienen inmóviles (Susic, Travar, & Susic, 2017).

Ventajas y desventajas de sistemas CAD/CAM

Definitivamente, los sistemas CAD/CAM tienen muchas ventajas sobre los métodos tradicionales desde la toma de impresión hasta la confección de la restauración per se (Róth, y otros, 2020) (Dutton, y otros, 2019).

La toma de impresión digital ofrece múltiples ventajas como reducir el posible reflujo gástrico en el paciente, menor tiempo de trabajo, no hay riesgo de deformación de material de impresión, la visualización de la impresión es en tiempo real y fácil repetibilidad (Róth, y otros, 2020) (Dutton, et al., 2019). De esta forma disminuye las posibles incomodidades al paciente, el tiempo de trabajo es más eficiente y evita posibles errores dependientes del operador (Nedelcu, Olsson, Nyström, Rydén, & Thor,

2018) (Kang, Son, & Lee, 2020). Además, no se necesita un espacio físico para realizar los pasos de laboratorio hasta la obtención de modelo de trabajo y evita que se amontonen las impresiones como modelos de trabajo de los pacientes ya que los archivos digitales se almacenan virtualmente. Indudablemente, con correcto dominio del escáner intraoral y suficiente práctica, la impresión digital es un método considerablemente rápido, fácil, higiénico, innovador y ventajoso en muchas áreas (Susic, Travar, & Susic, 2017) (Resende, et al., 2020).

La principal desventaja de sistemas CAD/CAM es el costo del equipo. La adquisición de sistemas CAD/CAM resulta ser todavía muy costosa para muchos profesionales y además, requiere invertir tiempo para la capacitación y entrenamiento para obtener resultados esperados y satisfactorios. Otra de las desventajas que presenta al utilizar el escáner intraoral es que la obtención de impresión digital con alta precisión puede resultar difícil en presencia de fluidos intracreviculares y sangre en preparaciones dentales subgingivales, (Susic, Travar, & Susic, 2017).

Reseña histórica CEREC

Dr. Mormann fue el primero en anticipar la necesidad de fabricar las restauraciones cerámicas en el consultorio que puedan ser cementadas adhesivamente en la misma cita al paciente. El sistema CEREC creado por Dr. Mormann, significa “Chairside Economic Reconstruction of Esthetic Ceramic” o “Reconstrucciones económicas estéticas cerámicas en clínicas” (Mantri & Bhasin, 2010). El sistema CEREC contiene su propio escáner intraoral, unidad de diseño y equipo fresadora que permite la fabricación directa de la restauración en el consultorio dental. El primer sistema CEREC 1 apareció en el mercado en el año 1985, su segunda generación en el año 1996, la tercera generación en el año 2000 y actualmente se encuentran en su cuarta

generación. El sistema CEREC es reconocido mundialmente por su alta precisión de las restauraciones confeccionadas con resultados satisfactorios a largo plazo por sus actualizaciones y progresos técnicos continuos (Miyazaki & Hotta, 2011). Los sistemas CEREC fueron evolucionando de forma exponencial y fue integrando exitosamente como parte de consultorios dentales (Mormann, 2006).

Una gran variedad de materiales se encuentran disponibles en el mercado que pueden ser utilizados con el sistema CEREC: Bloques VITA, Zirconia, Alúmina, Zirconia Mark II, YZ, Leucita reforzado con Procad, entre otros (Abdullah, Muhammed, Zheng, & Liu, 2018).

Software CEREC 4.6

Es el software de digitalización y diseño de Dentsply Sirona. Las actualizaciones de esta versión del software permiten fabricar las restauraciones de forma más rápida y fácil, incorporando la automatización sistémica que al utilizar la inteligencia artificial, permiten realizar pasos como diseño del margen de la preparación como axis de los modelos de forma automática, dando como resultado aceleramiento de un 20% del tiempo calculado para su fabricación. Es decir, cada paso de la fabricación de la restauración fue optimizado y simplificado, aumentando la eficacia clínica y de laboratorio (CEREC Software 4.6 Upgrade Description).

Parámetro de espaciador CEREC

Uno de los parámetros más importantes de CEREC en cuanto a la confección de la restauración es el parámetro del espaciador que se dividen en dos: oclusal y radial. El espaciador oclusal es el espacio que se deja aliviado en la superficie oclusal del muñon y el espaciador radial es el espacio creado para el cemento en las superficies proximales

del muñon. El parámetro del espaciador presentan varias opciones numéricas (utilizados en este estudio 60, 90, 120 y 150um), las cuáles son dependientes del software del sistema y afectan significativamente en la adaptación de la restauración (Shim, et al., 2015).

Retención friccional

La retención friccional es la retención que se da por la fricción creada durante el contacto entre la superficie de la preparación dentaria y el área interna de la prótesis, y se da básicamente por el paralelismo de la preparación dentaria. Es uno de los factores que afecta el éxito de la prótesis a largo plazo (Dastevski, et al., 2018).

Veracidad, precisión y exactitud

El término veracidad se refiere que tan cerca se encuentra de un valor real o específico dentro de una medición (Nedelcu, Olsson, Nyström, Rydén, & Thor, 2018).

La precisión en cambio, es la habilidad o grado de repetición de forma consistente en una medición, el cual es totalmente independiente de la veracidad. Es decir, que tan cerca se encuentra los valores de la medición de uno al otro, independiente del valor real o específico del estudio (Nedelcu, Olsson, Nyström, Rydén, & Thor, 2018).

La exactitud es cuando se obtiene veracidad y precisión a la vez; en otras palabras, los valores del resultado se aproximan al valor real y de forma repetitiva y consistente (Dutton, et al., 2019).

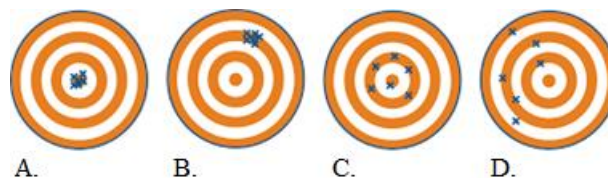


Figura 1. Visualización gráfica de precisión y veracidad: A. alta veracidad, alta precisión; B. baja veracidad y alta precisión; C. alta veracidad, baja precisión; D. baja veracidad, baja precisión

<http://kaffee.50webs.com/Science/labs/Lab-Precision.vs.Accuracy.html>

Silicato de litio reforzado con Zirconia (ZLS)

El silicato de litio reforzado con zirconia (ZLS) es un material cerámico de alta resistencia que optimiza las características del material cerámico vítreo disilicato de litio (LDGC). La supervivencia es alta para restauraciones unitarias fabricados de LDGC (95% supervivencia a plazo medio, 83.5% supervivencia y 71% libre de complicaciones en 10 años) (Fabbri, et al., 2014) (Rauch, Reich, Dalchau, & Schierz, 2018). Sin embargo, la tasa de supervivencia disminuye notablemente cuando se trata de prótesis fijas de varias unidades (87.9% de supervivencia y 69.8% en 10 años) (Matthias, Martin, & Stefan, 2012). Por ende, los investigadores crearon un nuevo material al incorporar 20 wt% de zirconia al LDGC que permite resistir alto nivel de estrés mecánica al fabricar prótesis fijas múltiples. El ZLS presenta 405-553 Mpa de resistencia flexural, lo cual hace que sea uno de los materiales más resistentes para ser fresado (El-Ghany & Sherief, 2016).

Sistema de Cementos resinosos

La supervivencia y éxito de una restauración cerámica está directamente relacionada con la integridad de la interfase diente-cemento-cerámica. La integridad y la longevidad del enlace diente-cemento-cerámica depende de la cementación adhesiva y los cementos resinosos son utilizados extensamente en odontología restauradora por sus excelentes propiedades estéticas y mecánicas. Por ende el agente cementante es

considerado como un elemento clave para el éxito de la restauración (Upadhyaya, Arora, Singhal, Kapur, & Sehgal, 2019). Existe una gran variedad de cementos resinosos en el mercado y se clasifican en tres según su mecanismo de polimerización: (1) fotocurado (foto-polimerización), (2) autoadhesivo (auto-polimerización) y (3) dual (foto-polimerización y auto-polimerización).

Los cementos resinosos de fotocurado son cementos que tienen en su composición la foto iniciadora, como la canforoquinona que es un elemento que se activa por la acción de un haz de luz (Sosa, 2010). Este tipo de cemento se recomienda utilizar en restauraciones de menor grosor como las carillas estéticas para alcanzar la polimerización completa (Pereira, y otros, 2015).

Los cementos auto-adhesivos son cementos que no requieren de luz para ser activados y no necesita ningún pre-tratamiento en la superficie del diente. La preparación del cemento es muy sencillo que se logra en un solo paso clínico. Estos cementos ofrecen una amplia gama de ventajas, como por ejemplo, alta estética, buenas propiedades ópticas, estabilidad dimensional, adhesión micromecánica y se consideran tolerantes a la humedad (Radovica, Monticellib, Goraccic, Vulicevic, & Ferrari, 2008).

Los cementos duales son cementos que pueden ser polimerizados por luz y también químicamente. Estos cementos se utilizan comúnmente para la cementación definitiva de las restauraciones protésicas totalmente cerámicas. Estos cementos tienen ventajas una alta resistencia mecánica y excelentes propiedades ópticas como físicas. Además, los cementos duales exhiben una cementación adhesiva satisfactoria (de Lima, Santos, Durão, Nascimento, & Braz, 2016).

El cemento Multilink Speed (Ivoclar-Vivadent) es un cemento tipo dual y su matriz monomérica está compuesto por monómeros acídicos y dimetacrilatos. En su composición inorgánica se encuentran bario, trifluorado itrio, co-polímeros y dióxido de

silicona disperso, catalizadores, estabilizadores y pigmentos de color. Este cemento tiene la ventaja de disponer las jeringas de auto mezcla que permiten aplicar directamente a la restauración obteniendo una mezcla homogénea (Multilink Speed).

DISEÑO Y METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

DISEÑO.

El presente estudio es de tipo transversal comparativo in vitro.

CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Criterios de inclusión

Se revisaron los siguientes criterios para seleccionar las muestras para el estudio:

- Realizado por un solo operador.
- Ausencia de señal de descementación de la restauración del muñón.
- Ausencia de fracturas en el espacio del espaciador de la restauración al realizar cortes.

Criterios de exclusión

Las muestras excluidas para el estudio fueron:

- Presencia de fracturas en el espacio del espaciador de la restauración.

MATERIALES Y MÉTODOS

Un modelo prefabricado de poliuretano dentado con un muñón de primer molar superior izquierdo fue sometido al estudio. El prototipo del muñón fue escaneado con la cámara intraoral CEREC Omnicam 1.0 (Dentsply Sirona) Figura 2 y mediante el software Anycubic Photon Slicer V1 3.3 (Anycubic) se digitalizó las imágenes tridimensionalmente. Con el software, se replicó el escaneado original hasta alcanzar 20 réplicas y se posicionaron los muñones adecuadamente de forma virtual para la posterior impresión de las mismas Figura 3 Figura 4. Se imprimieron las réplicas del prototipo con la impresora 3D Photon (Anycubic), con material resinoso sensible a luz ultravioleta de color verde (Anycubic) y fueron lavados con abundante agua Figura 5 Figura 6. Al obtener las réplicas, se procedió a escanear una réplica del prototipo del muñón y se diseñaron las restauraciones con el software CEREC 4.6.1. (Dentsply-Sirona) Figura 7.



Figura 2. Escáner intraoral CEREC Omnicam (Dentsply Sirona).

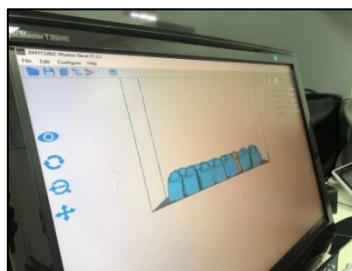


Figura 3. Replicación y posicionamiento de 20 muñones virtuales mediante el Software Anycubic Photon Slicer V1 3.3 (Anycubic)

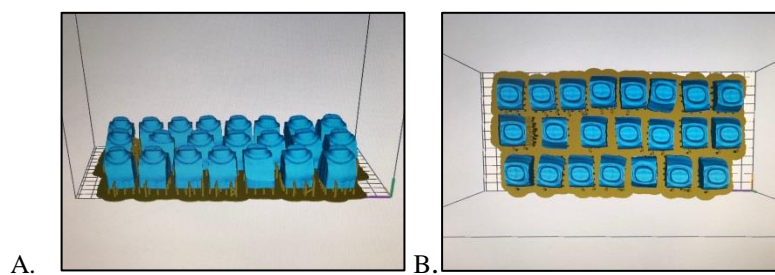


Figura 4. Diseño de muñones: A. vista lateral y B. vista oclusal.

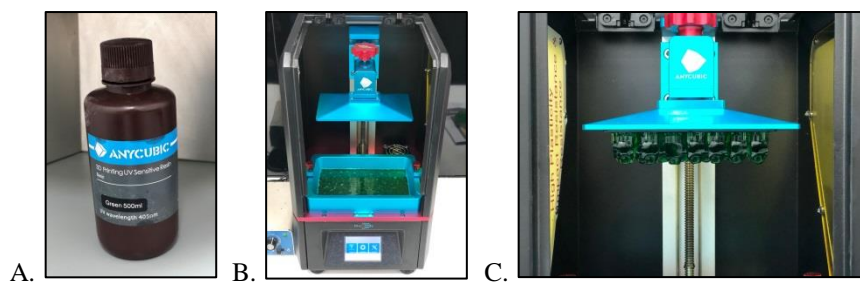


Figura 5. A. Material resinoso sensible a luz (Anycubic), B. Impresora 3D Photon (Anycubic) y C. las 20 réplicas del muñón.

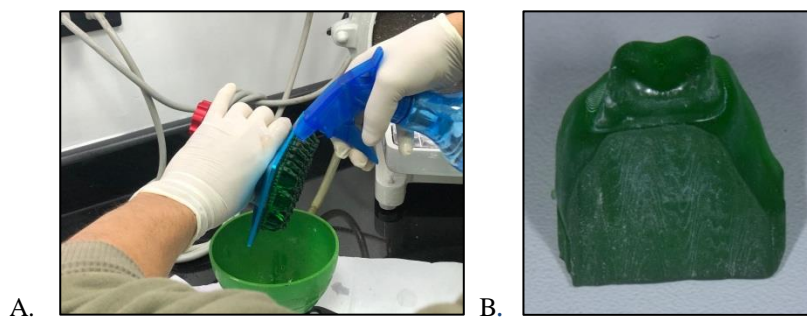


Figura 6. A. Lavado de las 20 réplicas del prototipo del muñón y B. Imágen de la réplica del prototipo.

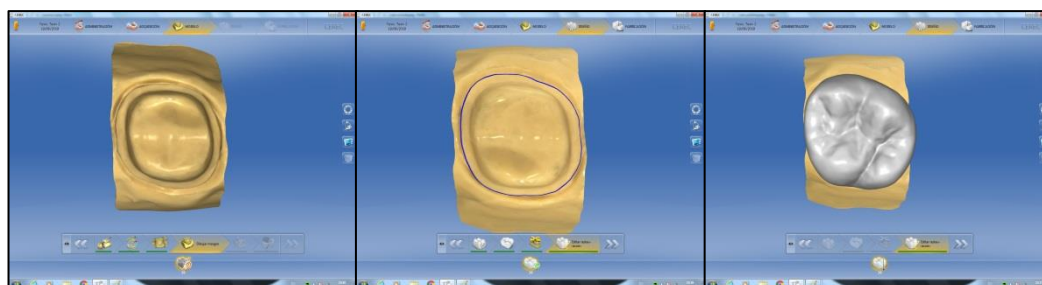


Figura 7. Troquelado del muñón, diseño del margen de la preparación y diseño de la restauración utilizando software CEREC 4.6 (Sirona) (Izquierda a derecha).

Los parámetros del espaciador utilizados para maquinar las restauraciones respecto al espaciador radial y al espaciador oclusal fueron 60, 90, 120 y 150 μm Figura 8.

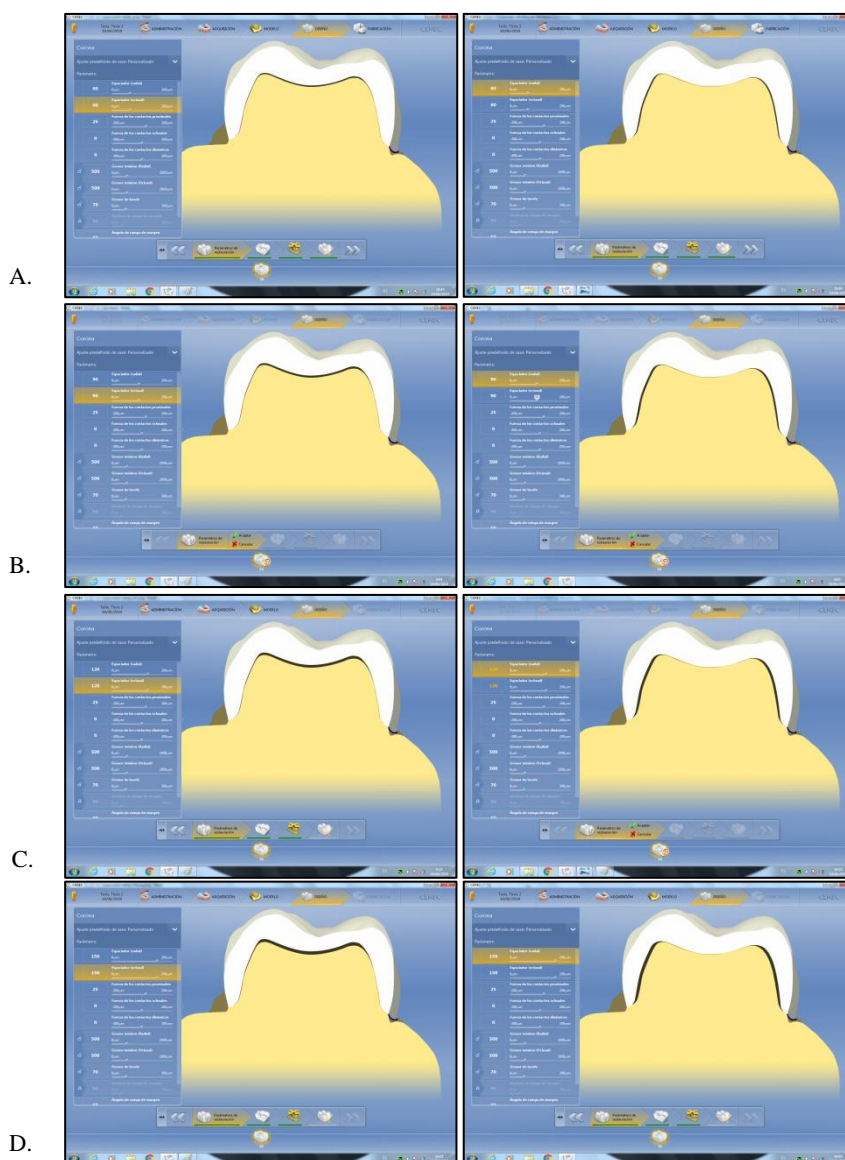


Figura 8. Configuración del parámetros de espaciador oclusal y radial respectivamente: A. 60 μm ; B. 90 μm ; C. 120 μm ; D. 150 μm .

Las coronas se fresaron con una fresadora compacta (inLab MCXL, Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Alemania) a partir de un material cerámico de silicato de litio reforzado con zirconio (LT A1 Celtra Duo/Dentsply Sirona) Figura 9 y fueron descontaminadas con alcohol al 70%. Para el protocolo de cementación, se grabó la superficie interna de las coronas por 20 segundos con ácido fluorhídrico al 9% (Ultra

Etch, Ultradent). Luego, se aplicó el ácido fosfórico al 37% (Ivoclar Vivadent) por 20 segundos para eliminar contaminantes, e inmediatamente se lavó con abundante agua y se aplicó aire libre de aceite. Se aplicó el silano (Monobond, Ivoclar-Vivadent) dos veces y se secó al aire libre dejando por 60 segundos. Finalmente se cementaron las coronas utilizando el cemento resinoso de curado dual Multilink Speed (Ivoclar-Vivadent) con puntas de auto mezcla según las indicaciones del fabricante. Se eliminó el exceso del cemento y se fotocuró con la lámpara de fotocurado tipo LED Bluephase N (Ivoclar-Vivadent) por 20 segundos en cada superficie Figura 10. Posteriormente, se colocaron las muestras en una recortadora (Isomet 1000 Buehler) y se cortaron por la mitad con un disco de diamante (HC) de 0.5 mm de espesor en sentido sagital Figura 11. Se identificó cada corte de las muestras con las correspondientes etiquetas (parámetro del espaciador y número de muestra) Figura 12.



Figura 9. Corona fresada de SLRZ Celtra LT tono A1 (Dentsply Sirona)



Figura 10. Corona de SLRZ cementada en el prototipo del muñón (superficie vestibular, mesial, palatina y distal, de izquierda a derecha).



Figura 11. Isomet 1000 (Buehler) (Universidad San Francisco de Quito) y colocación de la muestra previo al corte sagital.



Figura 12. Identificación según el parámetro del espaciador y número de muestra.

Las muestras fueron observadas con un estereomicroscopio avanzado (SZX 16, Olympus) Figura 13, con una magnificación de 1.25x mediante un software específico (CellSens dimension Olympus). Se registraron un total de 10 puntos a lo largo del espaciador de cada muestra en dirección mesio-distal etiquetándolos bajo la denominación M, mesial, O, oclusal y D, distal según la superficie de la muestra y 1-4 según el orden de los puntos Figura 14. Como resultado, por cada parámetro del espaciador se analizaron 5 muestras y fueron 4 tipos de parámetros del espaciador (60, 90, 120 y 150 μm), siendo un total de 50 mediciones por cada parámetro del espaciador y 200 mediciones para los cuatro parámetros del espaciador.

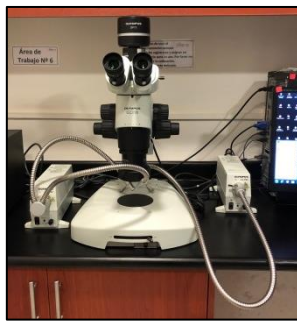


Figura 13. Estereomicroscopio szx 16 (Olympus).

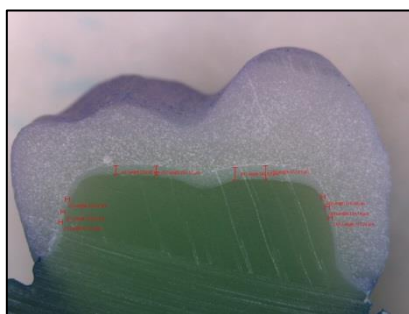
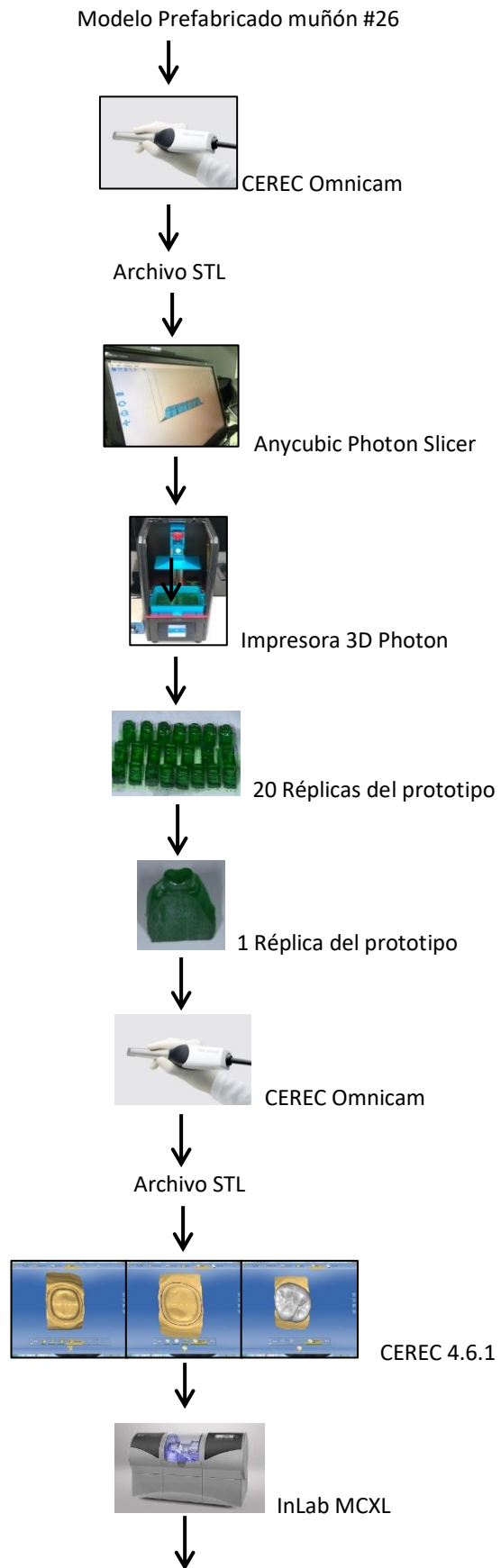


Figura 14. Vista de la muestra 150-4 con una magnificación de 1.25x mediante software CellSens (Olympus) y las 10 mediciones a lo largo del espacio del espaciador (mesial a distal, dirección izquierda a derecha)

Se utilizó el programa estadístico SPSS de la IBM v.25 (Chicago, Illinois, USA) con el fin de realizar los cálculos descriptivos e inferenciales. En el análisis descriptivo se observó el comportamiento de la distribución de los datos en cada uno de los parámetros considerando las 5 réplicas y las 10 mediciones muestrales. Para verificar los supuestos de normalidad y homocedasticidad se ejecutaron pruebas con el estadístico Shapiro Wilk ($n < 30$) y el estadístico de Levene, respectivamente. Debido al cumplimiento de ambos supuestos en todos los parámetros, se decidió realizar un análisis de varianza (ANOVA) de una vía para determinar diferencias significativas entre las mediciones medias en las ubicaciones consideradas en el estudio (mesial, oclusal y distal).



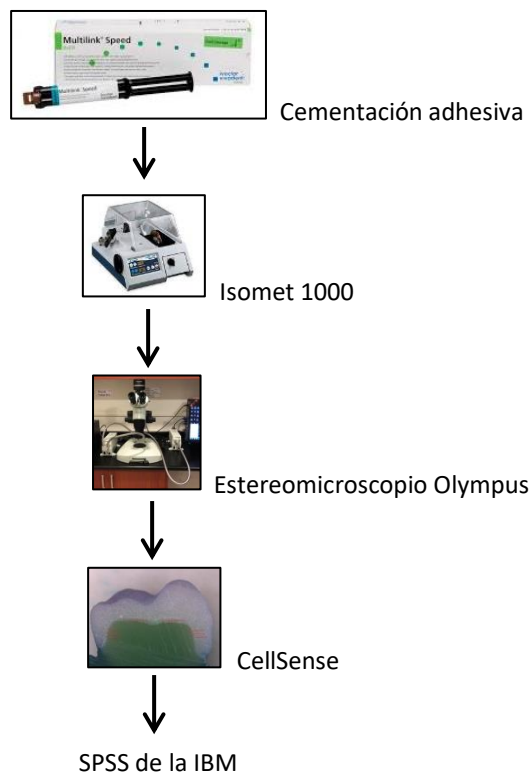


Figura 15. Flujograma de la metodología de investigación.

RESULTADOS

Análisis estadístico

Se presentan los resultados de las mediciones referente a los cuatro parámetros (60 μm , 90 μm , 120 μm y 150 μm), donde se evaluó la precisión del parámetro digital del espaciador del Software CEREC obtenido después del fresado y cementación de las restauraciones coronarias completas. Para la obtención de los resultados se utilizó el programa estadístico SPSS de la IBM v.25. Todas las pruebas llevadas a cabo para obtener los objetivos, así como el contraste de la hipótesis de investigación, se hicieron considerando el nivel de significancia del 5%. La regla de decisión para la significancia estadística está dada cuando el p. valor es menor que el nivel de significancia (p. valor < 0.05).

Se realizaron estadísticas descriptivas para observar el comportamiento de la distribución de los datos en cada uno de los parámetros considerando las 5 réplicas y las 10 muestras. Para verificar los supuestos de normalidad y homocedasticidad se ejecutaron pruebas con el estadístico Shapiro Wilk ($n < 30$) y el estadístico de Levene, respectivamente. Debido al cumplimiento de ambos supuestos en todos los parámetros (ver tabla anexo N.14 y N.15), se decidió realizar análisis de varianza de una vía (ANOVA) para determinar diferencias significativas entre las mediciones medias en las ubicaciones consideradas en la investigación (Mesial, Oclusal y Distal). Los análisis son presentados para cada parámetro:

Parámetro 60 μm

En la Tabla 1, se puede observar que la media de los puntos para Mesial 1, 2 y 3 no presentaron diferencias significativas entre ellas (p . valor $> .05$). Además los mismo puntos son las que tienen menor desviación estándar y exhiben menor diferencia con respecto del valor digital, los valores mínimos y máximos obtenidos de las réplicas oscilaron entre (44,32 y 99,72) y tienen coeficientes de variación relativamente bajos. De las mediciones obtenidas en los puntos Oclusal 1 al 4, tampoco se observaron diferencias significativas entre las medias (p . valor $> .05$). De acuerdo con los valores del coeficiente de variación, los puntos oclusales son los que poseen menor variabilidad pero presentan mayor diferencia con respecto del valor del parámetro digital, los valores oscilaron entre (248,37 y 344,83). De las mediciones obtenidas en el punto Distal 1, 2 y 3, no se observaron diferencias significativas entre las mediciones promedio (p . valor $> .05$). De acuerdo con los valores medios, se observó cercanía al valor digital. Sin embargo, éstos valores presentan mayor coeficiente de variación en comparación con los valores del punto Mesial y los valores oscilaron entre (27,59 y 131,03).

Tabla 1. Resumen descriptivo para el parámetro espaciador de 60 μm

Ubicación	Media	Desviación Estándar	Mínimo	Máximo	Coefficiente de Variación	p. valor
Mesial 1	70,19	23,51	44,32	99,72	33,50%	0,844
Mesial 2	71,30	16,09	48,28	89,66	22,56%	
Mesial 3	77,11	19,80	48,28	96,55	25,67%	
Oclusal 1	307,81	34,92	260,39	344,83	11,35%	0,606
Oclusal 2	307,81	34,92	260,39	344,83	11,78%	
Oclusal 3	293,48	26,57	248,37	317,24	9,06%	
Oclusal 4	321,14	30,06	268,97	343,49	9,36%	
Distal 1	69,08	31,04	34,48	99,72	44,94%	0,769
Distal 2	74,05	32,81	27,59	110,34	44,30%	
Distal 3	84,28	36,23	34,48	131,03	42,99%	

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

La Ilustración 1, permite establecer comparaciones visuales entre las medias obtenidas en los diferentes puntos y el valor del parámetro digital que se desea contrastar. En ese sentido, se puede visualizar que el punto M2, es el más preciso.

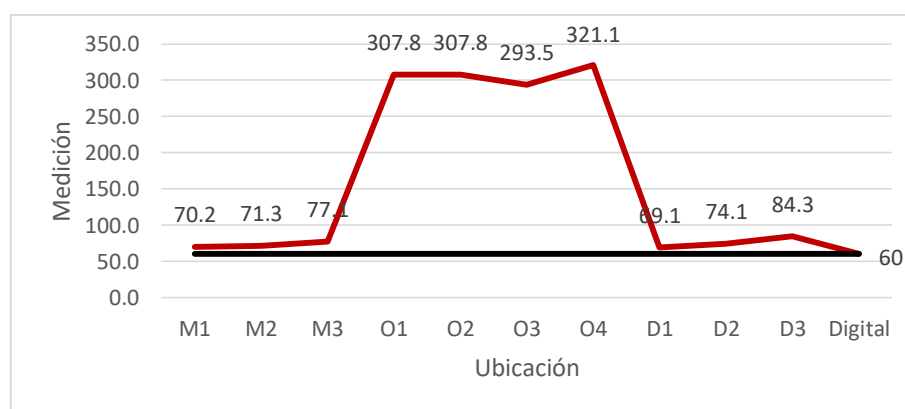


Ilustración 1. Gráfico de medias para los diferentes puntos y el valor digital 60 μm

A continuación, se presenta el contraste mediante el ANOVA, para determinar si existen diferencias significativas entre las medias de los diferentes puntos (Mesial, Oclusal y Distal) y el valor digital de 60 μm .

Como se puede observar el p. valor es menor que el nivel de significancia (p. valor = .000 < .05), por lo tanto, se concluye que existen diferencias significativas entre

las mediciones promedio obtenidas de los diferentes puntos y el valor del parámetro digital a 60 μm Tabla 2.

Tabla 2. Análisis de Varianza del parámetro 60 μm

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Grados de Libertad	Media cuadrática	F	p. valor
Entre grupos	708086,357	10	70808,636	90,517	0,000
Dentro de grupos	34419,648	44	782,265		
Total	742506,005	54			

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Se llevaron a cabo comparaciones múltiples utilizando el estadístico HSD de Tukey, entre las mediciones medias de cada punto y el valor del parámetro digital, para observar donde se encuentran las diferencias significativas. De la tabla se observa que las mediciones obtenidas en el punto Oclusal difieren del valor digital, del valor de los puntos Mesial y Distal. Es decir, las mediciones resultantes del punto Oclusal son las más distantes en este grupo, por lo que se recomienda no ser consideradas ya que poseen la menor precisión y exactitud con respecto al valor digital de 60 μm .

También se puede concluir que los valores Mesial y Distal no exhibieron diferencias significativas con respecto al valor digital. No obstante, los valores de las diferencias de los puntos Mesial y el valor digital son más pequeños por lo que se deben considerar más precisas y exactas las mediciones provenientes de este punto, y en específico el Mesial 2, que mostró menor dispersión (16,09) y menor coeficiente de variación (22,56%) entre sus réplicas.

Parámetro 90 μm

En la Tabla 3, se puede observar que la media de los puntos para Mesial 1, 2 y 3 no presentaron diferencias significativas entre ellas (p. valor > .05), sin embargo,

exhiben mucha diferencia con respecto del valor digital, los valores mínimos y máximos obtenidos de las réplicas oscilaron entre (27,59 y 89,66), tienen coeficientes de variación relativamente bajos. De las mediciones obtenidas en los puntos Oclusal 1 al 4, se observaron diferencias significativas entre las medias (p. valor < .05) dichas diferencias provienen de los puntos Oclusal 1 y Oclusal 4 (diferencia = 34.48 y p. valor = 0.039), de acuerdo con los valores del coeficiente de variación son los que poseen menor variabilidad pero presentan mayor diferencia con respecto del valor del parámetro digital, los valores oscilaron entre (206,90 y 289,66). De las mediciones obtenidas en el punto Distal 1, 2 y 3, no se observaron diferencias significativas entre las mediciones promedio (p. valor >.05), de acuerdo con los valores medios se observó mayor precisión con respecto del valor digital, los valores oscilaron entre (41,38 y 117,24).

Tabla 3. Resumen descriptivo para el parámetro espaciador de 90 μm

Ubicación	Media	Desviación Estándar	Mínimo	Máximo	Coefficiente de Variación	p. valor
Mesial 1	53,79	15,73	34,48	68,97	29,23%	0,076
Mesial 2	45,52	11,54	27,59	55,17	25,35%	
Mesial 3	70,35	19,14	41,38	89,66	27,21%	
Oclusal 1	233,10	16,47	213,79	255,17	7,06%	0,047*
Oclusal 2	242,78	28,18	206,90	282,76	11,61%	
Oclusal 3	241,40	8,45	227,59	248,28	3,50%	
Oclusal 4	267,59	14,14	255,17	289,66	5,28%	
Distal 1	73,10	28,68	41,38	117,24	39,24%	0,765
Distal 2	82,76	27,15	68,97	131,03	32,81%	
Distal 3	82,76	11,95	75,86	103,45	14,43%	

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

La Ilustración 2, permite establecer comparaciones visuales entre las medias obtenidas en los diferentes puntos y el valor del parámetro digital que se desea contrastar. En ese sentido, se puede observar que el punto D3, es el más preciso.

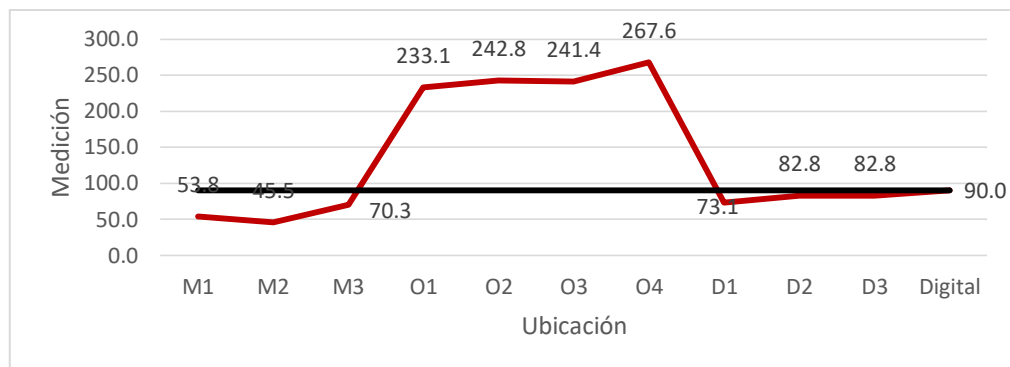


Ilustración 2. Gráfico de medias para los diferentes puntos y el valor digital 90 μm

A continuación, se presenta el contraste mediante el ANOVA, para determinar si existen diferencias significativas entre las medias de los diferentes puntos (Mesial, Oclusal y Distal) y el valor digital de 90 μm .

Como se puede observar el p. valor es menor que el nivel de significancia (p. valor = .000 < .05), por lo tanto, se concluye que existen diferencias significativas entre las mediciones promedio obtenidas de los diferentes puntos y el valor del parámetro digital a 90 μm Tabla 4.

Tabla 4. Análisis de Varianza del parámetro 90 μm

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Grados de Libertad	Media cuadrática	F	p. valor
Entre grupos	401183,27	10	40118,33	116,58	0,000
Dentro de grupos	15142,12	44	344,14		
Total	416325,39	54			

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Se llevaron a cabo comparaciones múltiples utilizando el estadístico HSD de Tukey, entre las mediciones medias de cada punto y el valor del parámetro digital, para observar donde se encuentran las diferencias significativas. De la tabla se observa que las mediciones obtenidas en el punto Oclusal difieren del valor digital, del valor de los

puntos Mesial y Distal. Es decir, las mediciones resultantes del punto Oclusal son las más distantes en este grupo, por lo que se recomienda no ser consideradas ya que poseen la menor precisión y exactitud con respecto al valor digital de 90 μm . La otra diferencia significativa se encontró en el punto Mesial 2 y el valor digital (p. valor < ,05).

Además, se puede concluir que los valores Mesial 1, Mesial 3 y Distal (1, 2, y 3) no exhibieron diferencias significativas con respecto al valor digital. No obstante, los valores de las diferencias de los puntos Distal y el valor digital son más pequeños por lo que se deben considerar más precisas y exactas las mediciones provenientes de este punto, y en específico el Distal 3, que mostró menor dispersión (11,95) y menor coeficiente de variación (14,43%) entre sus réplicas. Parámetro 120 μm

En la Tabla 5, se puede observar que la media de los puntos para Mesial 1, 2 y 3 no presentaron diferencias significativas entre ellas (p. valor > .05), sin embargo, exhiben gran diferencia con respecto del valor digital, los valores mínimos y máximos obtenidos de las réplicas oscilaron entre (41,38 y 103,45) muy por debajo de 120 μm , y tienen coeficientes de variación relativamente bajos. De las mediciones obtenidas en los puntos Oclusal 1 al 4, no se observaron diferencias significativas entre las medias (p. valor > .05), de acuerdo con los valores del coeficiente de variación son los que poseen menor variabilidad pero presentan mayor diferencia con respecto del valor del parámetro digital, los valores oscilaron entre (227,59 y 289,74). De las mediciones obtenidas en el punto Distal 1, 2 y 3, no se observaron diferencias significativas entre las mediciones promedio (p. valor > .05), de acuerdo con los valores medios se observó mayor precisión con respecto del valor digital, los valores oscilaron entre (68,97 y 151,72).

Tabla 5. Resumen descriptivo para el parámetro espaciador de 120 μm

Ubicación	Media	Desviación Estándar	Mínimo	Máximo	Coficiente de Variación	p. valor
Mesial 1	73,10	22,66	41,38	103,45	31,00%	0,96
Mesial 2	75,86	13,79	55,17	89,66	18,18%	
Mesial 3	73,10	15,11	62,07	89,66	20,67%	
Oclusal 1	267,59	24,09	227,59	289,66	9,00%	0,637
Oclusal 2	257,93	12,53	241,38	275,86	4,86%	
Oclusal 3	259,33	17,35	248,28	289,74	6,69%	
Oclusal 4	270,34	15,73	255,17	289,66	5,82%	
Distal 1	109,01	27,76	68,97	137,93	25,47%	0,332
Distal 2	117,32	24,88	82,76	151,72	21,21%	
Distal 3	135,17	28,68	103,45	179,31	21,22%	

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

La Ilustración 3, permite establecer comparaciones visuales entre las medias obtenidas en los diferentes puntos y el valor del parámetro digital que se desea contrastar. En ese sentido, se puede inferir que el punto D2, es el más adecuado.

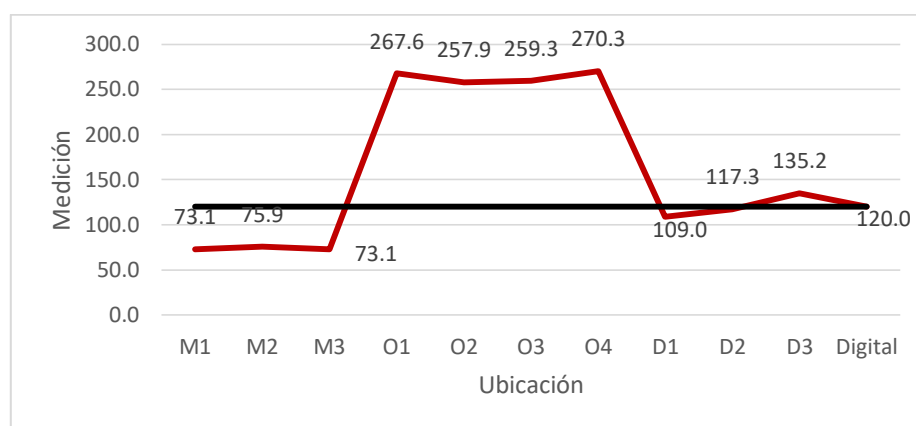


Ilustración 3. Gráfico de medias para los diferentes puntos y el valor digital 120 μm

A continuación, se presenta el contraste mediante el ANOVA, para determinar si existen diferencias significativas entre las medias de los diferentes puntos (Mesial, Oclusal y Distal), y el valor digital de 120 μm .

Como se puede observar el p. valor es menor que el nivel de significancia (p. valor = .000 < .05), por lo tanto, se concluye que existen diferencias significativas entre

las mediciones promedio obtenidas de los diferentes puntos y el valor del parámetro digital a 120 μm Tabla 6.

Tabla 6. Análisis de Varianza del parámetro 120 μm .

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Grados de Libertad	Media cuadrática	F	p. valor
Entre grupos	360131,21	10	36013,12	89,42	0,000
Dentro de grupos	17720,55	44	402,74		
Total	377851,76	54			

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Se llevaron a cabo comparaciones múltiples utilizando el estadístico HSD de Tukey, entre las mediciones medias de cada punto y el valor del parámetro digital, para observar donde se encuentran las diferencias significativas. De la tabla 9, se observa que las mediciones obtenidas en los puntos Mesial y Oclusal difieren del valor digital 120 μm y además difieren entre ellas. También los puntos Mesial 2 y 3 difieren significativamente con los puntos Distal 2 y Distal 3. El punto Mesial 2 difiere del punto Distal 3.

Además, se puede concluir que los valores obtenidos de los distintos puntos Distal no exhibieron diferencias significativas con respecto al valor digital 120 μm . Siendo además los más próximos al valor digital, los valores de las diferencias de los puntos Distal y el valor digital son más pequeños por lo que se deben considerar más precisas y exactas las mediciones provenientes de este punto, y en específico el Distal 2, que mostró menor dispersión (24,28) y menor coeficiente de variación (21,21%) entre sus réplicas.

Parámetro 150 μm

En la Tabla 7, se puede observar que la media de los puntos para Mesial 1, 2 y 3 si presentaron diferencias significativas entre ellas (p. valor < .05) dichas diferencias

son entre las mediciones Mesial 1 y Mesial 3 (diferencia= 24,82 y p. valor =,030), las mediciones promedios exhiben diferencia con respecto del valor digital, los valores mínimos y máximos obtenidos de las réplicas oscilaron entre (68,97 y 131,03) muy por debajo de 150 μm , con coeficientes de variación relativamente bajos. De las mediciones obtenidas en los puntos Oclusal 1 al 4, también se observaron diferencias significativas entre las medias (p. valor > .05) dichas diferencias se observaron entre los puntos Oclusal 4 con los puntos Oclusal 1 (diferencia = 91,03 y p. valor = ,013) y el punto Oclusal 2, de acuerdo con los valores del coeficiente de variación son los que poseen menor variabilidad pe (diferencia = 75,86 y p. valor = ,042) además presentan mayor diferencia con respecto del valor del parámetro digital, los valores oscilaron entre (227,59 y 420,69). De las mediciones obtenidas en el punto Distal 1,2 y 3, no se observaron diferencias significativas entre las mediciones promedio (p. valor >.05), de acuerdo con los valores medios se observaron también distantes con respecto del valor digital, los valores oscilaron entre (82,76 y 131,03). En este parámetro se observa que ninguna replica estuvo cercana al promedio, además las mediciones con este espaciador han mostrado mucha variabilidad en los datos. Por lo que no se debería considerar como uno de los más precisos y exactos.

Tabla 7. Resumen descriptivo para el parámetro espaciador de 150 μm .

Ubicación	Media	Desviación Estándar	Mínimo	Máximo	Coefficiente de Variación	p. valor
Mesial 1	89,66	17,58	68,97	110,34	19,61%	
Mesial 2	100,69	3,78	96,55	103,45	3,75%	0,037*
Mesial 3	114,48	14,30	96,55	131,03	12,49%	
Oclusal 1	244,14	17,31	227,59	268,97	7,09%	
Oclusal 2	259,31	19,87	227,59	275,86	7,66%	
Oclusal 3	306,21	44,32	255,17	344,83	14,47%	0,010*
Oclusal 4	335,17	62,94	268,97	420,69	18,78%	
Distal 1	96,55	12,90	82,76	110,34	13,36%	0,223

Distal 2	103,45	14,63	89,66	124,14	14,14%
Distal 3	113,10	15,11	89,66	131,03	13,36%

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

La Ilustración 4, permite establecer comparaciones visuales entre las medias obtenidas en los diferentes puntos y el valor del parámetro digital que se desea contrastar. En ese sentido, se puede apreciar que los puntos están muy alejados bien sea por arriba o por debajo del valor de 150 μm .

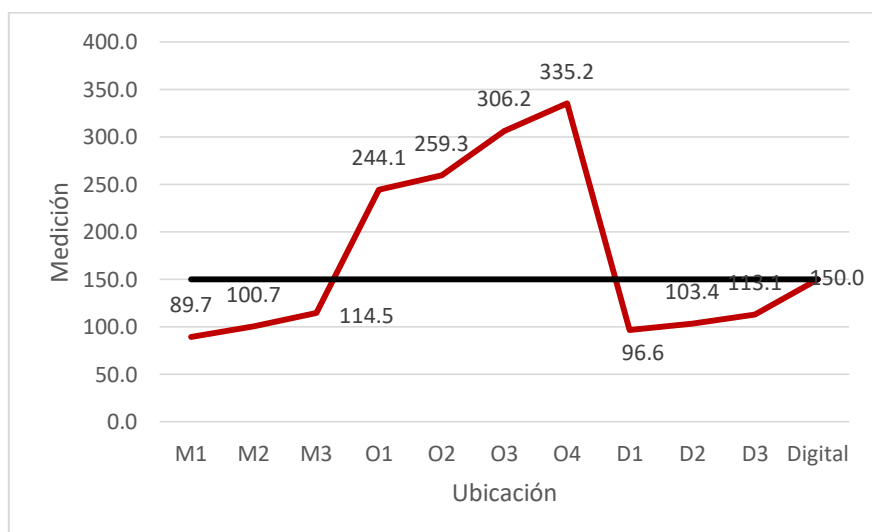


Ilustración 4. Gráfico de medias para los diferentes puntos y el valor digital 150 μm

A continuación, se presenta el contraste mediante el ANOVA, para determinar si existen diferencias significativas entre las medias de los diferentes puntos (Mesial, Oclusal y Distal). y el valor digital de 150 μm .

Como se puede observar el p. valor es menor que el nivel de significancia ($p.\text{valor} = .000 < .05$), por lo tanto, se concluye que existen diferencias significativas entre las mediciones promedio obtenidas de los diferentes puntos y el valor del parámetro digital a 150 μm Tabla 8.

Tabla 8. Análisis de Varianza del parámetro 150 μm

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Grados de Libertad	Media cuadrática	F	p. valor
Entre grupos	434715,95	10	43471,60	61,64	0,000
Dentro de grupos	31029,74	44	705,22		
Total	465745,69	54			

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Se llevaron a cabo comparaciones múltiples utilizando el estadístico HSD de Tukey, entre las mediciones medias de cada punto y el valor del parámetro digital, para observar donde se encuentran las diferencias significativas. De la tabla 12, se observa que las mediciones obtenidas en los puntos Mesial 1 y Oclusal (1, 2, 3 y 4) difieren del valor digital 150 μm y además difieren entre ellas.

Además, se puede concluir que los valores obtenidos de los distintos puntos Distal no exhibieron diferencias significativas con respecto al valor digital 120 μm , así como los puntos Mesial 2 y Mesial 3. En este parámetro a pesar de que ninguna medición física se encuentra cercana al valor digital, se pudieran considerar dos puntos Mesial 3 y Distal 3, debido a la poca variabilidad presente 14,30 y 15,11 respectivamente y también porque ambos alcanzaron en sus réplicas valores mayores a 130. Sin embargo, este parámetro no ha resultado con observaciones muy precisas y a la vez poco exactas.

En resumen, del análisis se obtuvieron como puntos más precisos y veraces de acuerdo con cada parámetro los que se muestran en la Tabla 9. Comparaciones entre parámetros y puntos, donde se observa que para el parámetro de 120 μm el punto más cercano fue D2, para el parámetro a 90 μm el punto más cercano fue D3, para el parámetro a 60 μm el punto más cercano fue M2 y para el parámetro 150 μm el punto más próximo fue M3.

A gran escala en el experimento se propone considerar como más precisos los parámetros 90 μm (D3) y 120 μm (D2) debido a que sus valores medios físicos son los

más cercanos a los respectivos valores digitales. Y siendo un poco más exhaustivos se recomienda trabajar con el parámetro 90 μm ya que mostró menor coeficiente de variación (14,43%) lo que indica una menor variabilidad al momento de realizar las diferentes (réplicas) mediciones, tal y como lo demuestra la desviación estándar (11,946) Tabla 9 Ilustración 5.

Tabla 9. Comparaciones entre parámetros y puntos

Parámetro digital	Punto más exacto	Parámetro físico	Desviación Estándar	Coficiente de Variación
60 μm	M2	71,30	16,086	22,56%
90 μm	D3	82,76	11,946	14,43%
120 μm	D2	117,32	24,879	21,21%
150 μm	M3	114,48	14,301	12,49%

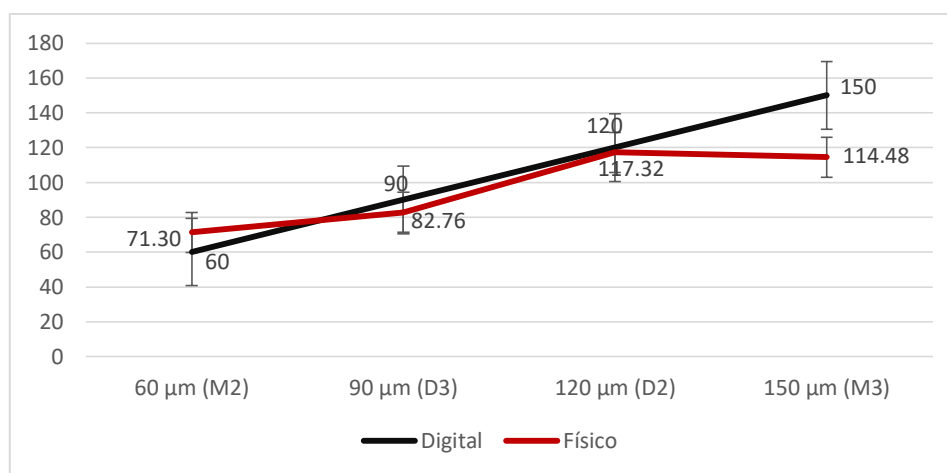


Ilustración 5. Gráfico de medias para los diferentes puntos y el parámetro digital

DISCUSIÓN

Uno de los parámetros más importantes que influye en la longevidad de las restauraciones indirectas es el parámetro del espaciador. Este parámetro define la adaptación marginal e interna de la restauración. En este caso, el espacio interno de la restauración fue evaluado en la superficie oclusal y axial. La adaptación interna inadecuada puede traer graves consecuencias como la falta o pérdida de retención axial o friccional y disminución de resistencia a la fractura, dando lugar al fracaso de la restauración (Arezoobakhsh, Shojaedin, Jamali, & Mohammad, 2020).

Este estudio in vitro evaluó la precisión de 4 parámetros digitales del espaciador del software CEREC después del fresado y cementación de las restauraciones coronarias completas con las mediciones obtenidas físicamente. En base a los resultados obtenidos por ANOVA de una vía, se determinó que si existieron diferencias significativas entre las medias de los diferentes puntos (M, O y D) y el valor digital respectivo de todos los grupos de parámetros del espaciador evaluados ($p.\text{valor} = < .05$). Por ende, la hipótesis nula fue rechazada.

Mediante los resultados de la prueba de HSD de Tukey, se observó que las diferencias significativas se encuentran mayormente en las mediciones obtenidas en oclusal, cuales se encuentran más distantes del valor digital. A la vez, las mediciones en espacio oclusal fueron mayores en comparación a las mediciones en el espacio axial. Esto se repitió en todos los grupos de los parámetros del espaciador evaluados en este estudio. Estos hallazgos son consistentes con estudios realizados previamente por varios autores. Rödiger et cols realizó un estudio comparativo sobre la precisión en adaptación de coronas individuales de zirconia y resultó que la adaptación más pobre fue en el espacio interno oclusal con un valor de $207.6 \pm 36.98 \mu\text{m}$ (Rödiger, Heinitz, Bürgers, & Rinke, 2017). Este estudio va acorde con otras publicaciones clínicas realizados que

registraron valores promedios de espacio interno oclusal de 155 a 297 μm (Brawek, Wolfart, Endres, Kirsten, & Reich, 2013) (Tamim, Skjerven, Ekfeldt, & Rønold, 2014) (Ahrberg, Lauer, Ahrberg, & Weigl, 2016) (Zarauz, Valverde, Martinez-Rus, Hassan, & Pradies, 2015). Estos estudios indican claramente que los valores del espacio interno específicamente en oclusal tuvieron diferencias significativas del valor del parámetro digital preestablecido y fueron los valores más altos registrados (Ahrberg, Lauer, Ahrberg, & Weigl, 2016).

Además, las mediciones en espacio oclusal obtenidas en este estudio presentan menor coeficiente de variación en todos los grupos de parámetros evaluados, excepto aquellas obtenidas con el parámetro del espaciador en 150 μm . Esto significa que las mediciones en oclusales con parámetros en 60, 90 y 120 μm , a pesar de ser las menos veraces, son las más precisas en comparación con los valores obtenidos en mesial y distal de la restauración, las cuales tuvieron coeficiente de variación superiores.

A gran escala en el experimento se propone considerar como más veraces los parámetros 90 μm (D3) y 120 μm (D2) debido a que sus valores medios obtenidos físicamente fueron los más cercanos a los respectivos valores digitales. Y siendo un poco más exhaustivos, el parámetro 90 μm mostró menor coeficiente de variación (14,43%) lo que indica una menor variabilidad al momento de realizar las diferentes (réplicas) mediciones, tal y como lo demuestra la desviación estándar (11,946). Como resultado, con el parámetro de 90 μm se obtiene mayor veracidad y precisión, dando como resultado mayor exactitud. Al respecto varios autores como Arezoobakhsh y col., afirman que la discrepancia del espacio interno ha sido reportada ser mayor en la superficie oclusal que en axial, y el rango clínicamente aceptable del espacio oclusal es de 100-200 μm (Arezoobakhsh, Shojaedin, Jamali, & Mohammad, 2020). Otros autores realizaron un estudio comparativo evaluando la precisión entre los diferentes sistemas

de CAD/CAM, donde registraron seis puntos distintivos de los cuales dos fueron del espacio marginal vertical, dos del espacio interno axial y dos del espacio interno oclusal. Como resultado, concluyeron que el espacio interno de la restauración no es uniforme como idealmente debe ser según el diseño del CAD. Los seis puntos que teóricamente deben haber sido iguales no coincidieron en todas las muestras. En otras palabras, los sistemas CAD/CAM no reprodujeron al menos en valores cercanos los espacios internos diseñados digitalmente, (BuduruSmaranda, CulicBogdan, TalmaceanuDaniel, PalAdorjan, 2019) lo que concuerda con nuestro estudio.

Nuestros resultados confirman que la adaptación es mejor con un determinado valor del espaciador tanto oclusal como axialmente aunque no necesariamente se obtienen resultados similares. Otros autores compararon la adaptación del espacio interno de restauraciones cerámicas fabricadas por dos sistemas CAD/CAM, Cerec y Planmeca. El espacio del cemento fue configurado en 70 μm y los resultados indicaron que el espacio registrado fue significativamente más alto en oclusal. El valor promedio del espacio interno fue de 204 a 224 μm , donde el valor más inferior fue de la pared axial y el valor más alto perteneció a pared oclusal (Vág, y otros, 2020). En otro estudio, se reportó que este hallazgo ocurrió independiente del tipo de impresión (digital o analógica) y estas imprecisiones del fresado se deben primordialmente a errores durante la preparación y presencia de irregularidades (Zimmermann, Valcanaia, Neiva, Mehl, & Fasbinder, 2018), además del redondeo de los bordes puntiaguados, para compensar la dificultad del ingreso de la fresa, provocando un sobrefresado (Tamac, Toksavul, & Toman, 2014). Además, existen otros factores como el paralelismo de las paredes, la textura superficial, el tipo de cemento, la estrategia de fresado y los ajustes de maquinado, que influyen al espacio del cemento. En concordancia con esto, se menciona que las paredes internas axiales son fresadas con la parte lateral de la fresa. Sin embargo, las paredes

internas oclusales son fresados con la punta de la fresa, lo cual pudo haber provocado una mayor discrepancia (Vág, y otros, 2020). Otro estudio clínico refuerza que aunque el espacio del cemento preestablecido fue de 70 μm , el espacio interno registrado físicamente fue de 148 a 284 μm , donde los valores más altos pertenecieron a las superficies oclusales (Reich, Uhlen, & Gozdowsky, 2010). En otro estudio clínico que comparó la adaptación interna y marginal de coronas individuales utilizando varios sistemas CAD/CAM. Se mostró que similar a los hallazgos anteriores, el espacio interno oclusal obtenido fue mucho mayor que axial, siendo el valor promedio 303.29 ± 96.30 y 144.99 ± 47.75 respectivamente (Huang, Zhang, Zhu, Zhao, & Zhang, 2015). Esta observación también se reafirma con el presente estudio ya que los espacios del espaciador de todas las muestras no fueron uniformes, y definitivamente, los espacios en oclusal fueron más amplios que los axiales y más distantes del parámetro digital.

Además, según otros autores la adaptación oclusal afecta estructuralmente las restauraciones fabricadas mediante CAD/CAM al utilizar cementos resinosos, ya que los beneficios de la adhesión se pierden cuando se alcanzan un grosor de cemento de 450 a 500 μm a causa de la contracción por la polimerización de resina (May, Kelly, Bottino, & Hill, 2012). Aunque la mayoría de datos obtenidos en este presente estudio no llegan a tales valores, algunos superaron el rango clínicamente aceptable que es de 100 – 200 μm .

Los resultados de varios estudios son similares a los resultados encontrados en este estudio, ya que a pesar de presentar el parámetro del espaciador digital predeterminado en oclusal y radial, los espacios del espaciador físicamente registrados difieren significativamente y fueron superiores en la mayoría de los casos (Brawek, Wolfart, Endres, Kirsten, & Reich, 2013) (Tamim, Skjerven, Ekfeldt, & Rønold, 2014) (Ahrberg, Lauer, Ahrberg, & Weigl, 2016) (Zarauz, Valverde, Martinez-Rus, Hassan, &

Pradies, 2015) (AhrbergDanush, LauerHans, AhrbergMartin, WeiglPaul, 2016; BrawekPK, WolfartS, EndresL, KirstenA, ReichS, 2013) (Arezoobakhsh, Shojaedin, Jamali, & Mohammad, 2020) (Mously, Finkelman, Zandparsa, & Hirayama, 2014) (Haddadi, Ranjkesh, Isidor, & Bahrami, 2021).

Schlögel et cols. también encontraron que a pesar de predeterminar el parámetro del espaciador digital (30, 60 y 90 μm), los espacios físicos encontrados en paredes axiales y oclusales fueron más altos. Para el grupo de espaciador de 30 μm , el espacio axial y oclusal fueron de 90.04 y 160.49 μm respectivamente. Para el grupo de espaciador de 60 μm , espacio axial y oclusal fueron de 127.68 y 152.39 μm respectivamente. Por último, para el grupo de espaciador de 90 μm , el valor del espacio axial y oclusal fueron 147.71 y 228.38 μm respectivamente (Schlögel, y otros, 2017). Los valores físicos obtenidos fueron menores que los hallazgos de este estudio in vitro. No obstante, cumplen con las mismas características, donde las mediciones obtenidas físicamente sobrepasaron al parámetro del espaciador digital predeterminado y los espacios en oclusal fueron mayores que los espacios en axial.

Espacios más amplios en oclusal y axial son desfavorables para el éxito de la restauración. Definitivamente, la creación de espacio del espaciador homogéneo es importante para evitar comprometer la retención y resistencia de la restauración, en especial las cerámicas. Además, el factor clave para un correcto asentamiento de la restauración durante la cementación, es el grosor del espacio adecuado. Es decir, el espacio no debe ser ni muy fino, ni muy ancho. Un espacio muy pequeño produce contactos prematuros entre el muñón y el espacio interno de la restauración, impidiendo que el cemento fluya por todo el espacio uniformemente (Hmaidouch, Neumann, & Mueller, 2011). Esto afecta la restauración incrementando el espacio marginal, lo cual trae múltiples consecuencias biológicas. Por otra parte, si el espacio del cemento es

muy ancho, existe alto riesgo de perder la resistencia y retención de la restauración, principalmente en las restauraciones cerámicas debido a su fragilidad (Schlögel, y otros, 2017). Adicionalmente, el aumento de fragilidad de la restauración y aumento de estrés de tensión en caso de utilizar cementos resinosos por la contracción del mismo, conlleva al fracaso de la restauración (Kocaağaoğlu, Kılınç, & Albayrak, 2017) (Kokubo, Tsumita, Kano, Sakurai, & Fukushima, 2011) (May, Kelly, Bottino, & Hill, 2012).

Un espacio homogéneo y un grosor adecuado del espacio interno es fundamental para un correcto asentamiento y cementación predecible y repetible de la restauración (Fasbinder, Sterlitz, Skramstad, & Fleming, 2019).

En términos de precisión, veracidad y exactitud, el parámetro en 90 μm resultó ser mejor, seguido por 120 μm , 60 μm y 150 μm . El parámetro de 150 μm tuvo mayor variabilidad en cuanto a las mediciones obtenidas físicamente y a la vez distante al valor digital predeterminado.

Es importante enfatizar que este estudio fue conducido bajo condiciones estandarizadas y los posibles errores que pudiesen haber ocurrido en cada paso de fabricación de la restauración fueron minimizados. Sin embargo, según Schlögel et cols., la presencia del espacio interno aumentado puede ser debido al escaneo en preparaciones con bordes redondeados para mejorar el asentamiento de la restauración (Cunali, y otros, 2017) (Borba, Cesar, Griggs, & Della Bona, 2011). También la variabilidad de los resultados de este estudio pudieron ser originados debido al movimiento de corte producido en el momento de partir las muestras por la mitad y durante la cementación al utilizar la presión digital, la cual pudo producir variabilidad de fuerza aplicada en el complejo restauración-muñón (Arezoobakhsh, Shojaedin, Jamali, & Mohammad, 2020). Además, en este estudio in vitro analizaron los espacios bidimensionalmente, y según Jang y col., la desventaja principal de estudios realizados en 2D es que solo se puede medir la

discrepancia en un determinado punto. Los estudios tridimensionales proveerían resultados más fiables ya que es factible medir todo el espacio en varios puntos y la pérdida de información se reduce (Jang, y otros, 2020). Finalmente, se debe mencionar que los nuevos softwares y sistemas de impresión 3D cada vez más fiables y actualizados, podrían generar menos discrepancias de las obtenidas en este estudio, que sería ideal también estudiarlas.

CONCLUSIONES

En base a los resultados obtenidos y limitaciones de este estudio in vitro, se obtuvieron las siguientes conclusiones:

1. No hubo coincidencia entre los parámetros digitales del espaciador y los parámetros físicos obtenidos en las restauraciones coronarias de silicato de litio reforzado con zirconio (Celtra Duo) fabricadas por CEREC.
2. El espacio interno radial fue menor en comparación al espacio interno oclusal de las restauraciones cerámicas coronarias fabricadas por CEREC.
3. La precisión del parámetro digital oclusal de los parámetros de espaciadores 60, 90 y 120 μm fueron mayores que el parámetro digital radial.
4. La veracidad de parámetros digitales en radial de todos los parámetros de espaciadores evaluados fue mayor que los parámetros digitales oclusales.
5. Con el parámetro digital de 90 μm se obtuvo mayor precisión, veracidad y exactitud.

RECOMENDACIONES

1. Se sugiere realizar estudios en 3D para comprobar si se obtienen los mismo resultados.
2. Se recomienda realizar estudios con restauraciones fabricadas de otros materiales cerámicos para comparar los resultados con el presente estudio in vitro.

REFERENCIAS

- Abdullah, A. O., Muhammed, F. K., Zheng, B., & Liu, Y. (2018). An Overview of Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) in Restorative Dentistry . *Journal of Dental Materials and Techniques*, 7(1).
- Ahrberg, D., Lauer, H. C., Ahrberg, M., & Weigl, P. (2016, March). Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*, 20(2).
- Arezoobakhsh, A., Shojaedin, S. S., Jamali, A. G., & Mohammad, S. R. (2020, Jan). Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(1).
- Boitelle, P., Mawussi, B., Tapie, L., & Fromentin, O. (2014). A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations . *The Journal of Oral Rehabilitation*, 41, 853--874 .
- Borba, M., Cesar, P., Griggs, J., & Della Bona, A. (2011). Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater*, 27.
- Brawek, P., Wolfart, S., Endres, L., Kirsten, A., & Reich, S. (2013). The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow—the comparison of two systems. *Clin Oral Investig*, 17(9).
- Buduru, S., Culic, B., Talmaceanu, D., & Pal, A. (2019). A comparative study of the accuracy of five CAD-CAM systems. *Medicine and pharmacy reports*, 92(2), 185-191.
- CEREC Software 4.6*. (n.d.). Retrieved from Dentsply Sirona.

- CEREC Software 4.6 Upgrade Description*. (n.d.). Retrieved from Dentsply Sirona:
<https://assets.dentsplysirona.com/websites/my-cerec/produktbereich/cerec-software-4-6/Upgrade-Description-CEREC4-6-EN.pdf>
- Cunali, R. S., Saab, R. C., Correr, G. M., da Cunha, L. F., Ornaghi, B. P., Ritter, A. V., & Gonzaga, C. C. (2017). Marginal and Internal Adaptation of Zirconia Crowns: A Comparative Study of Assessment Methods. *Brazilian Dental Journal*, 28(4).
- Dastevski, B., Mijoska, A., Kapusev, B., Gigovski, N., Dimitrovski, O., Spirov, V., . . . Petkov, M. (2018). Retention of Approximal Guiding Plane Surfaces in Removable Partial Skeletal Prosthesis. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(6), 1120–1125.
- de Lima, E., Santos, R., Durão, M., Nascimento, A., & Braz, R. (2016). Universal cements: dual activated and chemically activated. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 125-129.
- Duret, F., Blouin, J.-L., & Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 117(6), 715-720.
- Dutton, E., Ludlow, M., Mennito, A., Kelly, A., Evans, Z., Culp, A., . . . Renne, W. (2019). The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *J Esthet Restor Dent.* , 1-15.
- El-Ghany, O., & Sherief, A. (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Future Dent. J*, 2, 55-64.
- Fabrizi, G., Zarone, F., Dellificorelli, G., Cannistraro, G., De Lorenzi, M., Mosca, A., & Sorrentino, R. (2014). Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: retrospective study with a mean follow-up of 3 years and a maximum observational period of 6 years. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.*, 34(2), 165-177.

- Fasbinder, D., Sterlitz, S. J., Skramstad, M., & Fleming, M. (2019). In Vitro Evaluation of the Spacer Setting on Margin Fit and Internal Adaptation of CEREC® Crowns. *cerec doctors.com*(Q3), pp. 10-24.
- Haddadi, Y., Ranjkesh, B., Isidor, F., & Bahrami, G. (2021). Marginal and internal fit of crowns based on additive or subtractive manufacturing. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 8(1).
- Hmaidouch, R., Neumann, P., & Mueller, W. (2011). Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown coping. *Int J Comput Dent*, 14.
- Holmes, J. R., Bayne, S. C., Holland, G. A., & Sulik, W. D. (1989, October). Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(4), 405-408.
- Huang, Z., Zhang, L., Zhu, J., Zhao, Y., & Zhang, X. (2015). Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *J prosthodont*, 24(4).
- Jang, D., Son, K., & Lee, K.-b. (2019). 1. A Comparative Study of the Fitness and Trueness of a Three-Unit Fixed Dental Prosthesis Fabricated Using Two Digital Workflows. *Applied Sciences*, 9(14), 1-12.
- Jang, Y., Sim, J.-Y., Park, J.-K., Kim, W.-C., Kim, H.-Y., & Kim, J.-H. (2020). Accuracy of 3-unit fixed dental prostheses fabricated on 3D-printed casts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(1).
- Kang, B.-h., Son, K., & Lee, K.-b. (2020). Accuracy of Five Intraoral Scanners and Two Laboratory Scanners for a Complete Arch: A Comparative In Vitro Study. *Applied Sciences*, 10(74), 1-11.

- Kasloff, Z. (1961). Casting technique and some variables. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 11(3), 533-536.
- Kocaağaoğlu, H., Kılınc, H. I., & Albayrak, H. (2017). Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1).
- Kokubo, Y., Tsumita, M., Kano, T., Sakurai, S., & Fukushima, S. (2011, January). Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontic Research*, 55(1).
- Liang, S., Yuan, F., Luo, X., Yu, Z., & Tang, Z. (2018, Oct). Digital evaluation of absolute marginal discrepancy: A comparison of ceramic crowns fabricated with conventional and digital techniques . *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(4), 525-529.
- Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., & Logozzo, S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*, 149.
- Mantri, S., & Bhasin, S. (2010). CAD/CAM in dental restorations: an overview. *Annals and Essences of Dentistry*, 2(3), 123-128.
- Matthias, K., Martin, S., & Stefan, W. (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J. Am. Dent. Assoc.*, 143, 234-240.
- May, L. G., Kelly, R., Bottino, M. A., & Hill, T. (2012). Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dental Materials*, 28(8).
- Miyazaki, T., & Hotta, T. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(1), 97-106.

- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
- Mormann, W. H. (2006, September). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 7s-13s.
- Mörmann, W., Wolf, D., Ender, A., Bindl, A., Göhring, T., & Attin, T. (2009). Effect of Two Self-Adhesive Cements on Marginal Adaptation and Strength of Esthetic Ceramic CAD/CAM Molar Crowns. *Journal of Prosthodontics*, 18, 403–410.
- Mously, H., Finkelman, M., Zandparsa, R., & Hirayama, H. (2014). Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent*, 112.
- Mule, S. A., Dange, S. P., Khalikar, A. N., & Vaidya, S. P. (2014). Effect of Varying Layers of Two Die Spacers on Precementation Space of Full Coverage Restorations. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14(1), 67-75.
- Multilink N Ivoclar Vivadent*. (n.d.).
- Multilink Speed*. (n.d.). Retrieved from Multilink Automix ivoclar vivadent clinical: <https://www.krobalto.com/folletos/Multilink+Speed.pdf>
- Nedelcu, R., Olsson, P., Nyström, I., Rydén, J., & Thor, A. (2018). Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *Journal of Dentistry*, 69, 110-118.
- Ng, J., Ruse, D., & Wyatt, C. (2014, March). A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 555-60.
- Padrós, R., Punset, M., Molmeneu, M., Velasco, A. B., Herrero-Climent, M., Rupérez, E., & Gil, F. J. (2020, June). Mechanical Properties of CoCr Dental-Prosthesis

- Restorations Made by Three Manufacturing Processes. Influence of the Microstructure and Topography . *Metals*, 10(788), 1-18.
- Pereira, R., Valdía, A., Bicalho, A., Franco, S., Tantbirojn, D., Versluis, A., & Soares, C. (2015). Effect of Photoactivation Timing on the Mechanical Properties of Resin Cements and Bond Strength of Fiberglass Post to Root Dentin. *Operative Dentistry*, 1-16.
- Radovica, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., & Ferrari, M. (2008). Self-adhesive Resin Cements: A Literature Review. *Quintessence*, 251-258.
- Rauch, A., Reich, S., Dalchau, L., & Schierz, O. (2018). Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns: 10-year results. *Clin. Oral Investig.*, 22, 1763-1769.
- Reich, S., Uhlen, S., & Gozdowsky, S. (2010). Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig.* 15.
- Renne, W., Ludlow, M., Fryml, J., Schurch, Z., Mennito, A., Kessler, R., & Lauer, A. (2017). Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent.*, 118(1), 36-42.
- Resende, C., Barbosa, T., Moura, G., Tavares, L., Rizzante, F., George, F. M., . . . Mendonca, G. (2020, Jan). Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1-6.
- Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., . . . Ducret, M. (2017). Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. . *Journal of Healthcare Engineering*, 1-9.

- Rödiger, M., Heinitz, A., Bürgers, R., & Rinke, S. (2017, 21). Fitting accuracy of zirconia single crowns produced via digital and conventional impressions—a clinical comparative study. *Clin Oral Invest*(579–587).
- Romeo, E., Iorio, M., Lorio, M., Storelli, S., Camandona, M., & Abati, S. (2009). Marginal adaptation of full-coverage CAD/CAM restorations: in vitro study using a non-destructive method. *Minerva Stomatol.*, 58(3), 61-72.
- Róth, I., Czigola, A., Joós-Kovács, G. L., Dalos, M., Hermann, P., & Borbély, J. (2020). Learning curve of digital intraoral scanning – an in vivo study. *BMC Oral Health*, 1-7.
- Rutkūnas, V., Gečiauskaitė, A., Jegelevičius, D., & Vaitiekūnas, M. (2017). Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol.*, 10(1), 101-120.
- Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C., & Barlattani, A. (2014). CEREC CAD/CAM CHAIRSIDE SYSTEM. *Oral & Implantology*, 7(3), 57-70.
- Schlögel, R. C., Caramori, R. S., Correr, G. M., da Cunha, L. F., Ornaghi, B. P., Ritter, A. V., & Gonzaga, C. C. (2017). Marginal and Internal Adaptation of Zirconia Crowns: A Comparative Study of Assessment Methods. *Brazilian Dental Journal*, 28(4).
- Shembesh, M., Ali, A., Finkelman, M., Weber, H.-P., & Zandparsa, R. (2017). An In Vitro Comparison of the Marginal Adaptation Accuracy of CAD/CAM Restorations Using Different Impression Systems. *J Prosthodont.*, 26(7), 581-586.
- Shim, J., Lee, J., Lee, J., Choi, Y., Shin, S., & Ryu, J. (2015). Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns

- fabricated with the CAD/CAM system . *Journal of Applied Oral Science*, 23(5), 515-22.
- Smitha, A. J., & Savitha, P. N. (2016). CAD CAM - Understanding the Basics: A Review. *Journal of Oral dentistry and Oral Care*, 2(2), 50-55.
- Sohmura, T., Kojima, T., Wakabayashi, K., & Takahashi, J. (2000). Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shapes of dentition and occlusion. 84(3), pp. 345-352.
- Son, K., & Lee, K.-B. (2021). Marginal and Internal Fit of Ceramic Prostheses Fabricated from Different Chairside CAD/CAM Systems: An In Vitro Study. *MDPI*, 1-13.
- Sosa, B. J. (2010). CEMENTOS RESINOSOS. (pp. 1-46). Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia.
- Suarez, M. J. (2003). Evaluación del sellado marginal de coro- nas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación. Madrid.
- Susic, I., Travar, M., & Susic, M. (2017). The application of CAD / CAM technology in Dentistry. OP Conference Series: Materials Science and Engineering. *Innovative Ideas in Science*, 200(012020), 1-12.
- Tabata, L. F., de Lima Silva, T. A., de Paula Silveira, A. C., & D. Ribeiro, A. P. (2020, March). Marginal and internal fit of CAD-CAM composite resin and ceramic crowns before and after internal adjustment . *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), 500-505.
- Tamac, E., Toksavul, S., & Toman, M. (2014). Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J. Prosthetic Dent.*, 909-913.

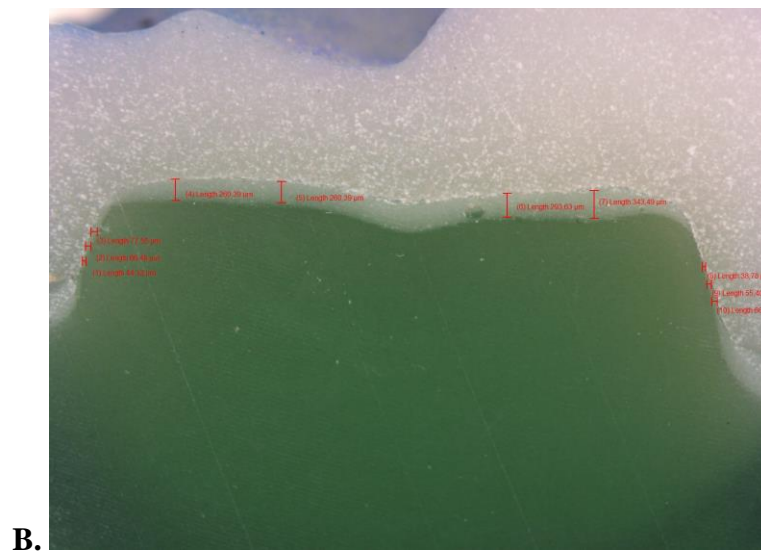
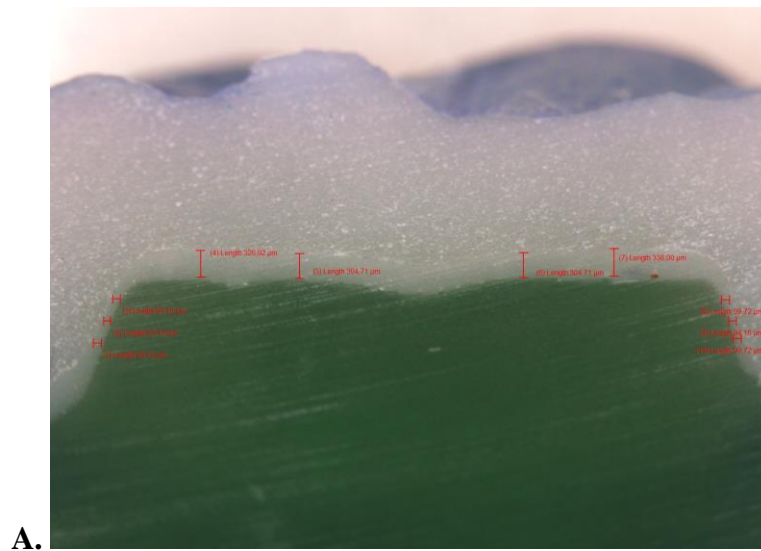
- Tamim, H., Skjerven, H., Ekfeldt, A., & Rønold, H. (2014). Clinical evaluation of CAD/CAM metal-ceramic posterior crowns fabricated from intraoral digital impressions. *Int J Prosthodont*, 27(4).
- Upadhyaya, V., Arora, A., Singhal, J., Kapur, S., & Sehgal, M. (2019). Comparative analysis of shear bond strength of lithium disilicate samples cemented using different resin cement systems: An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 240-247.
- Uzun, G. (2008). An Overview of Dental CAD/CAM Systems. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 22(1), 530-535.
- Vág, J., Nagy, Z., Bocklet, C., Kiss, T., Nagy, Á., Simon, B., . . . Renne, W. (2020). Marginal and internal fit of full ceramic crowns milled using CAD/CAM systems on cadaver full arch scans. *BMC Oral Health*, 20.
- Young, J. M., & Altschuler, B. (1977, August). Laser holography in dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 38(2).
- Zarauz, C., Valverde, A., Martinez-Rus, F., Hassan, B., & Pradies, G. (2015). Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig*.
- Zimmermann, M., Valcanaia, A., Neiva, G., Mehl, A., & Fasbinder, D. (2018). Influence of different CAM strategies on the fit of partial crown restorations: a digital three-dimensional evaluation. *Oper Dent*, 530-538.

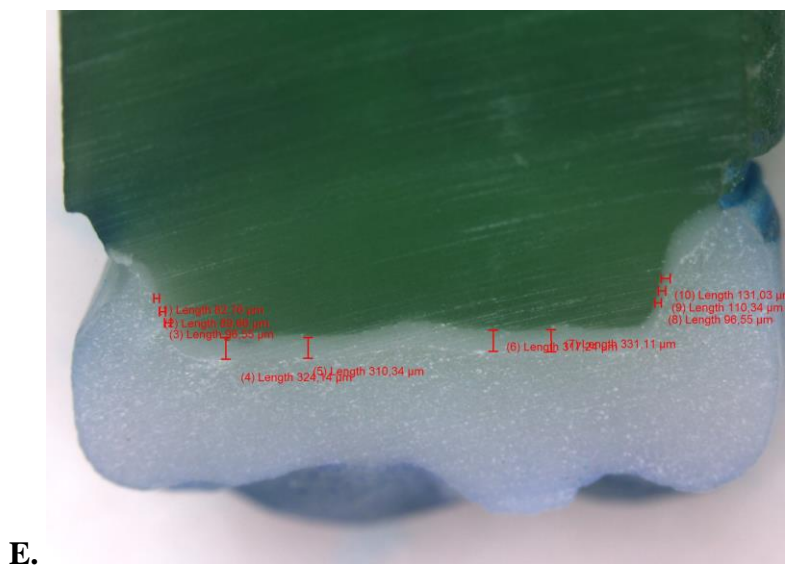
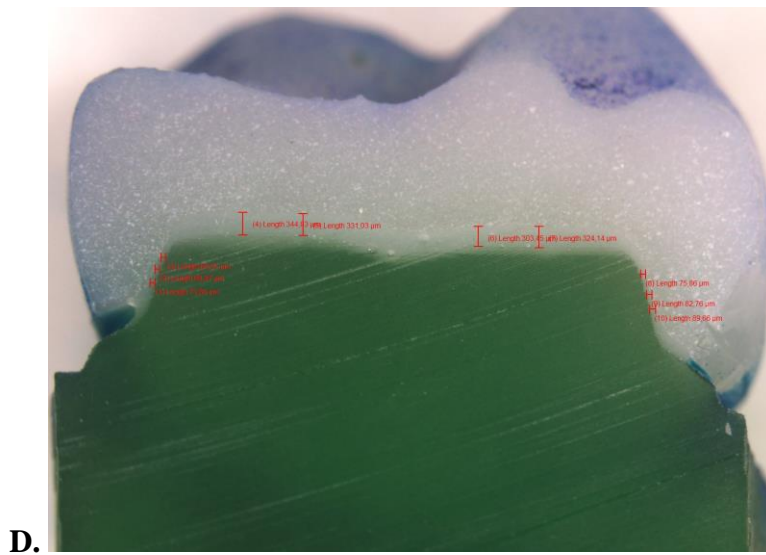
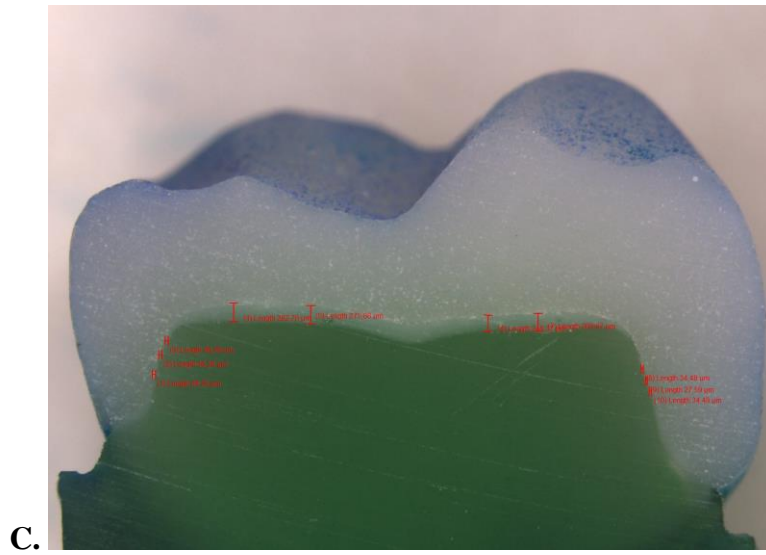
ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1. Imágenes obtenidas de las 5 muestras con las 10 mediciones a lo largo del espacio del espaciador con estereo microscopio Olympus (magnificación 1.25x); A. muestra 60-1, B. muestra 60-2, C. Muestra 60-3, D. Muestra 60-4, E. Muestra 60-5.....	72
Anexo 2. Imágenes obtenidas de las 5 muestras con las 10 mediciones a lo largo del espacio del espaciador con estereo microscopio Olympus (magnificación 1.25x); A. muestra 90-1, B. muestra 90-2, C. Muestra 90-3, D. Muestra 90-4, E. Muestra 90-5.....	74
Anexo 3. Imágenes obtenidas de las 5 muestras con las 10 mediciones a lo largo del espacio del espaciador con estereo microscopio Olympus (magnificación 1.25x); A. muestra 60-1, B. muestra 120-2, C. Muestra 120-3, D. Muestra 120-4, E. Muestra 120-5.....	76
Anexo 4. Imágenes obtenidas de las 5 muestras con las 10 mediciones a lo largo del espacio del espaciador con estereo microscopio Olympus (magnificación 1.25x); A. muestra 150-1, B. muestra 150-2, C. Muestra 150-3, D. Muestra 150-4, E. Muestra 150-5.....	78
Anexo 5. Registro de las 10 mediciones de las 5 muestras configuradas con parámetro del espaciador digital de 60 μm	80
Anexo 6. Registro de las 10 mediciones de las 5 muestras configuradas con parámetro del espaciador digital de 90 μm	80
Anexo 7. Registro de las 10 mediciones de las 5 muestras configuradas con parámetro del espaciador digital de 120 μm	81
Anexo 8. Registro de las 10 mediciones de las 5 muestras configuradas con parámetro del espaciador digital de 150 μm	81
Anexo 9. Comparaciones múltiples para el parámetro digital de 60 μm	82
Anexo 10. Comparaciones múltiples para el parámetro digital de 90 μm	83
Anexo 11. Comparaciones múltiples para el parámetro digital de 120 μm	84
Anexo 12. Comparaciones múltiples para el parámetro digital de 150 μm	85
Anexo 13. Prueba de normalidad	86
Anexo 14. Prueba de Homocedasticidad (igualdad de varianzas).....	87

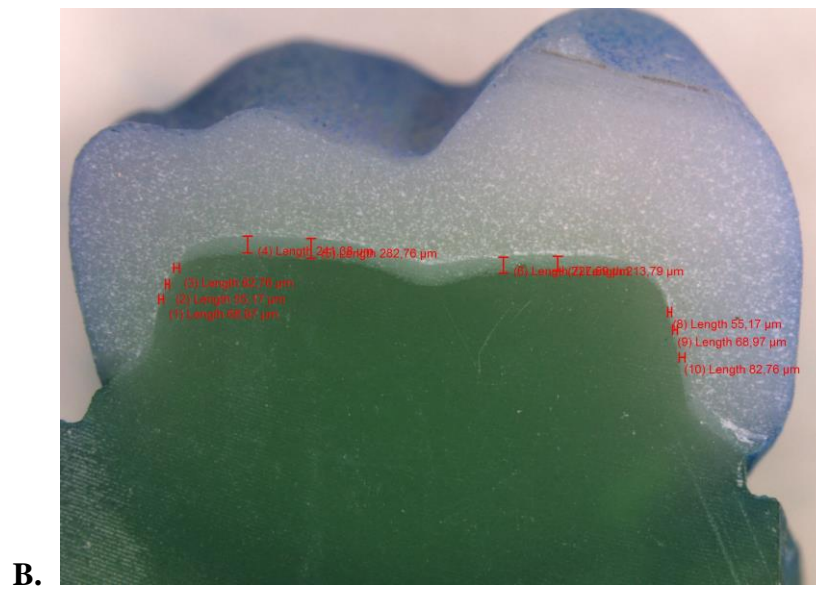
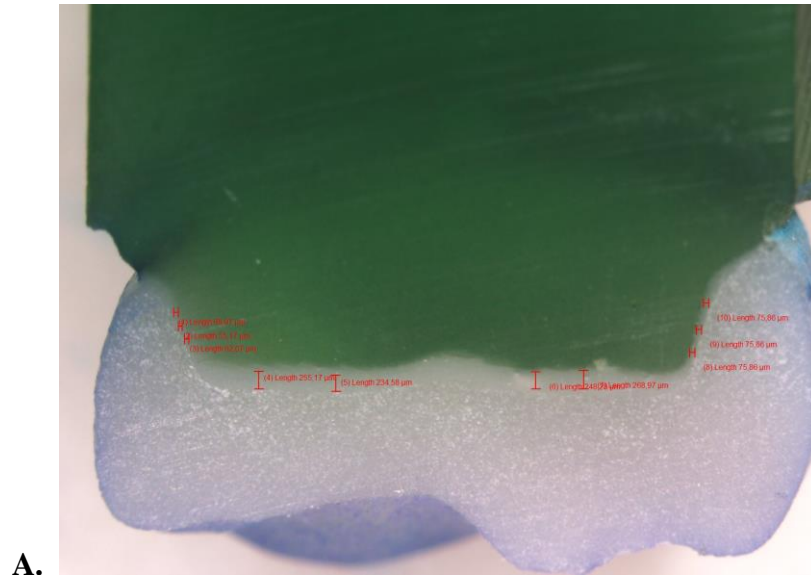
ANEXO

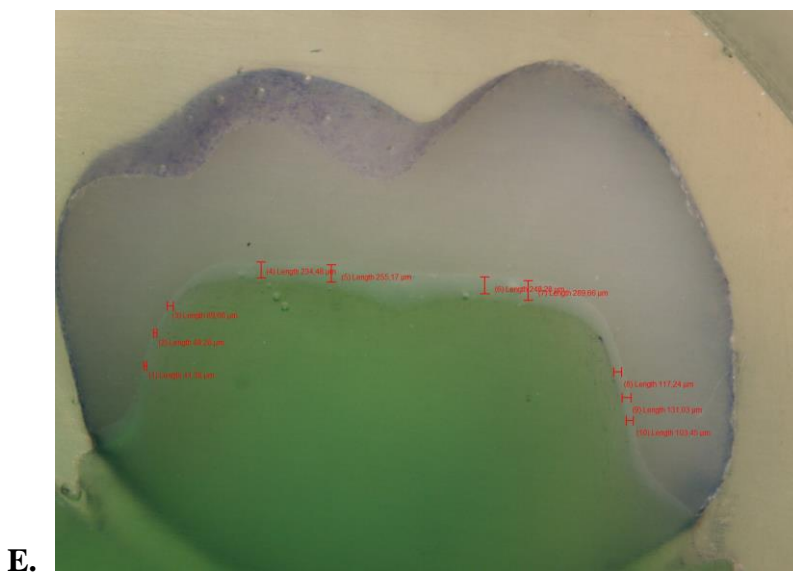
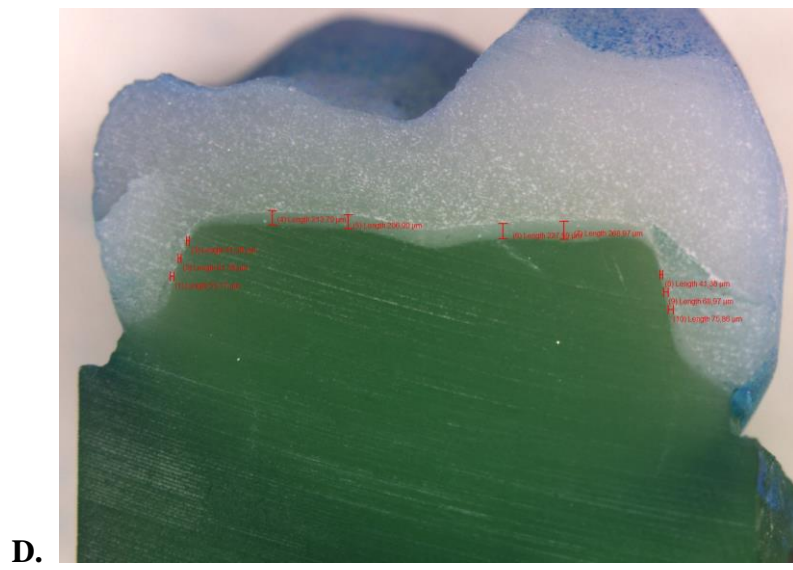
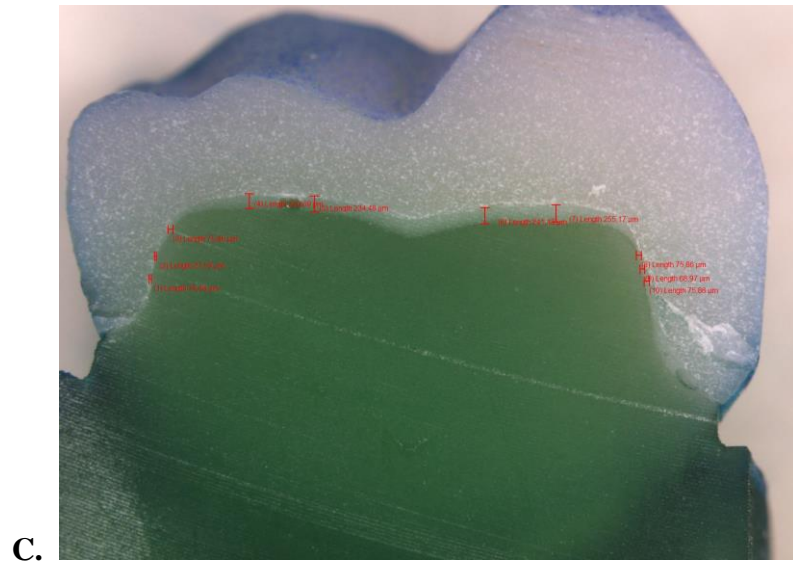
Anexo 1. Imágenes obtenidas de las 5 muestras con las 10 mediciones a lo largo del espacio del espaciador con estereo microscopio Olympus (magnificación 1.25x); A. muestra 60-1, B. muestra 60-2, C. Muestra 60-3, D. Muestra 60-4, E. Muestra 60-5.



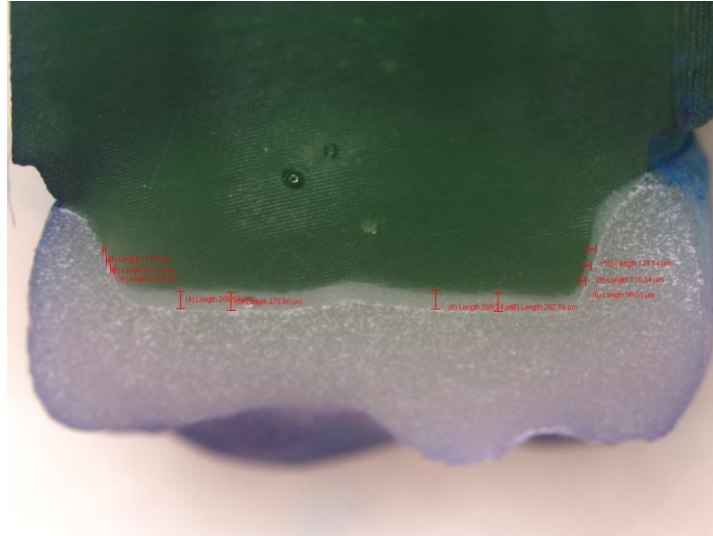


Anexo 2. Imágenes obtenidas de las 5 muestras con las 10 mediciones a lo largo del espacio del espaciador con estereo microscopio Olympus (magnificación 1.25x); A. muestra 90-1, B. muestra 90-2, C. Muestra 90-3, D. Muestra 90-4, E. Muestra 90-5.

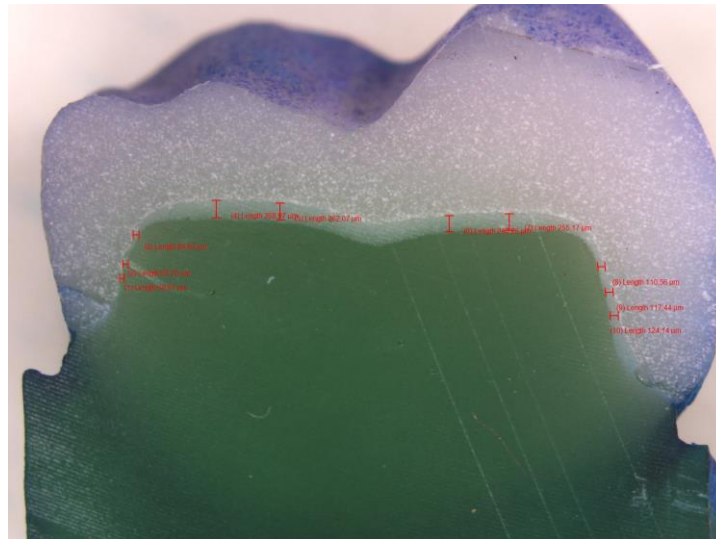




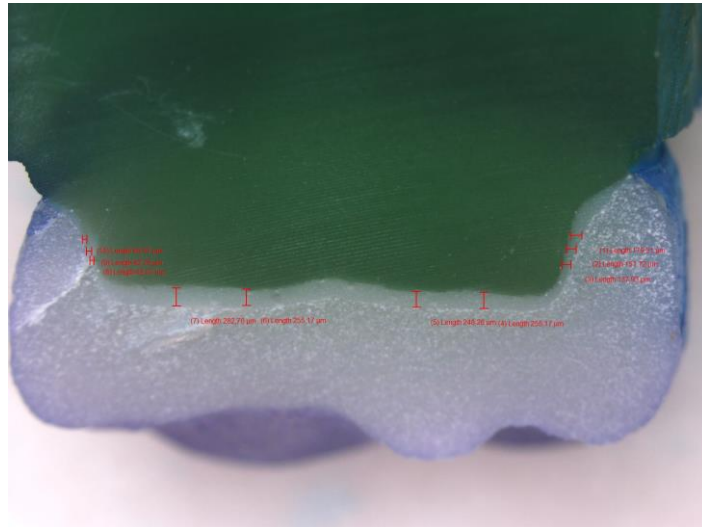
Anexo 3. Imágenes obtenidas de las 5 muestras con las 10 mediciones a lo largo del espacio del espaciador con estereo microscopio Olympus (magnificación 1.25x); A. muestra 60-1, B. muestra 120-2, C. Muestra 120-3, D. Muestra 120-4, E. Muestra 120-5.



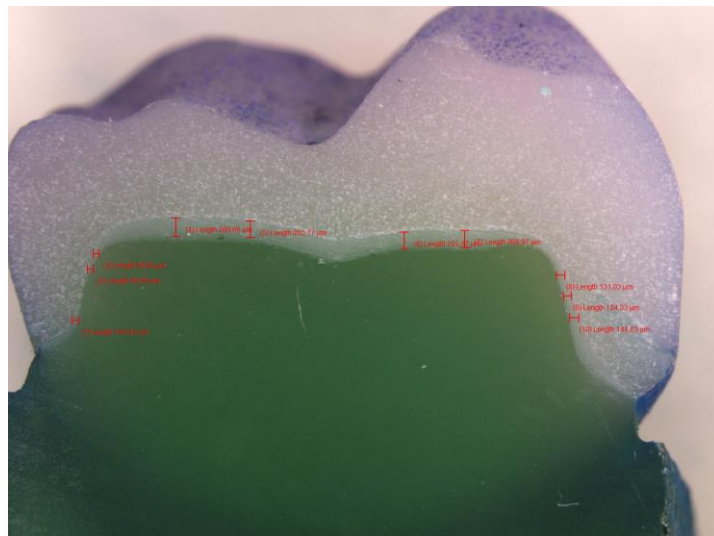
A.



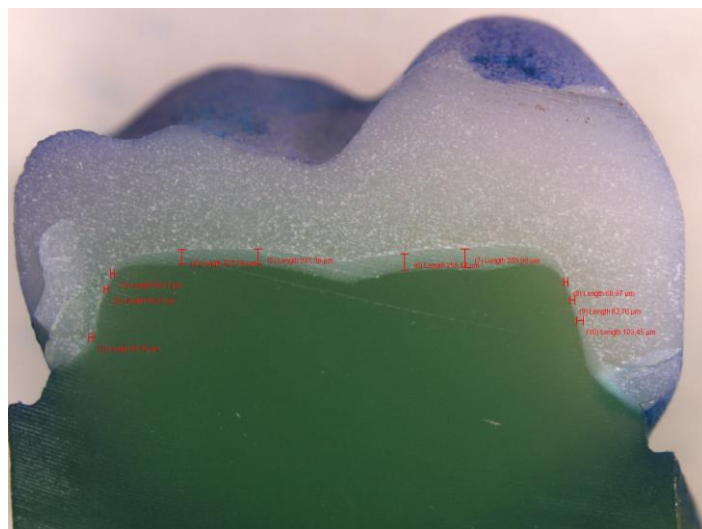
B.



C.

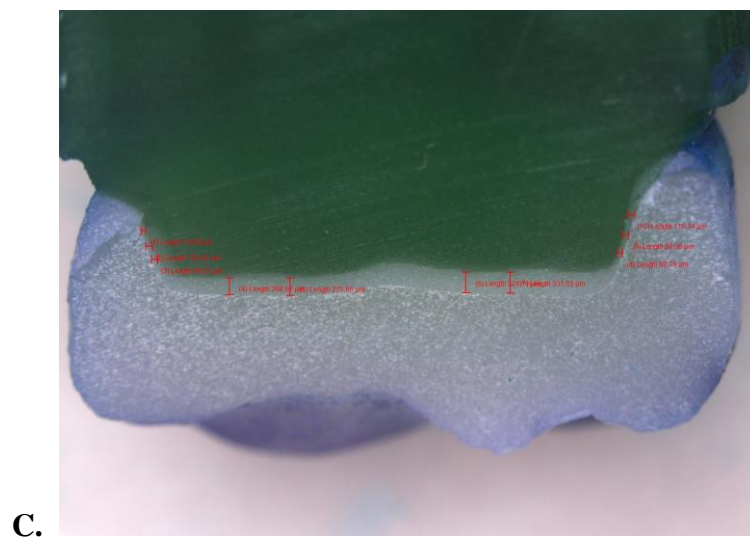
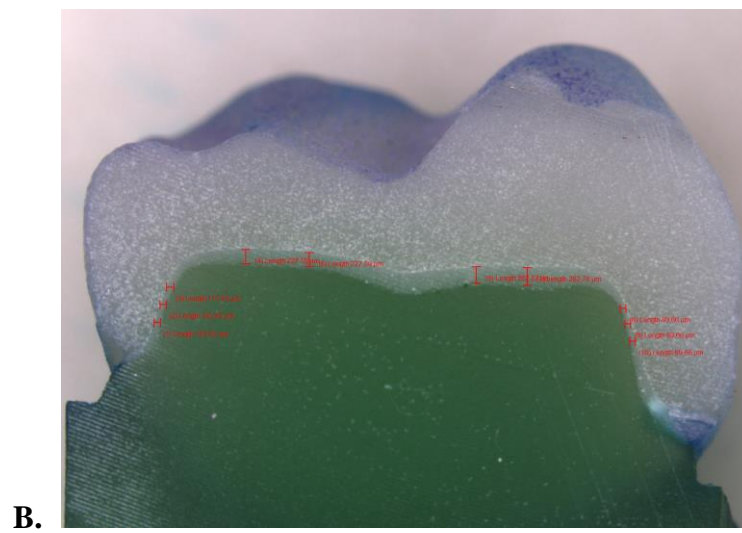
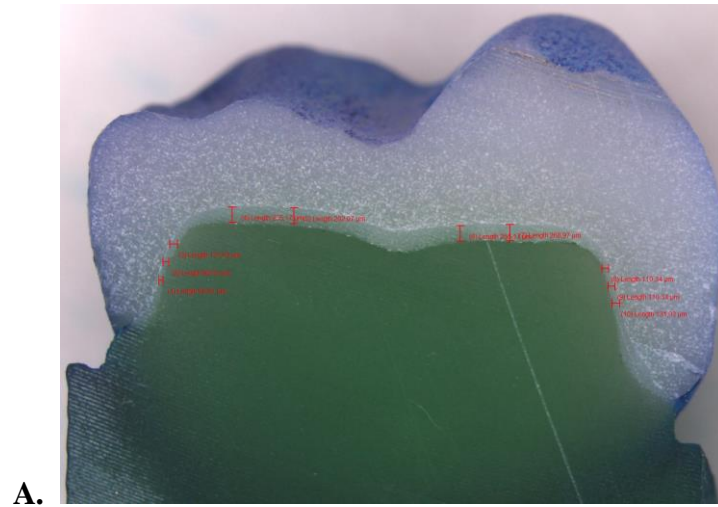


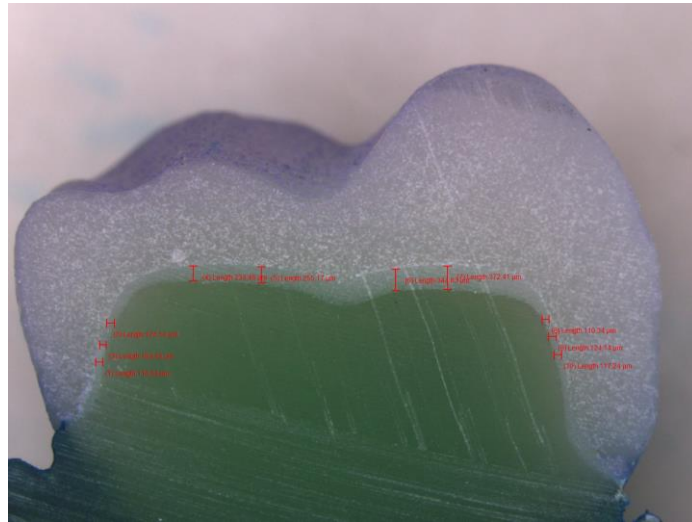
D.



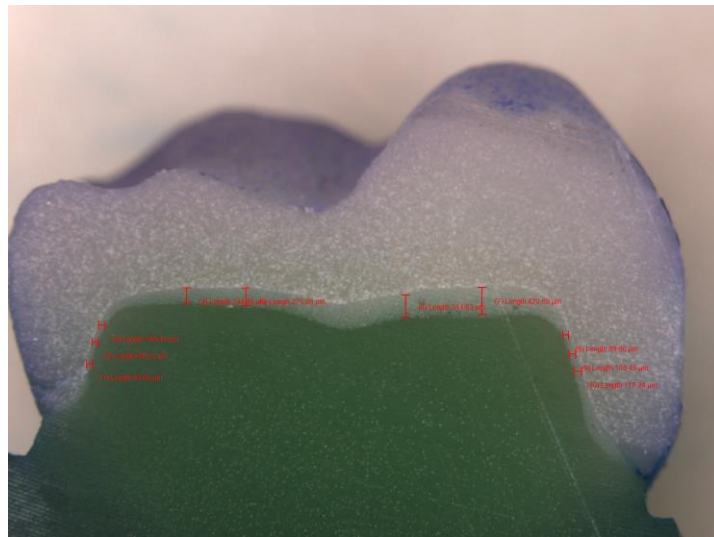
E.

Anexo 4. Imágenes obtenidas de las 5 muestras con las 10 mediciones a lo largo del espacio del espaciador con estereo microscopio Olympus (magnificación 1.25x); A. muestra 150-1, B. muestra 150-2, C. Muestra 150-3, D. Muestra 150-4, E. Muestra 150-5.





D.



E.

Anexo 5. Registro de las 10 mediciones de las 5 muestras configuradas con parámetro del espaciador digital de 60 μm .

Parámetro digital 60 μm					
Puntos/Muestras	1	2	3	4	5
M1	99.7229919	44.321331	48.2758637	75.8620682	82.75862122
M2	83.1024933	66.4819946	48.2758637	68.9655151	89.65517426
M3	94.1828232	77.5623245	48.2758637	68.9655151	96.55172729
O1	326.916748	260.387817	282.758606	344.827576	324.1379395
O2	304.709137	260.387817	275.862061	331.034485	310.3448181
O3	304.709137	293.628815	248.371628	303.448273	317.241394
O4	337.995544	343.490295	268.965515	324.13794	331.1063232
D1	99.7229919	38.7811623	34.4827576	75.8620682	96.55172729
D2	94.1828232	55.4016609	27.5862064	82.7586212	110.3448257
D3	99.7229919	66.4819946	34.4827576	89.6551743	131.0344849

Anexo 6. Registro de las 10 mediciones de las 5 muestras configuradas con parámetro del espaciador digital de 90 μm .

Parámetro digital 90 μm					
Puntos/Muestras	1	2	3	4	5
M1	68.965515	68.9655151	34.4828	55.172413	41.38
M2	55.172413	55.1724129	27.5862	41.379311	48.28
M3	62.068966	82.7586212	75.8621	41.379311	89.66
O1	255.17241	241.379303	220.69	213.79311	234.48
O2	234.58415	282.758606	234.483	206.89655	255.17
O3	248.27586	241.379303	241.478	227.58621	248.28
O4	268.96552	255.172409	255.172	268.96552	289.66
D1	75.862068	55.1724129	75.8621	41.379311	117.24
D2	75.862068	68.9655151	68.9655	68.965515	131.03
D3	75.862068	82.7586212	75.8621	75.862068	103.45

Anexo 7. Registro de las 10 mediciones de las 5 muestras configuradas con parámetro del espaciador digital de 120 μm .

Parámetro digital 120 μm					
Puntos/Muestras	1	2	3	4	5
M1	41.37931	68.96552	68.96552	103.4483	82.75862
M2	55.17241	82.75862	82.75862	89.65517	68.96552
M3	62.06897	89.65517	62.06897	89.65517	62.06897
O1	268.9655	268.9655	282.7586	289.6552	227.5862
O2	275.8621	262.069	255.1724	255.1724	241.3793
O3	289.7373	248.2759	248.2759	255.1724	255.1724
O4	282.7586	255.1724	255.1724	268.9655	289.6552
D1	96.55173	110.5601	137.931	131.0345	68.96552
D2	110.3448	117.444	151.7241	124.3294	82.75862
D3	124.1379	124.1379	179.3103	144.8276	103.4483

Anexo 8. Registro de las 10 mediciones de las 5 muestras configuradas con parámetro del espaciador digital de 150 μm .

Parámetro digital 150 μm					
Puntos/Muestras	1	2	3	4	5
M1	68.96552	103.4483	75.86207	110.3448	89.65517
M2	96.55173	103.4483	103.4483	103.4483	96.55173
M3	131.0345	117.2414	96.55173	124.1379	103.4483
O1	255.1724	227.5862	268.9655	234.4828	234.4828
O2	262.069	227.5862	275.8621	255.1724	275.8621
O3	255.1724	262.069	324.1379	344.8276	344.8276
O4	268.9655	282.7586	331.0345	372.4138	420.6897
D1	110.3448	89.65517	82.75862	110.3448	89.65517
D2	110.3448	89.65517	89.65517	124.1379	103.4483
D3	131.0345	89.65517	110.3448	117.2414	117.2414

Anexo 9. Comparaciones múltiples para el parámetro digital de 60 μm

(I) Ubicación	Diferencia de medias (I-J)	p. valor	
60 μm	M1	-10,18818	1,000
	M2	-11,29621	1,000
	M3	-17,10765	0,996
	O1	-247,80574*	0,000
	O2	-247,80574*	0,000
	O3	-233,47985*	0,000
	O4	-261,13912*	0,000
	D1	-9,08014	1,000
	D2	-14,05483	0,999
	D3	-24,27548	0,949
Mesial 1	O1	-237,61756*	0,000
	O2	-237,61756*	0,000
	O3	-223,29167*	0,000
	O4	-250,95095*	0,000
Mesial 2	O1	-236,50953*	0,000
	O2	-236,50953*	0,000
	O3	-222,18364*	0,000
	O4	-249,84292*	0,000
Mesial 3	O1	-230,69809*	0,000
	O2	-230,69809*	0,000
	O3	-216,37220*	0,000
	O4	-244,03147*	0,000
Oclusal1	D1	238,72560*	0,000
	D2	233,75091*	0,000
	D3	223,53026*	0,000
Oclusal 2	D1	238,72560*	0,000
	D2	233,75091*	0,000
	D3	223,53026*	0,000
Oclusal3	D1	224,39971*	0,000
	D2	219,42502*	0,000
	D3	209,20437*	0,000
Oclusal 4	D1	252,05898*	0,000
	D2	247,08430*	0,000
	D3	236,86364*	0,000

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Anexo 10. Comparaciones múltiples para el parámetro digital de 90 μm

	(I) Ubicación	Diferencia de medias (I-J)	p. valor
90 μm	M1	36,20676	0,104
	M2	44,48193*	0,017
	M3	19,65421	0,840
	O1	-143,10289*	0,000
	O2	-152,77841*	0,000
	O3	-151,39984*	0,000
	O4	-177,58717*	0,000
	D1	16,89683	0,931
	D2	7,24228	1,000
	D3	7,24103	1,000
Mesial 1	O1	-179,30965*	0,000
	O2	-188,98517*	0,000
	O3	-187,60660*	0,000
	O4	-213,79393*	0,000
Mesial 2	O1	-187,58483*	0,000
	O2	-197,26034*	0,000
	O3	-195,88177*	0,000
	O4	-222,06910*	0,000
Mesial 3	O1	-162,75710*	0,000
	O2	-172,43262*	0,000
	O3	-171,05405*	0,000
	O4	-197,24138*	0,000
Oclusal1	D1	159,99972*	0,000
	D2	150,34517*	0,000
	D3	150,34393*	0,000
Oclusal2	D1	169,67524*	0,000
	D2	160,02069*	0,000
	D3	160,01945*	0,000
Oclusal 3	D1	168,29667*	0,000
	D2	158,64212*	0,000

	D3	158,64087*	0,000
Oclusal 4	D1	194,48400*	0,000
	D2	184,82945*	0,000
	D3	184,82820*	0,000

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Anexo 11. Comparaciones múltiples para el parámetro digital de 120 μm

	(I) Ubicación	Diferencia de medias (I-J)	p. valor
120 μm	M1	46,89655*	0,023
	M2	44,13793*	0,040
	M3	46,89655*	0,023
	O1	-147,58620*	0,000
	O2	-137,93104*	0,000
	O3	-139,32678*	0,000
	O4	-150,34482*	0,000
	D1	10,99143	0,998
	D2	2,67982	1,000
	D3	-15,17240	0,980
Mesial1	O1	-194,48275*	0,000
	O2	-184,82759*	0,000
	O3	-186,22333*	0,000
	O4	-197,24137*	0,000
	D1	-35,90512	0,181
	D2	-44,21673*	0,040
	D3	-62,06895*	0,001
	Mesial2	O1	-191,72413*
O2		-182,06897*	0,000
O3		-183,46471*	0,000
O4		-194,48275*	0,000
D3		-59,31033*	0,001
Mesial3	O1	-194,48275*	0,000
	O2	-184,82759*	0,000
	O3	-186,22333*	0,000
	O4	-197,24137*	0,000

	D2	-44,21673*	0,040
	D3	-62,06895*	0,001
	D1	158,57763*	0,000
Oclusal1	D2	150,26602*	0,000
	D3	132,41380*	0,000
	D1	148,92247*	0,000
Oclusal2	D2	140,61086*	0,000
	D3	122,75864*	0,000
	D1	150,31821*	0,000
Oclusal3	D2	142,00660*	0,000
	D3	124,15438*	0,000
	D1	161,33625*	0,000
Oclusal4	D2	153,02464*	0,000
	D3	135,17242*	0,000

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Anexo 12. Comparaciones múltiples para el parámetro digital de 150 μm

	(I) Ubicación	Diferencia de medias (I-J)	p. valor
	M1	60,34483*	0,030
	M2	49,31033	0,145
	M3	35,51723	0,574
	O1	-94,13794*	0,000
	O2	-109,31036*	0,000
150 μm	O3	-156,20690*	0,000
	O4	-185,17242*	0,000
	D1	53,44829	0,083
	D2	46,55173	0,203
	D3	36,89655	0,519
	O1	-154,48277*	0,000
	O2	-169,65519*	0,000
Mesial1	O3	-216,55173*	0,000
	O4	-245,51725*	0,000
	O1	-143,44827*	0,000
Mesial 2	O2	-158,62069*	0,000

	O3	-205,51723*	0,000
	O4	-234,48275*	0,000
Mesial 3	O1	-129,65517*	0,000
	O2	-144,82759*	0,000
	O3	-191,72413*	0,000
	O4	-220,68965*	0,000
Oclusal 1	O3	-62,06896*	0,023
	O4	-91,03448*	0,000
	D1	147,58623*	0,000
	D2	140,68967*	0,000
	D3	131,03449*	0,000
Oclusal 2	O4	-75,86206*	0,002
	D1	162,75865*	0,000
	D2	155,86209*	0,000
	D3	146,20691*	0,000
Oclusal 3	D1	209,65519*	0,000
	D2	202,75863*	0,000
	D3	193,10345*	0,000
Oclusal 4	D1	238,62071*	0,000
	D2	231,72415*	0,000
	D3	222,06897*	0,000

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Anexo 13. Prueba de normalidad

Ubicación	Shapiro-Wilk			
	Estadístico	Grados de libertad	p. valor	
60 μm	M1	0,921	5	0,539
	M2	0,960	5	0,805
	M3	0,930	5	0,594
	O1	0,914	5	0,493
	O2	0,914	5	0,493
	O3	0,831	5	0,141
	O4	0,774	5	0,059
	D1	0,852	5	0,201
	D2	0,962	5	0,824
	D3	0,993	5	0,989
90 μm	M1	0,884	5	0,329

	M2	0,881	5	0,314
	M3	0,939	5	0,656
	O1	0,974	5	0,899
	O2	0,967	5	0,856
	O3	0,833	5	0,146
	O4	0,862	5	0,236
	D1	0,933	5	0,617
	D2	0,625	5	0,075
	D3	0,701	5	0,089
120 μm	M1	0,967	5	0,858
	M2	0,905	5	0,440
	M3	0,684	5	0,106
	O1	0,856	5	0,215
	O2	0,963	5	0,826
	O3	0,709	5	0,102
	O4	0,884	5	0,329
	D1	0,952	5	0,748
	D2	0,978	5	0,925
	D3	0,933	5	0,617
150 μm	M1	0,944	5	0,692
	M2	0,684	5	0,060
	M3	0,952	5	0,754
	O1	0,881	5	0,314
	O2	0,871	5	0,269
	O3	0,806	5	0,090
	O4	0,947	5	0,713
	D1	0,817	5	0,111
	D2	0,910	5	0,468
	D3	0,932	5	0,607

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Anexo 14. Prueba de Homocedasticidad (igualdad de varianzas)

Parámetro	Estadístico de Levene	Grados de libertad 1	Grados de libertad 2	p. valor
60 μm	0,839	10	44	0,595
90 μm	0,861	10	44	0,575
120 μm	0,816	10	44	0,615
150 μm	3,860	10	44	0,055

*. La diferencia significativa en el nivel 0.05.