

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Colegio de Postgrado

**Comparación de la adaptación marginal en cofias de zirconio
utilizando dos técnicas: CAD/CAM y Pantográfico**

MONICA PEREZ P.

Dr. Iván García

Especialista en Rehabilitación Oral

Director de Tesis

**Tesis de grado presentada como requisito para la obtención del título de
especialista en Rehabilitación Oral**

Quito, Diciembre 2014

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO**Colegio de Posgrados****HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS****“COMPARACIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL EN COFIAS DE ZIRCONIO
UTILIZANDO DOS TÉCNICAS: CAD/CAM Y PANTOGRÁFICO”,****Mónica Alexandra Pérez Piñuela**

Iván García, Dr.
Especialista en Rehabilitación Oral
Directora de Tesis

Nancy Mena, Dra.
Especialista en Rehabilitación Oral
Miembro del Comité de Tesis

Cristina Burbano, Dra.
Especialista en Rehabilitación Oral
Miembro del Comité de Tesis

Dicson Andrade, Dr.
Especialista en Rehabilitación Oral
Miembro del Comité de Tesis

Mauricio Tinajero, Dr.
Especialista en Periodoncia
Director de Postgrados

Fernando Sandoval, Dr.
Decano de la Escuela de Odontología

Victor Viteri, PhD.
Decano del Colegio de Posgrados

Quito, Diciembre 2014

© DERECHOS DE AUTOR

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

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

Firma:

Nombre: Mónica Alexandra Pérez Piñuela

C. I.: 1715491872

Fecha: Quito, Diciembre de 2014

DEDICATORIA

El presente trabajo va dedicado a mis padres, por sus enseñanzas, por su aliento, por su comprensión, por los valores compartidos, por ser guías para mi proceder, porque a pesar de mis fallas, siempre he recibido su apoyo día a día.

A mis hermanas por estar siempre presentes en los buenos y malos momentos con una palabra, una sonrisa, una mirada, una lágrima, una caricia.....

*“La familia proporciona unos valores que quedan para toda tu vida. Una familia unida y llena de amor es un lujo difícil de conseguir”.
Daryl Hannah*

A mis Danis por su paciencia y por entender que los sacrificios hechos en torno a este trabajo son un logro que no es solo mío sino en beneficio de nuestro nuevo hogar.

Sin ustedes no hubiese podido alcanzar esta meta, porque son el pilar fundamental de mi vida y mi hijo Daniel Esteban quien es la base que necesito para seguir luchando como mujer, capaz de sobrellevar los obstáculos, como un ser íntegro.

A G R A D E C I M I E N T O

A todos mis maestros de la Facultad de Odontología de la Universidad San Francisco de Quito, que me han acogido en sus aulas más de dos maravillosos años, en especial a la Dra. Nancy Mena, que durante este período impartió su conocimiento, orientándome a ser una verdadera profesional al servicio de los demás, con la misma gratitud al Dr. Iván García por ayudarme a culminar mi proyecto investigativo.

“Amigos son aquellos extraños seres que nos preguntan como estamos y esperan oír la contestación”.
Ed Cunningham

“En cuanto a la adversidad, difícilmente la soportarías si no tuvieses un amigo que sufriese por ti más que tú mismo”.
Marco Tulio Cicerón

A todas aquellas personas que representan el verdadero significado de una amistad sincera, gracias por brindarme su lealtad y apoyo incondicional a lo largo de este proceso. Porque tuve la suerte de encontrar en mi camino a las personas indicadas, gracias Dra. Paula Vargas por ser mi profesora y amiga de quien sigo aprendiendo todos los días.

Agradezco infinitamente al Ing. Guillermo Guerrón y su equipo de trabajo en el Laboratorio dental Badent por toda la colaboración y predisposición que me facilitaron para la realización de mi tesis final de posgrado.

RESUMEN

La demanda de restauraciones de alta calidad estética sigue aumentando con el pasar del tiempo, por lo cual se desarrollan y perfeccionan técnicas y materiales que cumplan con exigencias de estética, reistencia, biocompatibilidad y adaptación marginal. El presente estudio tiene como objetivo comparar la adaptación marginal de cofias en zirconio elaboradas con dos técnicas: pantográfica y asistida por computador CAD/CAM, realizando un estudio experimental in vitro en 24 duplicados de un premolar superior preparados para corona completa, 12 cofias serán maquinadas por sistema CAD/CAM y 12 por pantografía. Todas las cofias se analizan por fotografías con un analizador de imágenes con mediciones observando en el esteromicroscopio, midiendo la discrepancia marginal comparada entre las dos técnicas de elaboración. Los resultados indican que no hay diferencias significativas en la adaptación de las caras vestibular, palatina y distal, sin embargo se observaron diferencias en el análisis gráfico de promedios de la cara mesial, en donde se observó que las cofias fabricadas con la técnica CAD/CAM se adaptaron más sobre sus troqueles que las fabricadas con el sistema pantográfico. La utilización tanto del sistema CAD/CAM como del sistema pantográfico, es viable para el uso clínico puesto que las desadaptaciones marginales se encuentran dentro del rango de 120 micras propuesto por Holmes en 1989.

Palabras clave: Cofias de zirconio, Adaptación Marginal, CAD/CAM, Sistemas Pantográficos

ABSTRACT

The demand for high quality aesthetic restorations continues to increase with the passage of time, which are develop and refine techniques and materials satisfying aesthetic requirements, resistance, biocompatibility and marginal adaptation.

The present study aims to compare the marginal adaptation of zirconia copings made with two techniques: computer-assisted pantograph and CAD / CAM, performing an experimental study in vitro in 24 duplicates of an upper premolar prepared for full crown, 12 copings will be machined by CAD / CAM and 12 pantografía system. All copings are analyzed by pictures with an image analyzer with measurements observed in the esteromicroscopio, measuring the marginal discrepancy compared between the two techniques elaboration. The results indicate no significant differences in the adaptation of the vestibular faces, palatal and distal, however it was observed differences in the graphical analysis of averages mesial, where it was found that the copings fabricated with CAD / CAM technique were adapted more on his dies than the manufactured with the pantograph system. The use of both the CAD / CAM system and the pantograph system, is feasible for clinical use because mismatches marginal are within the range of 120 microns in 1989 proposed by Holmes.

Key words: zirconia copings, Marginal Adaptation, CAD / CAM Systems pantograph

TABLA DE CONTENIDOS

| | |
|--|----|
| RESUMEN | |
| ABSTRACT | |
| 1. INTRODUCCION | 13 |
| 2. JUSTIFICACION | 15 |
| 3. OBJETIVOS | 16 |
| 3.1 Objetivo General | 16 |
| 3.2 Objetivos Específicos | 16 |
| 4. HIPOTESIS | 17 |
| 5. MARCO TEORICO | 18 |
| 5.1 Cerámicas Puras | 18 |
| 5.1.1 Antecedentes Históricos | 18 |
| 5.1.2 Propiedades | 21 |
| 5.1.3 Clasificación | 22 |
| 5.1.3.1 Por su temperatura de sintonización | 22 |
| 5.1.3.2 Por las características estructurales | 24 |
| 5.1.3.3 Por su composición química | 24 |
| 5.1.3.3.1 Cerámicas feldespáticas convencionales | 25 |
| 5.1.3.3.2 Cerámicas feldespáticas reforzadas | 25 |
| 5.1.4 ZIRCONIO | 31 |
| 5.1.4.1 Propiedades mecánicas del zirconio | 35 |
| 5.1.4.2 Sistemas de zirconio | 35 |
| 5.2 Tecnología CAD/CAM | 38 |
| 5.2.1 Frases de los sistemas CAD/CAM | 41 |
| 5.2.1.1 Digitalización | 41 |
| 5.2.1.1.1 Tipos de scanner | 42 |
| 5.2.1.1.1.1 Escáner óptico | 42 |
| 5.2.1.1.1.2 Escáner mecánico | 42 |
| 5.2.1.1.1.3 Escáner por contacto | 43 |
| 5.2.1.1.1.4 Escáner de luz estructurada | 44 |
| 5.2.1.1.1.5 Escáner láser | 44 |
| 5.2.1.1.1.6 Escáner intraoral | 44 |
| 5.2.1.2 Programa de diseño | 45 |
| 5.2.1.3 Equipo de maquinado | 46 |
| 5.2.1.3.1 Maquinado con bloques pre sinterizados | 47 |

| | |
|--|----|
| 5.2.1.3.2 Maquinado con bloques sinterizados | 48 |
| 5.2.2 Clasificación sistemas CAD/CAM | 48 |
| 5.3 Sellado Marginal | 50 |
| 5.3.1 Técnicas de medición de ajuste marginal | 54 |
| 5.3.1.1 Métodos directos | 55 |
| 5.3.1.2 Métodos indirectos | 57 |
| 6. MATERIALES Y METODOS | 59 |
| 6.1 Tipo de Investigación | 59 |
| 6.2 Muestras | 59 |
| 6.2.1 Criterios de inclusión | 59 |
| 6.2.2 Criterios de exclusión | 60 |
| 6.3 Determinación de variables | 60 |
| 6.4 Metodología | 60 |
| 6.4.1 Conclusión de los cuerpos de prueba | 60 |
| 6.4.2 Grupo de estudio | 63 |
| 6.4.2.1 Elaboración de las cofias de zirconio | 63 |
| 6.4.3 Pruebas de ajuste marginal en estereomicroscopio | 68 |
| 6.5 Recolección de datos | 70 |
| 7. RESULTADOS | 71 |
| 8. DISCUSION | 82 |
| 9. CONCLUSIONES | 87 |
| 10. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS | 88 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1. Premolar superior..... | 61 |
| Figura 2. Preparación de diente matriz..... | 61 |
| Figura 3. Impresión del diente matriz..... | 62 |
| Figura 4. Obtención troqueles de trabajo..... | 63 |
| Figura 5. Proceso de escaneado grupo CAD..... | 64 |
| Figura 6. Escaneo grupo CAD..... | 64 |
| Figura 7. Digitalización de cofias y delimitación de margen..... | 65 |
| Figura 8. Diseño de las cofias..... | 65 |
| Figura 9. Unidad de fresado (Origin)..... | 66 |
| Figura 10. Cofias grupo CAD..... | 66 |
| Figura 11. Sistema pantográfico (Zirconzahn)..... | 67 |
| Figura 12. Fresado de cofias en pantógrafo..... | 67 |
| Figura 13. Elaboración de cofias en pantógrafo..... | 68 |
| Figura 14. Marcación de líneas para medición..... | 68 |
| Figura 15. Posicionamiento de especímenes para realizar las mediciones..... | 69 |
| Figura 16. Fotografías con AxioCam..... | 69 |

LISTA DE TABLAS:

| | |
|--|----|
| Tabla 1. Comparación de algunos sistemas Empress..... | 27 |
| Tabla 2. Comparación de sistemas In Ceram..... | 29 |
| Tabla 3. Comparación de sistemas Procera..... | 30 |
| Tabla 4. Materiales y sistemas para restauraciones maquinadas..... | 48 |
| Tabla 5. Determinación de variables..... | 60 |
| Tabla 6. Mediciones grupo CAD/CAM..... | 70 |

| | |
|---|----|
| Tabla 7. Mediciones grupo Pantógrafo..... | 70 |
|---|----|

ANEXOS

| | |
|---|----|
| Anexo 1. Prueba de Análisis de la Varianza (ANOVA) para la igualdad de la media entre varias muestras..... | 96 |
| Anexo 2. Imágenes del estereomicroscopio..... | 98 |

1. INTRODUCCION

La adaptación marginal es el adecuado ajuste entre la línea terminal de la preparación dentaria y la corona, es decir la exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación en la porción cervical de la corona dentaria, dicha adaptación es parte del éxito de una restauración de prótesis parcial fija ya que si no existiera un sellado marginal se puede favorecer a microfiltraciones, retención de placa bacteriana, caries secundaria, inflamación gingival y en algunos casos pérdida de hueso (Bolaños, Guana, Manrique & Mejía, 2012).

Castro, Concha, Manosalva, Portilla, & Torres (2012) afirman que la adaptación marginal es uno de los criterios de mayor relevancia a tener en cuenta al momento de realizar una prótesis fija, reportando valores de aceptabilidad clínica de discrepancia marginal debido a la dificultad que hay para obtener una adaptación óptima.

En las restauraciones metalcerámicas se ha realizado una amplia documentación que han servido de referencia para restauraciones completamente cerámicas, que hoy en día buscan mejorar la estética utilizando otro tipo de requerimientos para su manufactura con una adaptación marginal correcta que iguale o supere a las aleaciones metálicas, por tanto dependerá tanto del material como de la técnica utilizada para su fabricación lo que es primordial para un tratamiento con éxito a largo plazo (Mezomo, 2010).

Según Martínez & Rodríguez (2011) En los últimos años han aparecido varios sistemas libres de metal, los materiales para cofias que han aparecido recientemente son los basados en zirconio policristalino tetragonal estabilizado con Ytrio y para la elaboración de cofias de zirconio existen básicamente dos tipos de sistemas: CAD CAM asistido por computador y pantográfico conocido como copiado por fresado.

Existen en la actualidad muchos sistemas disponibles para reproducir un diente, desde las tradicionales restauraciones metal cerámica hasta los más avanzados sistemas CAD/CAM, pero la diferencia entre ellos no es el resultado estético final, sino el protocolo a seguir para obtener las características técnicas de excelencia que cada uno puede ofrecer.

En el presente trabajo investigaremos cuál de los dos métodos de fabricación de una corona elaborada en zirconio nos dará resultados de mejor adaptabilidad marginal, por medio de medición con estereomicroscopía.

2. JUSTIFICACION

Las cerámicas pueden ser consideradas la mejor elección para reproducir dientes naturales por presentar varias características deseables como translucidez, fluorescencia, estabilidad química, coeficiente de expansión térmica, compatibilidad biológica, mayor resistencia a la compresión y abrasión pero es de mayor importancia que el profesional conozca básicamente las etapas de producción, su composición y de esta manera utilizarlo con mayor seguridad (Miyashita & Salazar, 2005).

Castro et al. (2012) afirma que las investigaciones de hoy en día se orientan en la elaboración de materiales con alta integridad marginal, alta resistencia a la fractura, alta resistencia compresiva, buenas técnicas para su reparación y una apariencia estética favorable. La adaptación marginal de coronas completas depende tanto del material como de la técnica utilizada para su fabricación lo cual es fundamental para el éxito del tratamiento a largo plazo.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar la adaptación marginal de cofias en zirconio utilizando dos técnicas, CAD/CAM y pantográfico, para valorar si la adaptación marginal de las cofias de zirconio confeccionadas por un ordenador muestra la misma precisión de ajuste que las elaboradas manualmente.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ✓ Evaluar la adaptación marginal en cofias de zirconio confeccionadas por CAD/CAM mediante estereomicroscopio.
- ✓ Valorar la adaptación marginal en cofias de zirconio elaboradas por pantografía mediante estereomicroscopio.
- ✓ Comparar estadísticamente cuál de las dos técnicas presenta mayor adaptación marginal

4. HIPÓTESIS

La adaptación marginal que presentan el grupo de cofias elaboradas por un sistema computarizado CAD/CAM es mejor que el grupo de cofias elaboradas por pantografía.

5. MARCO TEORICO

5.1 CERAMICAS PURAS

5.1.1 ANTECEDENTES HISTORICOS

En la actualidad, los pacientes son cada vez más exigentes con los resultados estéticos y desean que no se utilicen subestructuras metálicas en sus restauraciones, lo cual pone de manifiesto la gran importancia de las restauraciones completamente cerámicas.

Las cerámicas engloban una gran familia de materiales inorgánicos dentro del grupo de materiales no metálicos. Son mayoritariamente resistentes al agua y en gran parte o en su totalidad, son materiales cristalinos o mezclas de sustancias, fabricadas por sinterización, procedimiento en cuyo transcurso un cuerpo moldeado poroso se transforma en un cuerpo sólido denso, aumentando la resistencia mecánica (Guzmán, 2013).

Las características que deben cumplir los materiales cerámicos son: biocompatibilidad, estabilidad cromática, baja conductividad térmica, resistencia a la degradación en la cavidad oral, estética similar al diente natural y resistencia a la abrasión, entre otras. Han

sido muchos los esfuerzos de las compañías dentales en el desarrollo de diversos sistemas para la elaboración de coronas completas y prótesis fijas de tres o más unidades, con unos resultados bastante favorables desde el punto de vista estético y mecánico (Guzmán, 2013).

Rosentiel (2009) indica que en los años 80 el campo de la cerámica integral se desarrolló por la introducción de nuevos materiales y tecnologías, y empezó la búsqueda de cerámicas estructurales, caracterizadas por mayores propiedades mecánicas que hicieran posible la aplicación para prótesis parciales fijas de los sectores posteriores.

Dentro de los sistemas cerámicos, el más utilizados hasta la década de 1990 fue la corona de porcelana cocida sobre metal, desarrollada y patentada por Weinstein et al. en 1962. La posibilidad de utilizar infraestructura de metal (inicialmente oro) cubierto por cerámica desarrollo nuevas técnicas restauradoras y rehabilitadoras, su utilidad y difusión fue de tal magnitud que se considera el avance más importante del siglo XX en el ámbito de la cerámica dental (Mezzomo, 2010).

Según Mezzomo (2010) este descubrimiento de Weinstein es el fundamento de las coronas metal cerámicas aun utilizados actualmente, su resistencia y durabilidad la convirtieron en prácticamente irremplazable en situaciones rutinarias en el sector posterior pero su infraestructura metálica disminuye su translucidez comprometiendo la estética;

limitaciones que han sido superadas por los sistemas de porcelana pura que permiten una mejor transmisión de luz a través de la corona.

A fines de los años 70 Sozio y Toogood preconizaron el uso del hombro cerámico, una técnica que consiste en la remoción del margen metálico sustituyendo por cerámica especialmente desarrollada para eso (Henostroza, 2006).

Las primeras coronas puras de porcelana fueron introducidas por Land en 1903, contenían una alta proporción de feldespato 60%, sílice 25% pero uno de sus inconvenientes más importantes era su fragilidad la cual se redujo por los avances tecnológicos logrando ampliar sus indicaciones, debido a la superación de sus propiedades mecánicas y estéticas. Además fue posible acrecentar las posibilidades de su elaboración, superando la dependencia de la lámina de platino para su cocción que era propia de la primera corona pura de cerámica. Dichas porcelanas fueron reforzadas con alúmina lo cual elevó su resistencia y extendió su aplicación al sector de premolares y molares además de la confección de puentes anteriores de tres unidades (Rosentiel, 2009).

Mezzomo (2010) afirma que la porcelana reforzada con alúmina fue introducida por McIn y Hughes en 1965 dotada de una matriz vítrea de porcelana con cristales dispersos de alúmina. En 1989 la Empresa Vita presentó el sistema In-Ceram, primer sistema sin metal para dientes anteriores, posteriores y prótesis fijas de tres elementos sobre el cual se

aplica cerámica de cobertura con mayor contenido de óxido de alúmina que le da buena calidad estética.

Dos años después surgió el sistema Empress que permite la confección de coronas unitarias hasta premolares, así como carillas, Inlays y Onlays, utilizando la técnica adhesiva. Desde 1993 se utiliza la tecnología CAD-CAM con el sistema Procera. En 1998 el sistema Empress incrementa nuevas pastillas de disilicato de litio e introduce una nueva cerámica de cobertura denominada Empress 2.

Todos los sistemas desarrollan nueva tecnología, nuevos materiales y nueva información, es decir que constantemente se introducen nuevas cerámicas tanto para los sistemas metal cerámico como para los totalmente cerámicos por tal razón es fundamental el conocimiento de las características ópticas del diente natural que repercuten en el color del diente por la translucidez y opacidad (Mezzomo, 2012).

5.1.2 PROPIEDADES

El término de cerámica proviene de la palabra griega *keramos* que se define como un material inorgánico no metálico, el término porcelana se refiere a un tipo específico de cerámica cuyos componentes principales son cuarzo, tiza y feldespatos, que una vez

mezclados y pulverizados entre sí y sometidos a altas temperaturas forman un material de color blanco, con resistencia a las fracturas adecuadas y buena translucidez (Guzmán, 2013).

Las coronas totalmente cerámicas son las restauraciones protodónticas más satisfactorias estéticamente porque no existe el metal que bloquee la transmisión de luz y se asemejan a la estructura dental mejor en términos de color y translucidez en comparación a otras. Su principal desventaja es la susceptibilidad a la fractura pero puede reducirse con el uso de la técnica adhesiva. Están indicadas en zonas con un alto compromiso estético y en las que una restauración conservadora sería adecuada (Rosentiel, 2009).

5.1.3 CLASIFICACION

Para la clasificación de las cerámicas existen diferentes puntos de vista en donde tomamos en cuenta características tales como temperatura de sinterización, composición y técnica de confección.

5.1.3.1 Por su temperatura de sinterización

La temperatura de sinterización es la que dicha cerámica alcanza en el laboratorio dental, se consigue a una temperatura inferior al punto de fusión en que la porcelana pasa de un estado de polvo a sólido. En cambio la temperatura de fusión solo se alcanza durante el proceso industrial de los polvos cerámicos (Guzmán, 2013).

- Cerámicas de alta fusión 1300°C
- Cerámicas de media fusión 1101 – 1300°C
- Cerámicas de fusión baja 850 – 1100°C
- Cerámicas de fusión ultra baja < 850°C

Las cerámicas de alta fusión una vez procesadas son las más estables y las que poseen mejores propiedades mecánicas, éstas eran empleadas en la industria para la fabricación de brackets estéticos, pernos, bloques cerámicos para tecnología CAD-CAM y con los nuevos sistemas de zirconio, se incorporan además para procesar estructuras internas de las prótesis totalmente cerámicas (Guzmán, 2013).

Según Mallat (2007) las cerámicas de alta fusión pueden utilizarse con todo tipo de aleación, sin embargo algunas tienen problema de tinción verdosa, cuando se utiliza una aleación de plata superior al 5% lo cual influye en el tono de la reconstrucción y además tienen poca elasticidad. Las cerámicas de fusión media se emplean como núcleo de refuerzo la mayoría se fabrican con materiales sintéticos, su dureza es inferior aumentando proporcionalmente la resistencia a la flexión.

Las de baja fusión son usadas para el recubrimiento estético de los núcleos aluminosos, están fabricadas con cristales de cuarzo únicamente. Poseen buena resistencia y una dureza que se acerca mucho a la del esmalte natural (Mallat, 2007).

5.1.3.2 Por las características estructurales

Las porcelanas dentales se forman mediante dos fases: una fase vítrea y una fase cristalina. La fase vítrea actúa como matriz aglutinante aportando gran traslucidez en cambio la fase cristalina consta de cristales que mejoran las propiedades mecánicas pero afectan su comportamiento óptico. Por ende las cerámicas de alta estética son denominadas vítreas y las de alta resistencia cristalinas (Miegimolle, 2013).

Las porcelanas predominantemente vítreas poseen alta estética lo que se asimila a la dentina y esmalte. Porcelanas feldespáticas convencionales que se emplean para la confección de carillas de porcelana o como recubrimiento de prótesis ceramometálicas.

Las cerámicas policristalinas son generadas por sinterización compacta y se caracterizan por propiedades mecánicas elevadas que incluyen alúmina pura y el zirconio estabilizado con itrio (Y-TZP) (Montagna & Barbesi, 2013).

5.1.3.3 Por su composición química

Las porcelanas dentales son una cerámica vítrea basada en una red de sílice (SiO_2) y feldespato de potasio ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) o feldespato de sodio ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) o ambos en un 75 a 85%. Además cuenta con cuarzo en 12 y 22% y caolín en 4%, también se le mezclan óxidos metálicos, opacadores y vidrios para controlar tanto las temperaturas de fusión como las de compactación (Guzmán, 2013).

5.1.3.3.1 Cerámicas feldespáticas convencionales.

El feldespato de sodio como el de potasio provee la fase vítrea y sirve como matriz o sostén del cuarzo, el feldespato de potasio se mezcla con varios óxidos metálicos y es cocido a temperaturas altas, puede formar leucita y una fase de vidrio que se ablanda y fluye levemente. Su naturaleza vítrea es completamente con núcleos cristalinos que no se incorporan entre sí y formando una estructura compleja que posee una capacidad de reflexión óptica muy similar a la de la estructura dental. La translucidez del material se produce específicamente a partir de la matriz vítrea, mientras que la resistencia proviene de los núcleos cristalinos (Alvarenga, 2014).

5.1.3.3.2 Cerámicas feldespáticas reforzadas

El Sistema IPS Empress (Ivoclar Vivadent) es una cerámica feldespática reforzada con cristales de leucita 40 a 50% lo que hace que sea más resistente y manteniendo las excelentes características ópticas de las cerámicas feldespáticas, son obtenidas con la técnica de la cera perdida, en la que las pastillas son calentadas e inyectadas bajo presión dentro de un molde de revestimiento en hornos especiales dándoles la estética final por medio de maquillaje y pinturas (Juarez, Barceló & Ríos, 2014).

Años después fue introducida IPS Empress Esthetic mejorado por medio de incorporación de cristales de leucita menores y distribuidos más homogéneamente, de la misma manera son elaboradas por medio de la técnica de cera perdida diferenciándose solo en la finalización estética ya que tienen la porción incisal estratificada (Alvarenga, 2014).

Para el Sistema IPS Empres II (Ivoclar Vivadent), los fabricantes deseaban ampliar el abanico de indicaciones y mejorar el sistema incorporando cristales de disilicato de litio 60% denominando IPS Empress II. Con una resistencia a la flexión mejor que la 1ra generación ya que los cristales de disilicato de litio se disponen de forma dispersa y entrelazados en la matriz vítrea previniendo la propagación de grietas, por ende puede ser usado como material de subestructura además de poseer excelentes propiedades ópticas (Caparroso & Duque, 2010).

| IPS | Empress original | Empress 2 | Eris for E2 | E. Max |
|----------------------|--|--|---|--|
| Tipo de cerámica | Vidrio cerámico reforzado con leucita | Cristales de disilicato de litio | Cerámica de cobertura: cerámica de vidrio con cristales de fluorapatita | Posee más contenido de disilicato de litio |
| Resistencia flexural | 120 Mpa | 380 Mpa | 85N/mm ² | |
| Indicaciones | Inlays Onlays Carillas maquilladas | PF tres elementos en anterior Coronas unitarias hasta premolar Dientes traslúcidos | PF tres elementos hasta premolar | |
| Contra Indicaciones | | Dientes con raíz Oscurecida Presencia de núcleos metálicos | | |

Tabla 1 Comparación de algunos sistemas Empress, Fuente: Caastro et al.

2012

En el Sistema IPS E.max (Ivoclar Vivadent) recientemente fue introducida la última generación de ésta línea de materiales el cual permite elaborar todo tipo de restauraciones que serán más resistentes porque ésta propiedad mecánica fue incorporada en las pastillas cerámicas del disilicato de litio (IPS e.max Press). Otro tipo de pastilla cerámica con fluorapatita (IPS e.max ZirPress) fue desarrollada para ser inyectada sobre infraestructuras de zirconio. Otra ventaja de éste sistema es poder trabajar con la tecnología CAD/CAM ya que existen dos tipos de bloques para esto el IPS e.max CAD y el IPS e.max ZirCAD (Alvarenga, 2014).

Estos bloques IPS e.max CAD son fáciles de tallar en equipo CAD/CAM por estar en una fase cristalina intermedia, la resistencia a la fractura del material es de 130 MPa y posee un coeficiente de expansión térmica 100- 400°C, una vez tallados se realiza el proceso de cristalización durante 35 minutos en un horno cerámico originando una transformación en la microestructura ya que los cristales de disilicato de litio crecen de manera controlada (Caparroso & Duque 2010)

In Ceram Alúmina (Vita Zahnfabrik, Alemania) presenta una resistencia significativa pero la alta concentración de óxido de alúmina empobrece los aspectos estéticos es decir que este sistema es muy opaco y poco traslucido, está indicado para infraestructura y posteriormente aplicar cerámica convencional de recubrimiento. Es posible realizar prótesis parciales de tres piezas y cuando existen núcleos metálicos colados preexistentes. Para minimizar las dificultades estéticas el fabricante creo In Ceram Spinell adicionando a la

composición el óxido de magnesio lo cual hace dos veces más traslúcido que el original pero tiene su resistencia reducida alrededor de un 25% y sus indicaciones se limitan a los incisivos anterosuperiores (Alvarenga, 2014).

| In Ceram | Alúmina | Spinell | Zirconia |
|----------------------------------|--|--|--|
| Resistencia a la fractura | 450 Mpa | 300 Mpa | 600 Mpa |
| Indicaciones | PPF tres elementos segmento anterior Coronas unitarias posteriores Dientes con alteración de color Sobre núcleos metálicos Dientes con alto valor y opacidad | Coronas anteriores Carillas Inlays y onlays Dientes traslúcidos Remanente dental favorable | Molares y premolares PF dientes posteriores Coronas unitarias posteriores Estructuras de implantes unitarios Presencia de núcleos metálicos Raíces oscurecidas |
| Contraindicaciones | | Dientes posteriores Presencia de núcleos metálicos Dientes o remanentes dentarios oscuros | |

Tabla 2 Comparación de sistemas In Ceram, Fuente: Castro et al. 2010

Procera AllCeram (Nobel Biocare) se basa en la utilización del sistema CAD/CAM ofreciendo infraestructuras excepcionalmente resistentes y precisas. Este sistema fue desarrollado en 1981, es de confección industrial de infraestructura para prótesis individualizadas. Procera All Ceram es una cerámica de alúmina densamente sinterizada que posee las siguientes características (Castro et al., 2012).

- Oxido de aluminio densamente sinterizado (99%)
- Está indicada para la confección de coronas, carillas y puentes anteriores y posteriores de tres unidades siempre y cuando la distancia distomesial del pónico no sea superior a 11 mm.
- Recubierta por una porcelana aluminosa convencional. (Martinez 2004)

| PROCERA | ALL CERAM | ALL ZIRKON |
|--------------------------------|--|---|
| Espesor de cofia | 0,4 a 0,6mm | 0,4 a 0,6mm |
| Indicaciones | Coronas anteriores 0,4mm de espesor Coronas posteriores 0,6mm de espesor Carillas laminadas Prótesis fijas Presencia de raíces oscuras Presencia de núcleos metálicos | Casos en que se necesita mayor resistencia como: coronas en dientes posteriores |
| Características ópticas | Opacidad media | Opaca |

Tabla 3 Comparación de sistemas Procera, Fuente Castro et al.2012

Cerec Alúmina (Sirona Alemania) se desarrolló desde el inicio de los años 80, es un sistema del tipo CAD/CAM que fue concebido tanto para el laboratorio dental como para el consultorio. A diferencia del Procera, el Cerec utiliza el método de la lectura del diente preparado para captar sus dimensiones la cual puede ser realizada directamente en boca por medio de una microcamara denominándose método directo y si se realiza en el laboratorio se denomina método indirecto utilizando ambos una unidad de lectura láser o una unidad de lectura óptica (Martínez, Fernández & Giner, 2004).

El sistema Cerec puede promover restauraciones inlays, onlays, carillas laminadas, infraestructuras de coronas unitarias y prótesis parciales fijas de poca extensión, además de coronas totales (Alvarenga, 2014).

5.1.4 ZIRCONIO

El nombre “zirconio” identifica al bióxido de zirconio ZrO_2 , un elemento relativamente común en la corteza terrestre, más difundido y aprovechado comercialmente, en estado metálico el zirconio se usa sobre todo en la aleación con hierro, níquel o niobio y éstas aleaciones hacen que tenga buena resistencia a la corrosión a temperaturas relativamente elevadas y buena conducción térmica, de la misma forma el zirconio es un refractario

óptimo caracterizado por un punto de fusión muy elevado (cerca 2700°C) y por una resistencia elevada al ataque químico de ácidos y bases fuertes (Picconi, Rimondini & Cerroni, 2011).

Según Montagna & Barbesi (2013) el interés en odontología para el desarrollo del zirconio, paralelamente con otros materiales cerámicos depende de los siguientes factores:

- La tenacidad a la fractura como propiedad mecánica reduciendo los espesores de estructuras y conectores protésicos
- Resistencia a la corrosión y la biocompatibilidad
- La reducida conductibilidad térmica con respecto a la alúmina disminuye riesgos de irritación pulpar
- Ausencia de fenómenos alérgicos
- Las potencialidades estéticas
- La adhesión reducida de las bacterias patógenas con respecto al titanio
- La radiopacidad similar al de las aleaciones metálicas.

Raigrodski (2004) indica que los materiales de núcleo más recientes para las prótesis parciales fijas de cerámica sin metal son los policristales de zirconia tetragonal con itrio (YTZP). Materiales basados-Y-TZP fueron inicialmente introducidos para uso biomédico

en ortopedia para el reemplazo total de cadera y tuvieron éxito debido a las excelentes propiedades mecánicas del material y biocompatibilidad. No fue sino hasta la década de 1990 que el uso de Y-TZP se expandió en odontología para endodoncia y pilares de implantes.

El óxido de zirconio presenta un enlace químico oxidico, de carácter iónico entre el ión metal Zr_{4+} y el oxígeno O_{2-} . Debido al elevado estado de oxidación, el material no se comporta como un metal sino como una cerámica, es decir una óxido cerámica, grupo de sustancias inorgánicas no metálicas con estructura policristalina de granos finos lo cual se define como cerámica policristalina (Montagna & Barbesi, 2013).

Según Caparoso & Duque (2010) el zirconio es un material inestable y polimórfico que puede estar organizado en tres diferentes patrones cristalográficos dependiendo de la temperatura:

- a temperatura ambiente y hasta $1.170\text{ }^{\circ}\text{C}$ la estructura es monoclinica (m)
- entre 1.170 y $2.370\text{ }^{\circ}\text{C}$ la estructura es tetragonal (t)
- por encima de $2.370\text{ }^{\circ}\text{C}$ en fase cúbica(C) hasta fundirse.

Las transformaciones de una fase tetragonal a una monoclinica por enfriamiento, arenado, impacto o por estrés sobre la superficie está acompañada del aumento localizado del volumen que puede variar entre el 3 y el 5% (Caparroso & Duque, 2010).

Wang, Abousheliba & Feilzera (2008) afirma que la introducción de óxido de zirconio para el campo dental abrió el diseño y aplicación de los límites de las restauraciones de cerámica. Las propiedades mecánicas superiores del zirconio combinados con la técnica de procedimiento de fabricación CAD / CAM permitió la producción de grandes y complejas restauraciones con alta tasa de precisión y el éxito.

La fuerza del óxido de zirconio puede ser directamente influenciado por diferentes métodos de tratamiento de superficies que ejercen diferentes daños en la misma. Estas áreas de defectos superficiales actúan como sitios de concentración de esfuerzos y aunque son microscópicos en la naturaleza, actúan como sitios potenciales para la iniciación de grietas lo cual es efecto de varios estudios (Wang et al., 2007).

Según Serkan, Saridag, Onjen & Tak (2013) el material zirconio es utilizado normalmente hoy en día por la mayoría de fabricantes, es un zirconio tetragonal policristalino, parcialmente estabilizada con óxido de itrio. Las propiedades mecánicas del zirconio se han investigado extensivamente en la literatura científica, su biocompatibilidad también ha sido ampliamente evaluado y no hay reacciones adversas locales o sistémicas o efectos citotóxicos. Sin embargo, la unión de cerámica, el envejecimiento, la transmisión

de la luz y los procesos de fabricación son factores que necesitan ser evaluados aún más con el fin de guiar el éxito del uso del zirconio como un material de restauración protésica.

5.1.4.1 Propiedades mecánicas del zirconio

Zirconio tiene propiedades mecánicas similares a las del acero inoxidable. Su resistencia a la tracción puede ser tan alta como 900-1200 MPa y su resistencia a la compresión es de aproximadamente 2000 MPa. Una propiedad del zirconio que no ha sido bien estudiado es el fenómeno de la degradación de baja temperatura o "Envejecimiento". Agua y disolventes no acuosos pueden inducir la formación de una grieta, este proceso se acelera la expansión de la fractura y resulta en la reducción de resistencia, dureza y densidad, lo que lleva al fracaso de la restauración (Saridag, 2013).

Zirconio se caracteriza por una alta resistencia a la flexión y tenacidad a la fractura como resultado de una propiedad física conocido como endurecimiento por transformación. La complicación más común observada en restauraciones a base de óxido de zirconio fue fractura de la cerámica de recubrimiento (Saridag, 2013).

5.1.4.2 Sistemas de Zirconio

El ZrO_2 es un material polimórfico y se produce en tres formas: monoclinica, tetragonal y cúbica. El monoclinico es estable a temperatura ambiente hasta 1170 °C, la fase tetragonal a temperaturas de 1170-2370 °C y la cúbica en más de 2.370 °C. Sin embargo, los cambios notables en el volumen están asociados con estas transformaciones: durante la fase monoclinica a la transformación tetragonal una disminución del 5% en el volumen de óxido de circonio se produce cuando se calienta; por el contrario, se observa un incremento del 3% -4% en volumen durante el proceso de enfriamiento (Saridag, 2013).

Según Montagna & Barbesi (2013) es posible obtener hasta 15 microestructuras distintas de materiales cerámicos sometidos a tenacización con circonio pero para el mercado odontológico están disponibles tres: el circonio parcialmente estabilizado con magnesio, el circonio reforzado con alúmina y el circonio policristalino estabilizado con itrio, que es el más difundido.

Según Montagna & Barbesi (2013) El circonio parcialmente estabilizado con magnesio no tiene mayor difusión debido a bastantes motivos como la influencia mecánica negativa del mayor corte de los granos y la complejidad tecnológica de su producción. La alúmina reforzada con circonio en cambio aprovecha las propiedades mecánicas de la transformación de fase del circonio.

El zirconio tetragonal cristalino estabilizado con itrio es el más difundido porque está casi totalmente compuesto por cristales tetragonales con un porcentaje reducido de fase cúbica, su propiedad mecánica está representada por un sometimiento a carga de ruptura en flexión mayor a todos los materiales cerámicos y los sometimientos de fluencia de las aleaciones dentales, módulo elástico similar al acero inoxidable y a las aleaciones de titanio (Montagna & Barbesi, 2013).

Según Caparoso, Marín & Echeverría (2011) la zirconia parcialmente estabilizada con ytrio (3Y-TZP) tiene excelentes propiedades mecánicas; estabilidad dimensional y química, resistencia mecánica de 900-1.200 MPa y es la más utilizada para restauraciones dentales CAD-CAM.41. Sus propiedades permiten utilizarla como material para estructuras de restauraciones cerámicas principalmente en dientes posteriores debido a su opacidad.

5.2. TECNOLOGIA CAD CAM

La tecnología CAD/CAM es un método de producción que usa los conocimientos informáticos para aplicarlos tanto en el diseño como en la fabricación de piezas. Es una tecnología que viene de épocas atrás en diferentes campos de ingeniería. Sus siglas corresponden a las siguientes palabras en la lengua inglesa: Computer Aided Desing / Computer Aided Manufacturing, que traducido al español quiere decir: diseño asistido por ordenador / fabricación asistida por computadora (Miegimolle, 2013).

El uso de técnicas computarizadas asistidas cada vez se convierte en un objeto de mayor interés creciente en el sector odontológico para la producción de dispositivos protésicos tanto cerámicos como metálicos. En odontología se empezó a desarrollar el sistema CAD/CAM para la confección de restauraciones cuyos principales objetivos eran: evitar las distorsiones inherentes al proceso de elaboración tradicional, disminuir los tiempos de trabajo y conseguir restauraciones altamente precisas y resistentes (Miegimolle, 2013).

Estas tecnologías CAD son las que nos permiten un desarrollo de diseño digitalizado, las cuales está desarrolladas a través de programas software que fabrican formas tridimensionales cada una correspondiente a un archivo digital, el cual sigue medida exactas con las dimensiones, propiedades físicas y con las fuerzas que se aplican. Las tecnologías llamadas CAM transforman el objeto digital en objeto material a través de

maquinaria robotizada en los cuales está el fresado, la electroerosión y el sinterizado laser. (Piconi et al., 2011).

Según Roger (2013) El objetivo de la tecnología CAD-CAM en general es reducir los costos de producción, estandarizar los procesos de restauración de conformación, y producir una mayor calidad y prótesis más uniforme a partir de bloques fabricados comercialmente de material.

Para empezar a trabajar el odontólogo debe realizar la preparación adecuada y una impresión perfecta la cual nos ayudará a tener un excelente trabajo. La captación de la imagen ha ido evolucionando y podríamos destacar tres sistemas de lectura de modelo, mediante un sensor táctil, que por deslizamiento asigna tres coordenadas a cada punto de la preparación, situadas en el espacio por puntero laser y los de imagen fotográfica por escala de grises, superponiendo varias imágenes construyendo un modelo 3D sobre el que trabajar. Se seleccionan los márgenes de la preparación y el equipo nos propondrá una estructura (Komine, Blatz & Matsumura, 2010).

Guess, Vagkopoulou, Yu Zhang, Wolkewits & Strub (2013) afirman que con el avance de los programas de software, diseño y algoritmos, la exactitud de CAD / CAM cada vez ha mejorado. Por otra parte, la experiencia con el dispositivo que se utilice y las habilidades

clínicas del operador durante la preparación también influyen en el resultado de la restauración por medio de tecnología CAD / CAM.

La innovación del sistema CAD/CAM en el laboratorio dental con respecto a las tecnologías tradicionales conlleva varias ventajas:

- la disminución de las fases y etapas del trabajo
- la estandarización de los resultados en cuanto a precisión y control de la calidad lo cual es desvinculado a la capacidad del operador
- la interrogación del diseño CAD, que se torna una fuente de informaciones sobre el proyecto con respecto al espesor de las coronas y los conectores, zonas bajo peligro de fractura, sobrecarga oclusal, puntos de contacto, etcLa facilidad y rapidez para modificar un diseño creando una nueva versión
- El intercambio de datos entre sistemas CAD/CAM, que utilizan los mismos formatos (Montagna & Barbesi 2013).

Liu (2005) indica que los sistemas de CAD / CAM van mejorando dramáticamente en la odontología para proporcionar alta calidad en las restauraciones. La evolución de los sistemas actuales y la introducción de nuevos sistemas van aumentando la facilidad de uso, sus amplias capacidades, y mejora de la calidad, varían en complejidad y aplicación. Los nuevos materiales son también más estético, menos desgaste, y son lo suficientemente

fuertes como para coronas completas y puentes. La tecnología CAD / CAM dental es exitosa hoy, debido a la visión de muchos grandes pioneros. Como Duret concluyó en su artículo de 1991, "Los sistemas seguirán mejorando en versatilidad, precisión, y la rentabilidad, y será una parte de la práctica dental de rutina por el principio del siglo 21".

5.2.1 Fases de los sistemas CAD/CAM

Según Montagna & Barbesi (2013) todos estos sistemas controlados por computador constan de tres fases: La Digitalización, el diseño y el maquinado.

5.2.1.1 Digitalización

Es el método para realizar un registro tridimensional de la preparación dentaria a través de un escáner para obtener la información, una impresión óptica o una imagen tridimensional de las preparaciones, de los dientes adyacentes y registros oclusales que serán procesados y transformados en datos digitales para la obtención la restauración deseada (Caparroso et al., 2011).

Según Montagana & Barbesi (2013) indica que el escáner tridimensional es una periferia en capacidad de adquirir la morfología de un objeto, de interpretarlo como un conjunto de datos informáticos y de devolver la copia bajo la forma de imagen digital sensibles a la elaboración gráfica con un sinfín de aplicaciones en varios campos, pero en la odontología

el objeto escaneado puede ser un modelo de yeso, la dentadura directamente en la boca o una impresión en silicona, lo que representa en la actualidad una realidad laborable difundida en los laboratorios de mecánica dental y en menor medida en los mismo consultorios odontológicos que constituyen la evolución tecnológica más significativa de los últimos años.

5.2.1.1.1 Tipos de Escáner

5.2.1.1.1.1 Escáner óptico

Este tipo de escáner es para obtener las estructuras tridimensionales a partir de un proceso llamado triangulación activa en donde un sensor del escáner capta la información, generando una luz sobre la preparación que es proyectada para que el sensor del escáner capte dicha información dependiendo del ángulo de proyección y el patrón de sombras que genere, el receptor del escáner registra el cambio de éstas líneas y el computador calcula la correspondiente profundidad, dependiendo de cada sistema la fuente de iluminación puede ser proyección de luz blanca o cono de láser (Caparroso & Duque, 2010).

5.2.1.1.1.2 Escáner mecánico

Para éste tipo de escáner es necesario un modelo maestro a través de una impresión convencional de las preparaciones dentarias, el cual será leído por un sensor o bola de zafiro que utiliza diferentes diámetros según el caso, pero el registro puede ser afectado por

la geometría del modelo, la superficie del yeso con irregularidades y el tamaño del sensor. El patrón de la preparación dentaria es recorrido mecánicamente y leído por el zafiro línea a línea, recorriendo la estructura cada 200 micras en cada ángulo de rotación y de ésta manera la información recolectada se trasmite al programa hasta conformar una imagen tridimensional (Caparoso & Duque, 2010).

Según Montagna & Barbesi (2013) los escáner 3D pueden ser subdivididos en escáner por contacto y escáner de no contacto; éstos últimos subdivididos en activos y pasivos. Los escáner de no contacto de tipo pasivo, son sistemas óptico, que no permiten ninguna radiación, sino que registran la emitida por el objeto o la luz ambiental que por lo general son tecnologías no precisas y económicas, mientras que los escáner activos son dispositivos que emiten y registran cualquier forma de radiación: luz visible, laser ultrasonidos, rayos X, electrones.

5.2.1.1.1.3 Escáner por contacto

Se caracterizan por la presencia de una sonda de tanteo, colocada sobre un aparato accionado por motores, que mueve el modelo y la sonda, cada vez que entra en contacto enviando unas coordenadas al software que construye un modelo matemático para obtener el modelo virtual (Montagna & Barbesi, 2013).

5.2.1.1.1.4 Escáner de luz estructurada

Con el término de luz estructurada se hace referencia a una técnica de detección tridimensional, que utiliza rayos luminosos con un esquema conocido (patrón codificado), lentes de focal corto, tomado a través de videocámara en donde el marcador óptico puede estar conformado por diferentes tipos de luz: en bandas blancas y negras o blancas y azules; puntos, líneas paralelas o regillas. El marcador óptico cubre totalmente el modelo y se varía la posición de la luz; con cada posición de escáner ejecuta las tomas para generar las secciones, que sirven para que el software reconstruya la geometría (Montagna & Barbesi, 2013).

5.2.1.1.1.5 Escáner láser

El láser tiene buenas características debido a sus propiedades de coherencia, duración variable de impulso, monocromaticidad, pulsación continua y alternada y elevada sensibilidad. Este escáner mueve un proyector láser recorriendo toda la superficie y disparando una rápida serie de fotogramas con óptimos resultados de precisión pero presenta el inconveniente de que los detalles más pequeños no sean localizados y el software esté obligado a realizar algunas secciones, descartando aquellos píxeles de la imagen que resulten dudosos causando pérdida de la información (Montagna & Barbesi, 2013).

5.2.1.1.1.6 Escáneres intraorales

Estos detectan la tridimensionalidad del elemento a ser reconstruido directamente en el interior de la cavidad oral del paciente, son dispositivos precisos y veloces, cuyas diferencias dependen de factores tecnológicos y productivos: técnicas topométricas, tipo de radiaciones, necesidad de utilización de polvos opacadores, sistemas abiertos que proveen sólo el escáner destinados a interactuar con sistemas CAD/CAM abiertos, sistemas cerrados con escáner y CAD/CAM que no interactúan con otros sistemas (Montagna & Barbesi, 2013).

5.2.1.2 Programa de diseño

Mediante un software, específico de cada sistema, se diseña la cofia de la estructura protésica. Existen varios sistemas disponibles para el diseño virtual 3D de las restauraciones. El usuario generalmente tiene la opción de modificar el diseño generado virtualmente en relación a sus preferencias. Una vez que el diseño ha sido completado, el software CAD transforma el modelo virtual en una serie de comandos específicos (Komine et al., 2010).

Según Caparroso & Duque (2010) hay programas específicos de diseño gráfico particulares para el trazado dental en donde se traslada la información obtenida por el escáner para diseñar la estructura protésica deseada, primero se detecta la línea de terminación cervical y la configuración de los pilares para poder determinar la anatomía dental, dimensiones de pónicos, conectores y pilares siendo posible diseñar coronas

individuales, carillas, restauraciones parciales y estructuras de varias unidades o subestructuras dependiendo del material y del sistema. Este diseño se guarda en un archivo para ser enviado a un centro de producción o al equipo de procesado.

El diseño propuesto puede ser modificada por el técnico de laboratorio clínico o para personalizar prótesis dental de cada paciente y asegurar la calidad funcional y estética de la restauración. Este proceso puede tener lugar en un laboratorio dental, centro de fresado centralizado, o incluso en el propio consultorio dental (Roger, 2013).

5.2.1.3 Equipo de maquinado

Según Miegimolle (2013) el maquinado varía en función de los distintos sistemas y los diferentes materiales que se vayan a emplear, los primeros sistemas sólo generaban la restauración cortando bloques prefabricados con el uso de fresas, diamantes o discos de diamante, ésta aproximación fue llamada “método sustractivo”, ya que el material es sustraído de un bloque pero se perdía una gran cantidad de material, ya que se usa aproximadamente el 99% del bloque para crear una restauración típica.

Entonces se desarrolla como sistema alternativo, el método de fabricación libre a partir de un sólido, en el que el diseño por ordenador crea una trayectoria, construyendo una parte del baño cerámico o de polvo metálico y añadiendo material continuamente hasta que es completado; de esta forma no hay excesos de material. Éste es conocido como “método aditivo” (Miegimolle, 2013).

Los equipos de procesamiento tienen diferencias según el número de ejes de maquinado que posean, entre más ejes posibles mayor complejidad del maquinado. La calidad de las restauraciones no depende exclusivamente del número de ejes en los que la máquina pueda procesar el diseño. Sino dependerá tanto de la digitalización como proceso de la información y producción (Caparroso & Duque, 2010).

Caparroso & Duque (2010) indican que entre las variables que presenta el maquinado podemos mencionar el proceso de sinterización por medio de calor en donde es sometida la cerámica para que sus partículas alcancen el mayor grado de cohesión y con ello obtenga una estructura química ordenada y con propiedades físicas y mecánicas adecuadas, que le permita ser utilizada como restauración dental.

5.2.1.3.1 Maquinado con bloques presinterizados

El maquinado se hace sobre bloques especialmente de zirconia- ytria con bajo grado de sinterización o presinterizados, los cuales alcanzan propiedades físicas de manera parcial, aunque al terminar por completo la sinterización de la cerámica presentan alto índice de contracción que varía entre 20 y 25% de su tamaño previo al maquinado. Esto debe ser controlada por el programa de diseño y el maquinado de la estructura que al ser sinterizada obtendrá el volumen y dimensión deseada. La ventaja es el menor costo del equipo, el material no absorbe agua, no es necesario emplear tiempo en el presecado previo al sinterizado y las fresas para el maquinado sufren menor desgaste (Beuer, Schweiger & Edelhoff, 2008).

5.2.1.3.1 Maquinado con bloques sinterizados

Bloques sinterizados son los que han sufrido el proceso de cocción completo y por tanto de sinterización. Se debe evitar el sobrecalentamiento del bloque durante el maquinado de la restauración, las fresas de diamante o de carburo son irrigadas y protegidas por un rocío de líquido frío, el cual se encuentra totalmente sinterizado y con las características físicas y mecánicas adecuadas. Aunque se pueden utilizar diferentes cerámicas, la más utilizada de forma sinterizada es la de alto contenido de leucita (Beuer et al., 2008).

5.2.2 Clasificación sistemas CAD/CAM

Materiales y sistemas para restauraciones maquinadas

| Materiales cerámicos para maquinado | Nombre comercia | Composición | Resistencia a la fractura | Sistema de maquinado | Fabricante | Indicación |
|-------------------------------------|--|---|---------------------------|----------------------|------------|--|
| Cerámica vítrea | IPS Empress CAD®-IPS Empress CAD Multi® | Feldespática reforzada con leucita (SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , K ₂ O) | 160 MPa | Cerec® Kavo® | Ivoclar | Restauraciones parciales y completas individuales |
| | Vitablocs Mark II®, Esthetic line®, Triluxe® | Óxido aluminio (Al ₂ O ₃ 60-64%) sílice (SiO ₂ 20-23%) ² . Óxido de sodio (Na ₂ O). Óxido potasio (K ₂ O) | 123 MPa | Cerec® | Vita | Restauraciones parciales y completas individuales |
| | IPS E-Max CAD® | Disilicato litio (Li ₂ S ₂ O ₅) | 360 MPa | Cerec® Kavo® | Ivoclar | Restauraciones parciales y completas. Estructuras unitarias y puentes de 3 unidades con un solo pónico |
| Cerámica infiltrada | In-Ceram Spinell® | Óxido de magnesio y óxido de aluminio (MgAl ₂ O ₄) | 280 MPa | Cerec® | Vita | Estructuras dientes anteriores |
| | In-Ceram Alúmina® | Óxido de aluminio (Al ₂ O ₃) | 500 MPa | Cerec® | Vita | Estructura unitarias y puentes de 3 unidades con un solo pónico sector anterior. |

Tabla 4 Materiales y sistemas para restauraciones maquinadas según Caparoso & Duque (2010)

Materiales y sistemas para restauraciones maquinadas (continuación)

| Materiales cerámicos para maquinado | Nombre comercia | Composición | Resistencia a la fractura | Sistema de maquinado | Fabricante | Indicación |
|-------------------------------------|----------------------------|---|---------------------------|----------------------|---------------|---|
| Cerámica infiltrada | In-Ceram Zirconio* | Óxido de aluminio (Al_2O_3) 70%. Óxido de zirconio (ZrO_2) 30% | 600 MPa | Cerec* | Vita | Estructuras unitarias, puentes de 4 unidades con dos púnticos en sector anterior y 3 unidades con un púntico sector posterior |
| Alúmina altamente sinterizada | Procera Alúmina All ceram* | Óxido de aluminio Al_2O_3 99,9% | 700 Mpa | Procera* | Nobel Biocare | Estructuras para restauraciones parciales y completas. Puentes de 4 unidades para el sector anterior hasta premolares con un solo púntico |
| | In-ceram AL* | Óxido de aluminio policristalino (Al_2O_3) 100% | 500 Mpa | Cerec* | Vita | Estructura unitarias y puentes de 3 unidades con un solo púntico sector anterior |
| Zirconio estabilizado con yttria | YZ CUBES* | Óxido de zirconio (ZrO_2 91-95%). Óxido de ytrio (Y_2O_3 5%) | 1.000 Mpa | Cerec* | Vita | Estructuras unitarias, puentes de 4 unidades con dos púnticos en sector anterior y 3 unidades con un púntico sector posterior |
| | Procera Zirconia Y-TZP* | Óxido de zirconio (ZrO_2 91-95%). Óxido ytrio (Y_2O_3 5%) | 1.121 Mpa | Procera* | Nobel Biocare | Estructuras unitarias, puentes de 4 unidades con dos púnticos en sector anterior y 3 unidades con un púntico sector posterior |
| | IPS-E-Max ZirCAD* | Óxido de zirconio (ZrO_2 91-95%). Óxido ytrio (Y_2O_3 5%). Otros óxidos | 900 Mpa | Cerec* | Ivoclar | Estructuras unitarias, puentes de 4 unidades con dos púnticos en sector anterior y 3 unidades con un púntico sector posterior |
| | Zirconia Lava* | Óxido de zirconio (ZrO_2 91-95%). Óxido ytrio (Y_2O_3 5%). Otros óxidos | 1.200 Mpa | Lava* | 3M | Estructuras unitarias, puentes de 3 unidades con un púntico |
| | Everest* BIO ZS-Blanks | Óxido de zirconio (ZrO_2 91-95%). Óxido ytrio (Y_2O_3 5%). Otros óxidos | 1.155 MPa | Kavo* | Kavo* | Estructuras unitarias, puentes de 4 unidades con dos púnticos en sector anterior y 3 unidades con un púntico sector posterior |

Tabla 4 Continuación Materiales y sistemas para restauraciones maquinadas Caparros &

Duque (2010)

5.3 SELLADO MARGINAL

Según Juárez et al. (2011) una de las características de mayor importancia de las restauraciones protésicas, es su adaptación marginal, definida como la distancia entre la línea de preparación del diente al margen de la restauración, también se puede decir que es el grado de proximidad de un material restaurativo a un diente preparado. Una gran apertura o pobre adaptación marginal, afecta la resistencia a la fractura y reduce la longevidad de la restauración, ofreciendo mayor riesgo de lesiones cariosas recurrentes y de enfermedad periodontal.

Todo esto provocará la fractura del cemento, y por ende el ingreso de fluidos y microorganismos llamada microfiltración, en la interfase diente restauración, causando una decoloración marginal, irritación pulpar, lesiones cariosas secundarias y posibles fracasos mecánicos del cemento (Juárez et al., 2011).

Aparte del aspecto biológico, el adecuado ajuste de la restauración es importante para asegurar el desempeño confiable de la restauración ante las cargas funcionales (Caparroso et al., 2011).

Según Yucel, Aykent & Avunduk (2013) existe consenso de varios autores que la desadaptación promedio por debajo de 120 μm es clínicamente aceptable. En diferentes estudios realizados *in vitro* se reporta el promedio clínicamente aceptable de desadaptación marginal de 64-83 μm en restauraciones individuales completamente cerámicas elaboradas en sistemas CAD/CAM, mientras que otros estudios indican discrepancias marginales aceptables entre 50 y 100 μm .

En restauraciones con estructura de zirconio diferentes autores mostraron el promedio de desadaptación marginal de 80 μm fabricadas mediante tecnología CAD/CAM, exponiendo que la restauración puede ser exitosa con una brecha marginal y un espacio para el cemento entre 50 y 120 μm .

Según Guess et al. (2013) los factores como la viscosidad del agente de cementación, el tamaño de partícula de relleno, así como el diseño de la preparación puede influir en el ajuste marginal de restauraciones después de su cementación.

En varios estudios se ha demostrado que la elevada discrepancia marginal está relacionada con una mayor exposición del agente cementante para el medio ambiente oral, que conduce a una mayor tasa de disolución de cemento causado por los fluidos orales, como consecuencia, la longevidad del diente restaurado puede verse comprometida por un aumento de riesgo de retención de placa, las caries y patologías de la pulpa. El ajuste

interno es otro factor clave para la estabilidad a largo plazo de las restauraciones totalmente cerámicas. El espesor de la capa de cemento, que se refleja por el ajuste interno, así como la composición química y el módulo elástico son parámetros importantes (Guess et al., 2013).

Según Rogers (2013) la brecha marginal debe ser lo mínimo posible, ya que si la adaptación marginal es pobre en prótesis fija, esto conducirá a un aumento de la retención de la placa bacteriana y los cambios posteriores en la microflora subgingival que conducen a enfermedad periodontal y caries secundaria. Además, una gran brecha marginal conduce al aumento de la exposición del agente de cementación para el medio ambiente oral que puede causar un aumento de la microfiltración y la disolución de cemento. Las mediciones de discrepancia marginal inferior a $120\mu\text{m}$ son aceptables para la mayoría de autores. Para coronas fabricadas por CAD-CAM, la brecha marginal aceptable aproximada es de menos de $90\mu\text{m}$.

Según Song, Kwon, Yang, Han & Yeo (2013) las restauraciones indirectas, al confeccionarse fuera de boca y posteriormente fijarse a la preparación dentaria, generan una interfase, es decir, que siempre va a existir un espacio real o virtual entre la preparación y la restauración. Así, la función del agente cementante será aumentar la retención entre ambos elementos y de esta forma mantener la integridad total de la restauración.

Holmes, Bayne, Holland & Sulik (1989) definen el ajuste en términos de desajuste medido en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente:

- “Desajuste interno: como la distancia existente entre la restauración y la preparación medida en la región interna.”
- “Desajuste marginal: la distancia perpendicular existente entre la restauración y la preparación medida a nivel del margen.”
- “Desajuste marginal vertical: es la distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial de la preparación medida paralelamente a la vía de inserción de la restauración.”
- “Desajuste marginal horizontal: es el desajuste que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial medida perpendicularmente a la vía de inserción de la restauración.”
- “Margen sobreextendido: es la distancia que existe desde el desajuste externo hasta el margen de la restauración, es decir, el tramo de prótesis que rebasa la línea de terminación.”
- “Margen infraextendido: es la distancia desde el desajuste externo hasta el ángulo cavosuperficial de la preparación. En este caso, es el diente que sobrepasa la restauración.”
- “Desajuste marginal absoluto o total: es la máxima distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente. Dicha medida corresponde a la combinación angular del desajuste marginal y el sobreextendido o infraextendido.”

Holmes y Cols (1989)

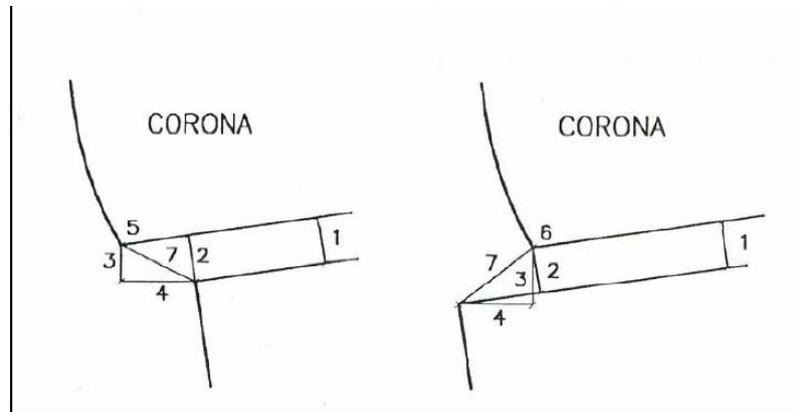


Fig.2.Desajuste marginal. (Modificado de Holmes y cols.). 1= Desajuste interno; 2= Desajuste marginal o externo; 3= Desajuste vertical; 4= Desajuste horizontal; 5= Margen sobrecontorneado; 6= Margen infracontorneado; 7=Desajuste total.

Martinez, Pradies, Suarez & Rivera (2007) indican que la mayoría de los autores admiten $120\ \mu\text{m}$ como el desajuste máximo tolerable. Teniendo en cuenta este dato podemos afirmar que los actuales sistemas cerámicos ofrecen unos ajustes marginales adecuados, siendo en muchos casos inferiores a los obtenidos con coronas metal-cerámica.

5.3.1 Técnicas de medición del ajuste marginal

Todos los investigadores que han realizado estudios de los puntos de referencia para las mediciones y la terminología descriptiva para definir “ajuste” varían considerablemente. Es común que el mismo término sea utilizado para referirse a diferentes medidas o diferentes

términos son utilizados para referirse a la misma medida. Esto significa una constante fuente de confusión cuando se comparan los diferentes estudios (Gonzalo, Suarez, Serrano & Lozano, 2009).

Holmes et al. (1989) unificaron las referencias empleadas para medir la interfase marginal e indica que la discrepancia absoluta es el índice más representativo porque es una combinación del desajuste vertical y horizontal. A pesar de ello, resulta complicado resumir en un sólo dato toda la información presente en el "gap". Por este motivo, es imprescindible realizar varias mediciones a lo largo del margen si se quieren obtener unos resultados relevantes.

Actualmente no existe un consenso sobre el tamaño de la interfase aceptable desde el punto de vista clínico, pues la adaptación final va a depender también de otros factores como son: Los pilares y la línea de terminación, la técnica de confección, la técnica de impresión y el material usado, el agente cementante, así como la técnica de cementado. La mayoría de los autores coinciden en que un ajuste marginal entre 100-120 μ m parece ser el rango para ser considerado clínicamente aceptable a la longevidad de las restauraciones (Shannon, 2007).

5.3.1.1. Métodos directos

Para medir externamente el ajuste en la línea de terminación puede usarse lupas, microscopía óptica, perfilometría, microscopía de fluorescencia, microscopía electrónica de barrido (MEB) y analizador de imagen.

Según Gonzalo et al. (2009) los estudios de microfiltración consisten en someter a la unión diente-restauración a la acción de un colorante, se emplean para la tinción de las muestras el azul de metileno y la fucsina básica, aunque también se pueden usar otras como el nitrato de plata, la eosina o isótopos radiactivos. Hecho esto, los especímenes se seccionan y mediante un microscopio óptico o estereoscópico se evalúan en base a unos criterios.

Los principales inconvenientes de este método son la subjetividad de sus registros al utilizar escalas semicuantitativas que asignan valores numéricos a distintos grados de microfiltración y la pérdida de información que supone el análisis de secciones transversales ya que el desajuste puede variar en función de la localización (Gonzalo et al., 2009).

El examen marginal mediante perfilometría se basa en registrar informáticamente la morfología axial de la preparación junto con el perfil de emergencia de la restauración y, seguidamente, contrastar ambas imágenes valorando su adaptación. La mayor ventaja de

este método es que se puede obtener una secuencia completa del desajuste de una forma rápida y no destructiva (Coli & Karlson, 2004).

Otro método es la medición de la interfase marginal mediante un equipo de análisis de imagen. Es una técnica simple y conservadora, este método nos permite examinar claramente la interfase restauración-probeta sin necesidad de cortar el espécimen. Se pueden realizar mediciones del ajuste de una forma sistemática y objetiva (Coli & Karlson 2004)

Microscopía electrónica de barrido (MEB) también es una técnica conservadora para analizar el ajuste marginal, con un excelente poder de magnificación que permite analizar con gran precisión la discrepancia y la calidad marginal. Empleando MEB se puede explorar repetidamente todo el perímetro de la prótesis y, al mismo tiempo, se puede caracterizar el material mediante espectrometría dispersiva. Pero, el MEB también tiene limitaciones ya que requiere una preparación previa de las muestras (fijación, metalización, etc.) y la exactitud de sus medidas depende del ángulo de observación (Gonzalo et al., 2009).

5.3.1.2 Métodos indirectos

Son sistemas que evalúan a lo largo de toda la superficie de contacto el ajuste interno de la restauración. La mayoría de los estudios analizan el espesor de la película de un material de impresión interpuesto entre la restauración y la probeta previo al cementado,

generalmente suele ser silicona fluida o resina, y posteriormente es examinado por barrido óptico o con láser. La ventaja de este método es que no es invasivo y permite su uso tanto en clínica como en el laboratorio. La principal limitación es que las medidas al realizarse en réplicas son más inexactas, sobre todo, las correspondientes a los márgenes interproximales y/o subgingivales que siempre son más difíciles de reproducir (Suarez, Salido, López & Martínez, 2007).

6. MATERIALES Y METODOS

6.1 Tipo de Investigación

El tipo de investigación que se realizó fue un estudio experimental, in vitro, comparativo. Se realizó el proceso de investigación en el laboratorio dental Badent y el laboratorio de Biología de la Universidad San Francisco de Quito. Este proceso se desarrolló en diferentes fases descritas a continuación

6.2 Muestra

En el presente trabajo se utilizará 24 cofias de zirconio distribuidas aleatoriamente en dos grupos iguales: 12 cofias se confeccionaron por técnica CAD/CAM asistidas por computador y 12 cofias por Pantógrafo o fresado manual.

6.2.1 Criterios de inclusión

Para la realización del presente trabajo de investigación se incluirán 24 duplicados de un premolar previamente tallado para corona completa dividido en 2 grupos de 12 cada uno, elaborando cofias de zirconio con dos técnicas distintas. Se incluirán un premolar sano con corona completa sin restauraciones, los modelos de yeso que estén en perfecto estado con márgenes de la preparación nítidas, y cofias de zirconio calibradas.

6.2.1 Criterios de exclusión

Serán excluidas de este estudio los premolares que presenten restauraciones, los modelos duplicados en yeso que no posean un margen bien delimitado para poder elaborar las cofias adecuadamente, modelos con burbujas o rasgaduras. Las cofias que no adapten previamente en cada modelo de diente.

6.3 Determinación de variables

| VARIABLES | CONCEPTUALIZACION | DETERMINANTES | INDICADORES | ESCALA |
|------------|--|--|---|------------------------|
| CAD/CAM | Sistema computarizado para elaboración de coronas dentales | 12 cofias elaboradas por técnica CAD/CAM | Adaptación marginal , cuatro mediciones por cofia | Electro microscopio |
| PANTOGRAFO | Sistema manual para la elaboración de coronas dentales | 12 cofias elaboradas por pantógrafo | | |

Tabla 5 Determinación de variables. Fuente: Mónica Pérez (2014)

6.4 Metodología

6.4.1 Construcción de los cuerpos de prueba

Se seleccionó un premolar superior derecho (Figura 1) al cual se le hizo la preparación para corona completa utilizando una pieza de mano de alta velocidad y una fresa troncocónica calibrada en 1.2 mm, se hizo un surco cervical en el diente, se creó un surco central en sentido cervico oclusal, luego un surco oclusal, para posteriormente realizar dos

surcos laterales, con la profundidad igual al diámetro de la fresa. Posteriormente se realizó la reducción oclusal, de la misma manera se procedió en la cara palatina dando como resultado un hombro amplio de 1.2mm con ángulo interno redondeado en los 360° de la circunferencia del margen (Figura 2).



Figura 1 Premolar superior



Figura 2 Preparación del diente matriz

Una vez obtenida la preparación, el diente fue duplicado con una técnica de impresión de un solo paso utilizando un anillo de PVC de 4cm de longitud y 2.4 cm de diámetro con silicona de adhesión Zhermack y se esperó hasta la polimerización completa del material según las indicaciones del fabricante, éste procedimiento se realizó 24 veces para conseguir la totalidad de espécimes de la muestra (Figura 3). Ya obtenida la impresión se esperó una hora de recuperación elástica para realizar los vaciados en yeso extra duro siguiendo las indicaciones de mezcla dadas por el fabricante, realizando una mezcla de agua polvo en proporción de 21 ml de agua por 100g de yeso, con un tiempo de trabajo de 12 minutos, en una mezcladora automática al vacío.(Figura4).



Figura 3 Impresión del diente matriz



Figura 4 Obtención troqueles de trabajo

6.4.2 Grupos de estudio

Una vez recolectada la muestra se realizó la distribución de forma aleatoria, a ciego simple, de los troqueles para obtener los dos grupos de estudio, de 12 especímenes cada uno.

El grupo uno correspondió a las cofias elaboradas en zirconio por técnica CAD/CAM (Origin) y el grupo dos corresponde a las cofias de zirconio elaboradas por el sistema pantográfico (Zirkonzhan).

6.4.2.1 Elaboración de las cofias de zirconio

Para el grupo realizado mediante sistema CAD/CAM (grupo 1), 8 especímenes se colocaron en el lector óptico (Origin Intelligence) para realizar la digitalización o impresión óptica del primer grupo de troqueles y posteriormente los 4 faltantes. (Figura 5 y 6). Se diseñó las cofias para dicho grupo utilizando un software de diseño ,estableciendo los parámetros según las instrucciones del fabricante. (Figura 7 y 8)



Figura 5 Proceso de escaneado grupo CAD



Figura 6 Escaneo grupo CAD

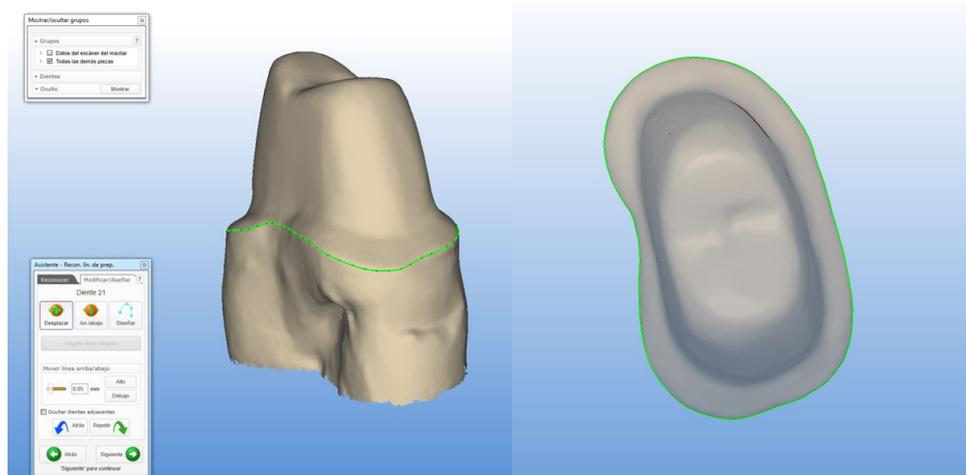


Figura 7 Digitalización de cofias y delimitación de margen

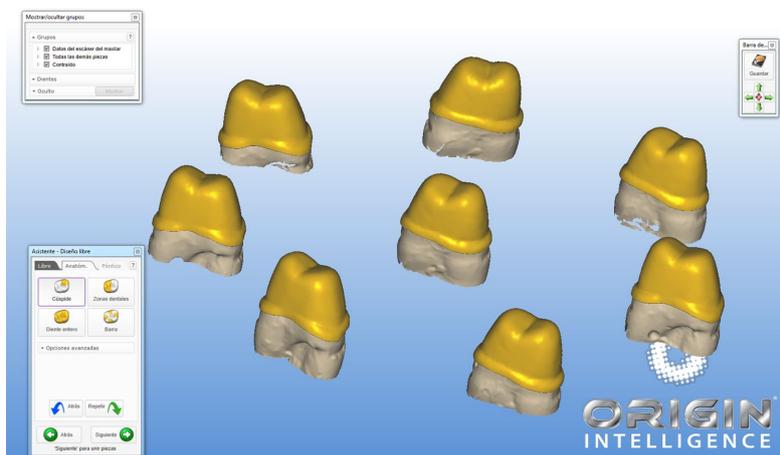


Figura 8 Diseño de las cofias

Una vez concluido el diseño de las cofias se procedió al maquinado en el cual se utilizó una unidad de fresado (Origin) con bloques de zirconio (Vita) (Figura9 y 10). Una vez finalizado el proceso de fresado se cortan las cofias presinterizadas para colocarlas en un horno para su sinterización y se colocó un código alfanumérico para cada cofia correspondiente a cada troquel de yeso, evaluando su integridad para poder verificar su inclusión dentro del estudio.

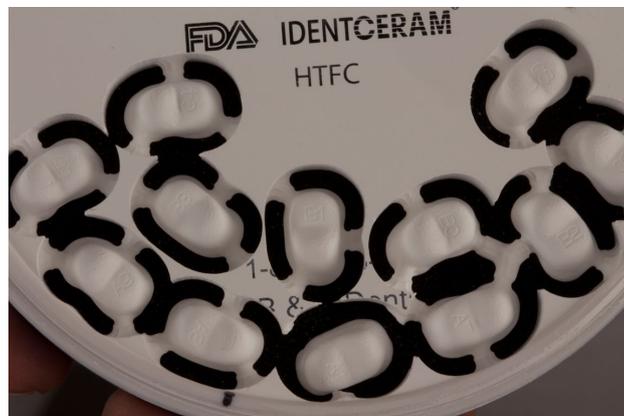


Figura 9 Unidad de fresado (Origin)



Figura 10 Cofias grupo CAD

Para el grupo correspondiente al sistema pantográfico (grupo 2), se realizó un agregado de resina de acuerdo al protocolo del fabricante para poder generar la matriz pictográfica que será utilizada para la fabricación de las cofias de zirconio en el pantógrafo (Zirconzhan) (Figura 11), luego de obtener las 12 cofias de zirconio presinterizado, éstas fueron colocadas en un horno para su sinterización siguiendo las indicaciones del fabricante descritas anteriormente y se evaluó su integridad para poder verificar su inclusión dentro del estudio (Figura 12 y 13).



Figura 11 Sistema pantográfico(Zirconzahn)



Figura 12 Fresado de cofias en pantógrafo

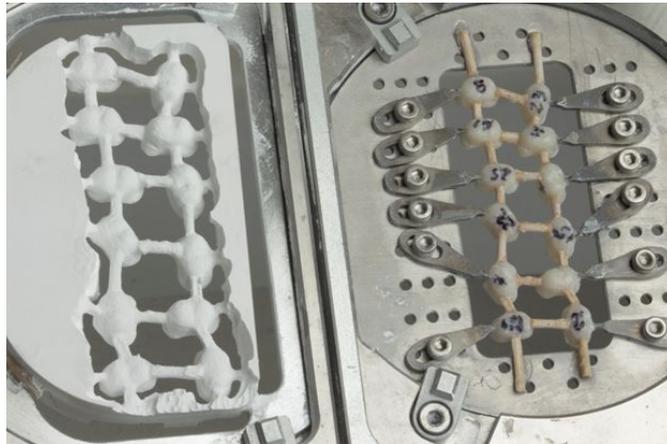


Figura 13 Elaboración de cofias en pantógrafo

6.4.3 Pruebas de ajuste marginal en estereomicroscopio

Para la obtención de los datos de adaptación marginal se realizaron líneas utilizando marcadores indelebles en vestibular de color rojo, palatino color verde, distal color naranja y mesial color azul. (Figura 14)



Figura 14 Marcación de líneas para medición

Para sostener las cofias sobre los troqueles se utilizó un dispositivo de presión sostenida, para ser visualizados y fotografiados a 60X utilizando un estereomicroscopio (Olympus) (Figura 15). Sobre estas fotografías se realizaron mediciones a nivel de la línea de marcación utilizando el software de análisis de imágenes (Axiovisión) obteniendo un total de 4 medidas por espécimen. (Figura 16)



Figura 15 Posicionamiento de especímenes para realizar las mediciones

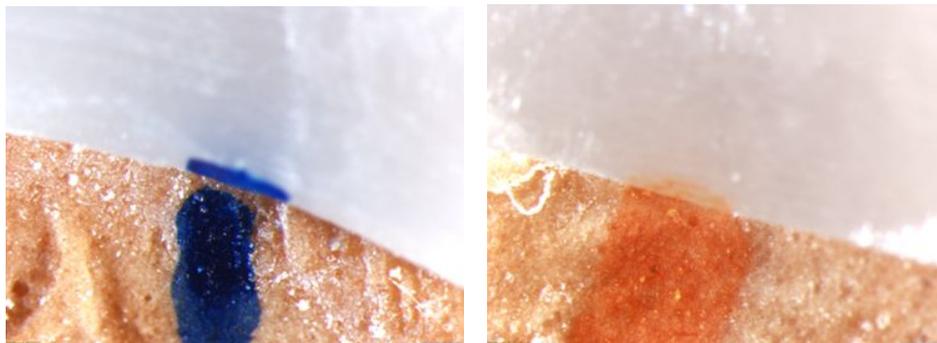


Figura 16 Fotografías con AxioCam

6.5 Recolección de datos

| GRUPO CAD CAM | | | | |
|---------------|-----------------|----------------|----------------|-------------|
| # DE COFIA | VESTIBULAR ROJO | PALATINO VERDE | DISTAL NARANJA | MESIAL AZUL |
| 1 | 16,903 | 21,512 | 20,971 | 13,028 |
| 2 | 13,562 | 18,061 | 19,451 | 15,827 |
| 3 | 22,229 | 29,176 | 20,253 | 19,451 |
| 4 | 15,283 | 18,061 | 21,619 | 20,291 |
| 5 | 13,893 | 13,893 | 9,725 | 19,451 |
| 6 | 19,451 | 12,504 | 13,893 | 13,893 |
| 7 | 8,336 | 19,451 | 13,690 | 16,115 |
| 8 | 11,578 | 12,504 | 13,504 | 19,893 |
| 9 | 11,578 | 13,893 | 11,115 | 13,893 |
| 10 | 15,283 | 16,672 | 9,725 | 11,115 |
| 11 | 13,893 | 12,504 | 10,725 | 13,893 |
| 12 | 11,116 | 11,118 | 13,893 | 11,115 |

Tabla 6 Mediciones grupo CAD/CAM, Fuente Mónica Pérez (2014)

| GRUPO PANTOGRAFO | | | | |
|------------------|-----------------|----------------|----------------|-------------|
| # DE COFIA | VESTIBULAR ROJO | PALATINO VERDE | DISTAL NARANJA | MESIAL AZUL |
| 1 | 14,823 | 11,115 | 13,893 | 12,114 |
| 2 | 10,725 | 12,504 | 10,947 | 19,451 |
| 3 | 20,840 | 16,672 | 14,893 | 18,897 |
| 4 | 26,976 | 21,007 | 20,725 | 21,025 |
| 5 | 29,992 | 19,451 | 13,890 | 20,513 |
| 6 | 16,672 | 18,274 | 19,892 | 19,892 |
| 7 | 9,725 | 23,619 | 16,672 | 21,588 |
| 8 | 16,902 | 11,115 | 15,256 | 18,115 |
| 9 | 12,504 | 15,283 | 13,893 | 20,361 |
| 10 | 11,578 | 20,84 | 11,578 | 13,893 |
| 11 | 20,840 | 12,504 | 19,451 | 18,061 |
| 12 | 14,820 | 18,988 | 21,766 | 17,598 |

Tabla 7 Mediciones grupo Pantógrafo. Fuente Mónica Pérez (2014)

7 RESULTADOS

En las 24 muestras se evaluó la adaptación en micrómetros, por estereomicroscopía, en cuatro puntos: vestibular, palatino, distal y mesialcada uno con una medida para un total de cuatro medidas por cada espécimen. En los siguientes cuadros se presentan los promedios de adaptación en micras y los respectivos resultados comparativos.

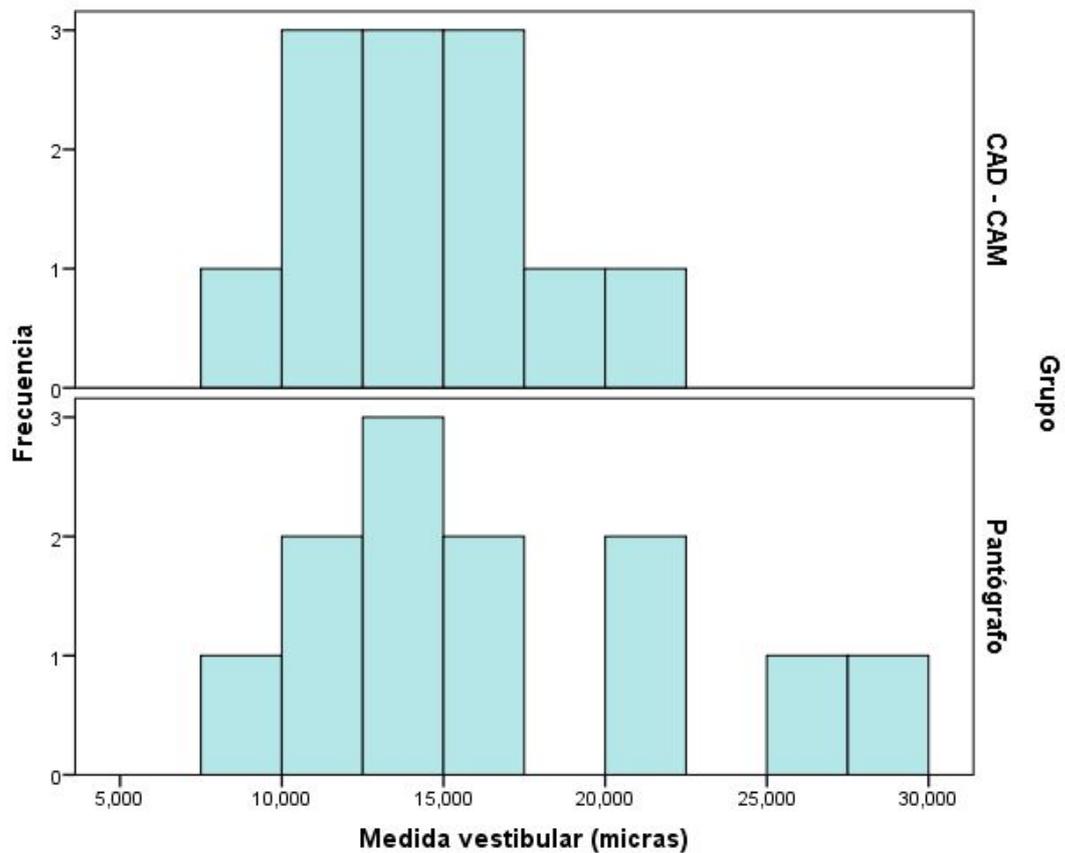
Análisis de las variables

Medida vestibular

Primero, hagamos un resumen estadístico de los valores obtenidos, para las distintas medidas, de acuerdo al grupo.

| Medida vestibular (micras) | | |
|-----------------------------------|-----------------|----------------------------|
| Grupo | Promedio | Desviación estándar |
| CAD – CAM | 14.425 | 3.806 |
| Pantógrafo | 17.200 | 6.388 |
| General | 15.813 | 5.334 |

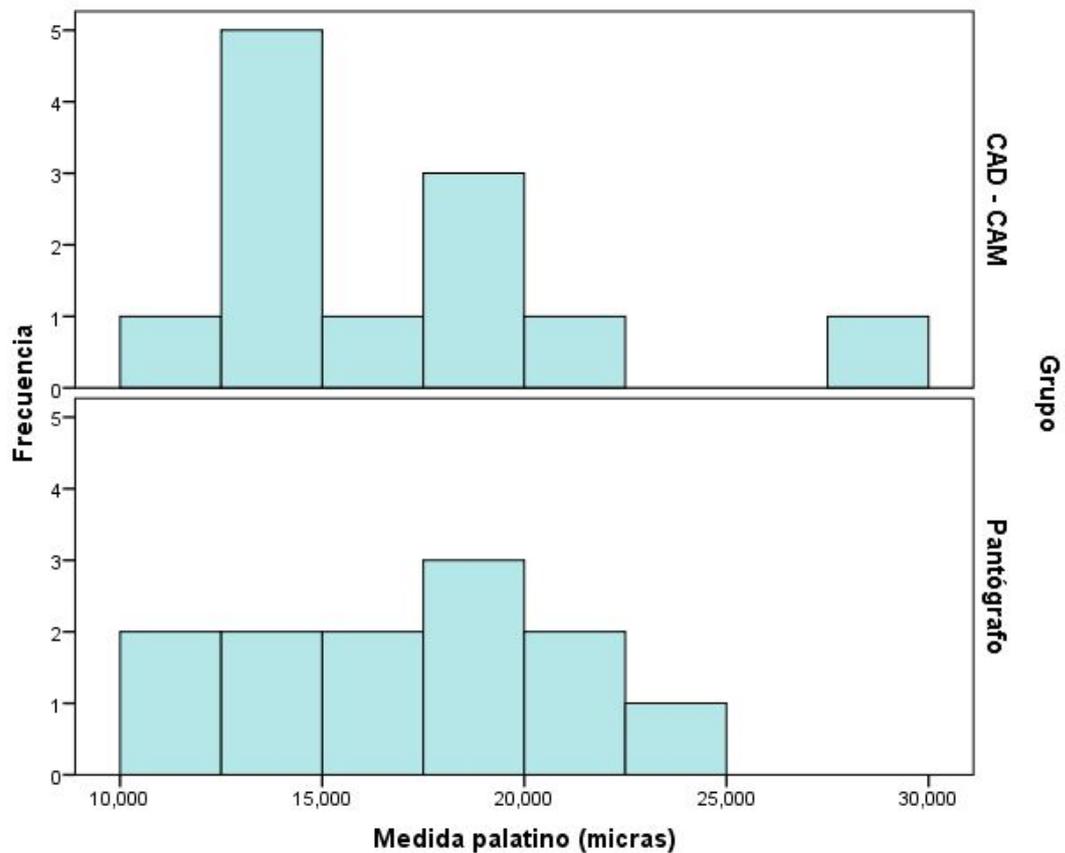
Los histogramas de los valores de cada uno de los conjuntos de mediciones son los siguientes:



Como se aprecia, hay la presencia de datos atípicos, en las mediciones del pantógrafo, superiores a 25 micras.

Medida palatino

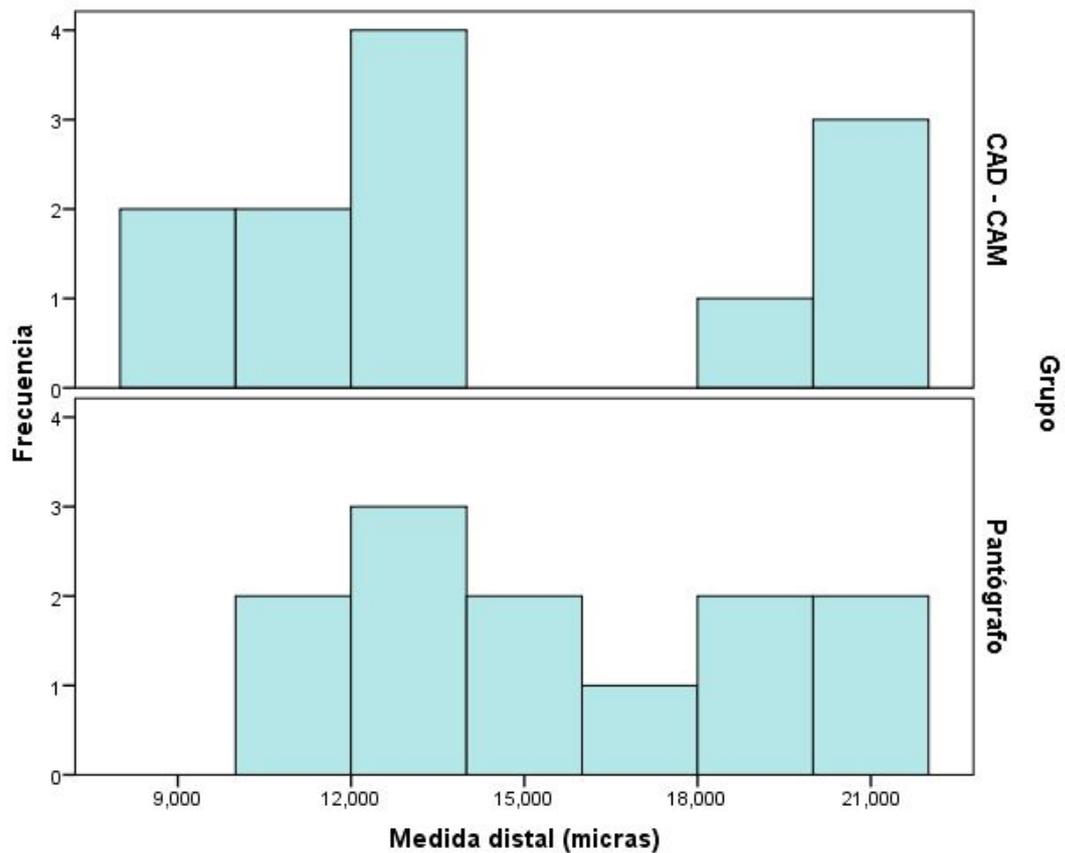
| Medida palatino (micras) | | |
|--------------------------|----------|---------------------|
| Grupo | Promedio | Desviación estándar |
| CAD - CAM | 16.612 | 5.132 |
| Pantógrafo | 16.781 | 4.247 |
| General | 16.697 | 4.607 |



En este caso, hay un valor atípico, correspondiente a la medición 29,176, realizada con el CAD-CAM.

Medida distal

| Medida distal (micras) | | |
|------------------------|----------|---------------------|
| Grupo | Promedio | Desviación estándar |
| CAD - CAM | 14.880 | 4.494 |
| Pantógrafo | 16.071 | 3.608 |
| General | 15.476 | 4.032 |

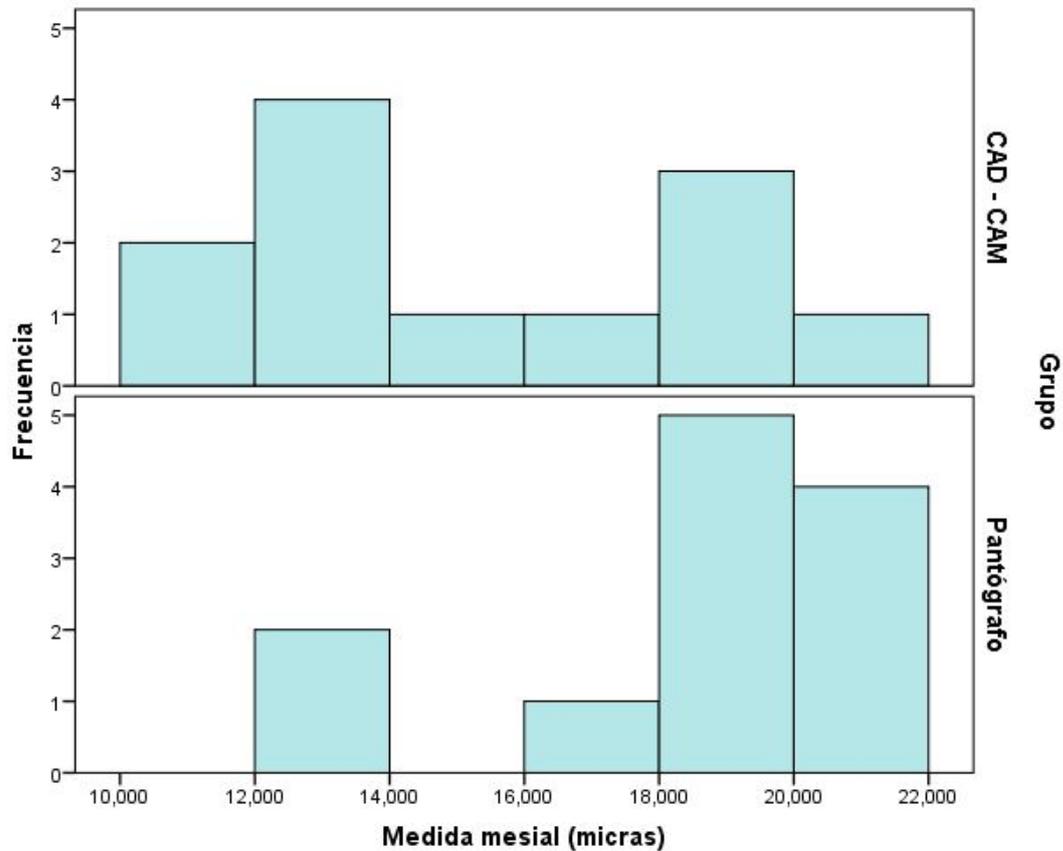


Las mediciones efectuadas con CAD-CAM forman dos grupos claramente diferenciados.

Las correspondientes al pantógrafo, las observaciones están distribuidas uniformemente.

Medida mesial

| Medida mesial (micras) | | |
|------------------------|----------|---------------------|
| Grupo | Promedio | Desviación estándar |
| CAD - CAM | 15.664 | 3.384 |
| Pantógrafo | 18.459 | 2.853 |
| General | 17.061 | 3.378 |



En este caso, se aprecia que las mediciones realizadas con el pantógrafo, presentan valores atípicos, muy bajos, que correspondientes a las observaciones 12,114 y 13,893.

Pruebas de hipótesis

Ahora vamos a comparar las medias realizadas sobre una misma cara, de acuerdo al grupo.

Cara vestibular

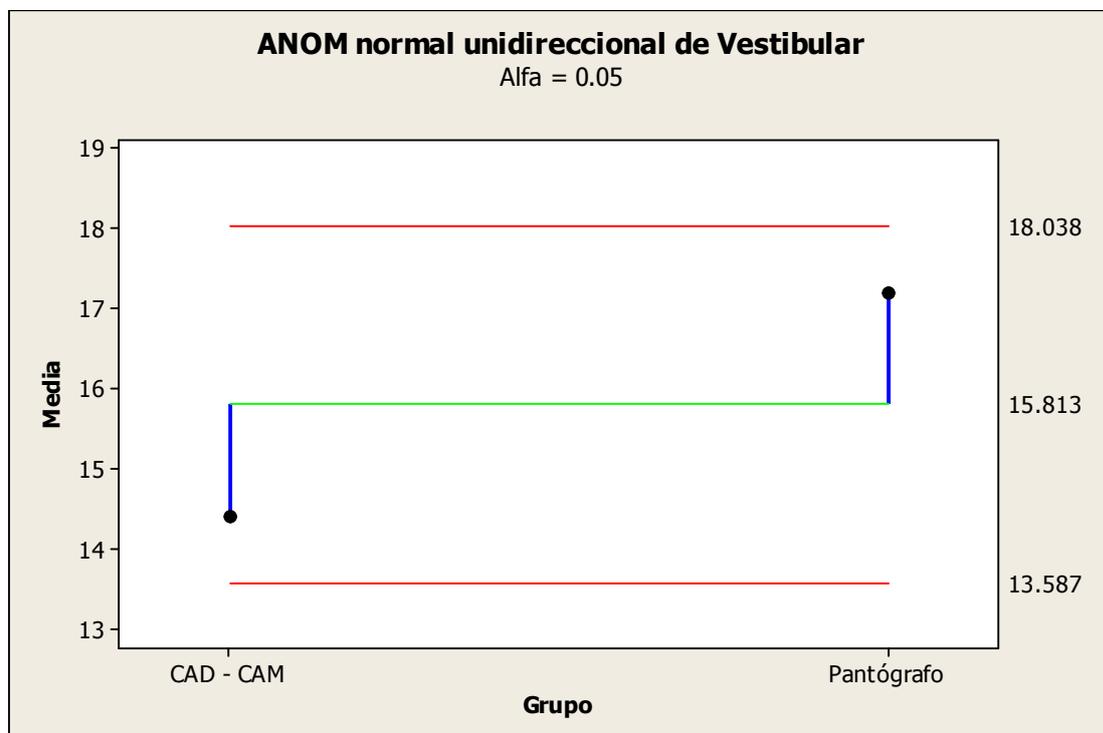
1. Hipótesis nula: Los dos grupos (CAD-CAM y pantógrafo) tienen la misma media cuando se realiza la medición de la cara vestibular.

2. Hipótesis alternativa: Los dos grupos (CAD-CAM y pantógrafo) tienen diferente media cuando se realiza la medición de la cara vestibular.
3. Estadístico de prueba. Mediante el programa SPSS, se encontró:

| Tabla de ANOVA | | | | | |
|------------------|-------------------|----|------------------|-------|-------|
| | Suma de cuadrados | gl | Media cuadrática | F | Sig. |
| Entre grupos | 46.182 | 1 | 46.182 | 1.671 | 0.210 |
| Dentro de grupos | 608.170 | 22 | 27.644 | | |
| Total | 654.352 | 23 | | | |

4. Decisión: Puesto que $\text{Sig.} = 0.210 > 0.05$, aceptamos la hipótesis nula.
5. Interpretación: Los 2 grupos dan la misma medida cuando se analiza la cara vestibular.

A pesar de que no hemos encontrado diferencias estadísticas significativas, veamos el gráfico del análisis de medias.



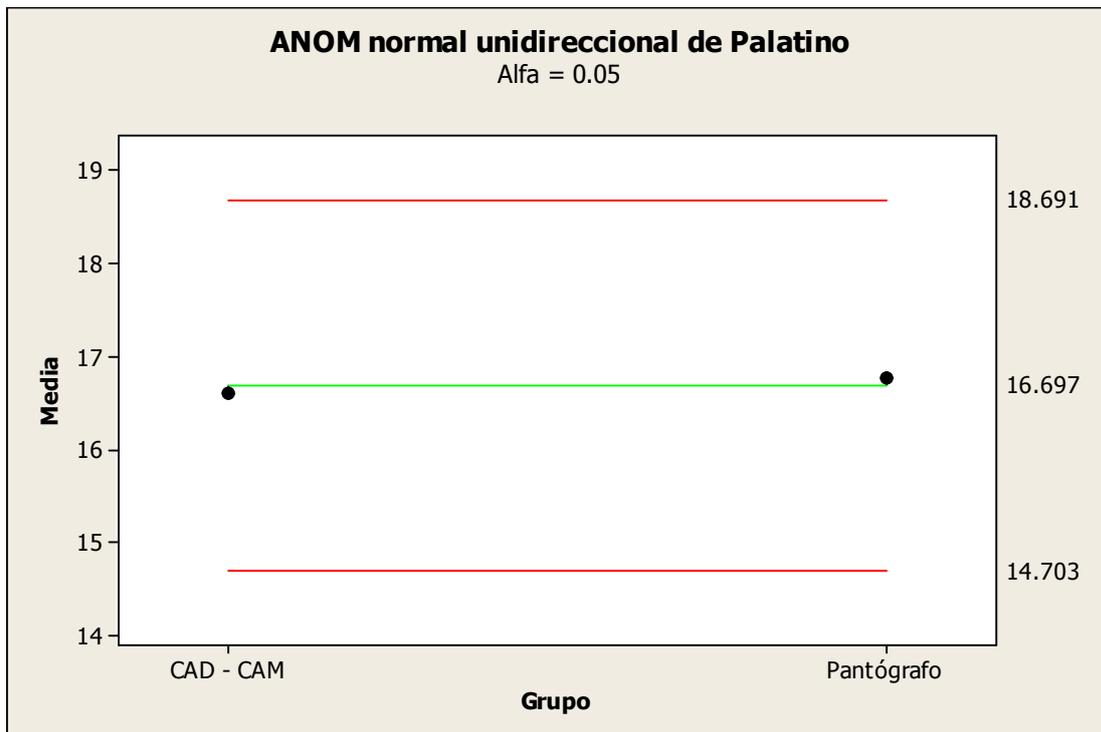
Vemos que los 2 valores de las medias están dentro de la banda limitada por las líneas rojas, lo que nos dice que, estadísticamente, los 2 grupos proporcionan los mismos resultados.

Cara palatina

1. Hipótesis nula: Los dos grupos tienen la misma media cuando se realiza la medición de la cara palatina.
2. Hipótesis alternativa: Los dos grupos tienen diferente media cuando se realiza la medición de la cara palatina.
3. Estadístico de prueba. Mediante el programa SPSS, se encontró:

| Tabla de ANOVA | | | | | |
|-----------------------|--------------------------|-----------|-------------------------|----------|-------------|
| | Suma de cuadrados | gl | Media cuadrática | F | Sig. |
| Entre grupos | 0.171 | 1 | 0.171 | 0.008 | 0.931 |
| Dentro de grupos | 488.094 | 22 | 22.186 | | |
| Total | 488.264 | 23 | | | |

4. Decisión: Puesto que $\text{Sig.} = 0.931 < 0.05$, aceptamos la hipótesis nula.
5. Interpretación: Los 2 grupos dan la misma medida cuando se analiza el lado palatino.

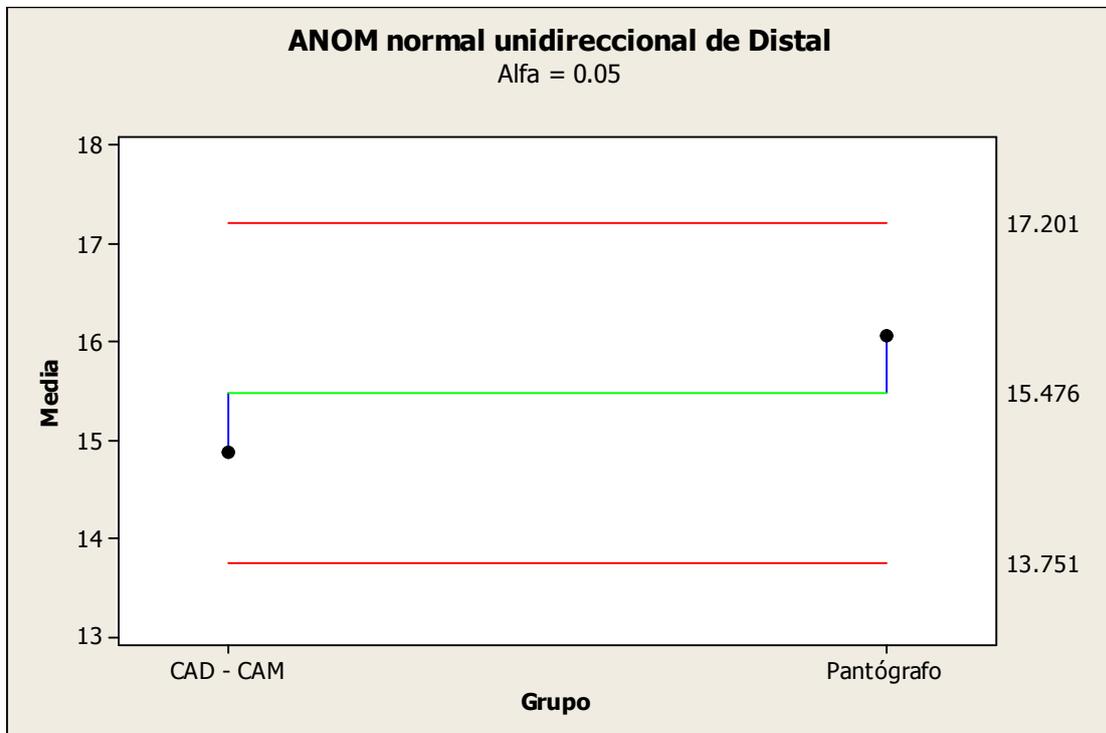


Cara distal

1. Hipótesis nula: Los dos grupos tienen la misma media cuando se realiza la medición de la cara distal.
2. Hipótesis alternativa: Los dos grupos tienen diferente media cuando se realiza la medición de la cara distal.
3. Estadístico de prueba. La tabla de Análisis de la Varianza es

| Tabla de ANOVA | | | | | |
|------------------|-------------------|----|------------------|-------|-------|
| | Suma de cuadrados | gl | Media cuadrática | F | Sig. |
| Entre grupos | 8.511 | 1 | 8.511 | 0.513 | 0.482 |
| Dentro de grupos | 365.340 | 22 | 16.606 | | |
| Total | 373.850 | 23 | | | |

4. Decisión: Como que $\text{Sig.} = 0.482 > 0.05$, aceptamos la hipótesis nula.
5. Interpretación: Los 2 grupos dan la misma medida cuando se analiza la cara distal.

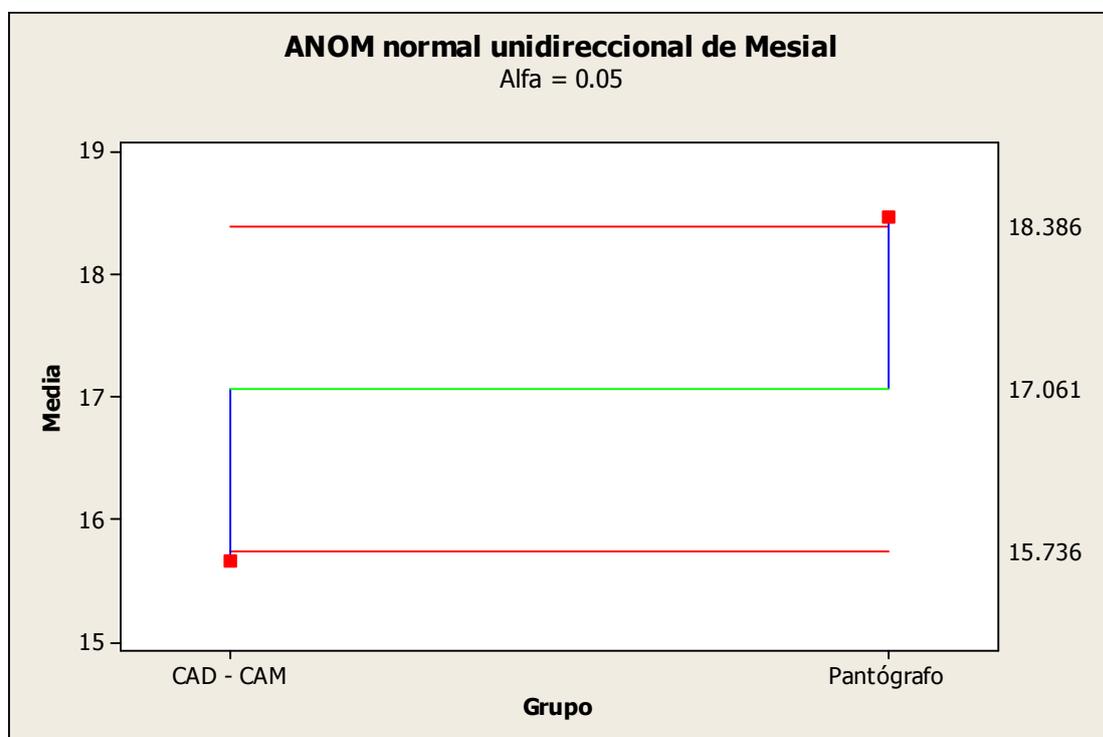


Cara mesial

1. Hipótesis nula: Los dos grupos tienen la misma media cuando se realiza la medición de la cara mesial.
2. Hipótesis alternativa: Los dos grupos tienen diferente media cuando se realiza la medición de la cara mesial.
3. Estadístico de prueba. La tabla de Análisis de la Varianza es

| Tabla de ANOVA | | | | | |
|------------------|-------------------|----|------------------|-------|-------|
| | Suma de cuadrados | gl | Media cuadrática | F | Sig. |
| Entre grupos | 46.881 | 1 | 46.881 | 4.786 | 0.040 |
| Dentro de grupos | 215.517 | 22 | 9.796 | | |
| Total | 262.398 | 23 | | | |

4. Decisión: Como que Sig. = 0.040 < 0.05, aceptamos la hipótesis alternativa.
5. Interpretación: Los 2 grupos tienen diferente medida cuando se analiza la cara mesial.



En el gráfico observamos que las medias de las dos mediciones son estadísticamente diferentes, pues se sitúan en regiones distintas del gráfico. Adicionalmente, podemos afirmar que las mediciones con la técnica CAD-CAM dieron menores mediciones que las del pantógrafo.

Interpretación general

De las pruebas estadísticas, podemos deducir que:

1. No hay diferencias en las medidas de las mediciones, de acuerdo al grupo, en las caras palatina, vestibular y distal.
2. En cambio, cuando se realizó las mediciones en la cara mesial, si hubo diferencias estadísticas. Las mediciones realizadas con la técnica CAD-CAM son menores que las efectuadas con el método del pantógrafo.

8 DISCUSION

La tecnología CAD/CAM se ha involucrado en la odontología como instrumento versátil que abarca múltiples áreas, entre las que destacamos el diagnóstico, la planificación, el ámbito quirúrgico y el diseño de diversos tipos de prótesis, aportando ventajas como rapidez, precisión, estandarización del proceso, reproductibilidad, calidad constante y predecible, disminución de errores humanos en varias fases de laboratorio (Castro, 2012).

La utilización de prótesis libres del sustrato metálico, es un desafío para la odontología desde hace mucho tiempo, por ende cada vez se encuentran nuevos materiales para su fabricación y por la alta demanda de estética que exigen los pacientes, lo cual hace necesario comparar no solo los diferentes materiales sino técnicas o sistemas para su obtención, variables que al fin o al cabo van a mejorar o desmejorar su desempeño clínico y la permanencia a largo plazo (Martinez & Rodriguez, 2011).

En este trabajo investigativo se comparó la adaptación marginal en cofias de zirconio realizadas con dos sistemas diferentes de producción: CAD/CAM y pantográfico, diferencias estudiadas a través de imágenes, obtenidas mediante estereomicroscopio, con el objetivo de determinar cuál de los dos ofrece mejor adaptación marginal, si el que utiliza una tecnología de diseño y fresado completamente asistido por computador o el sistema que basa su principio de elaboración en contorneo mecánico manual por copiado y fresado

Los estudios demostraron que no existe una diferencia estadísticamente significativa entre los valores de desadaptación de ambas técnicas, debido a que la gran mayoría de medidas obtenidas corresponden a valores inferiores a 120 micras.

Existen varias limitaciones cuando realizamos estudios de adaptación marginal ya que la evaluación de resultados marginales e internos se limitaba a la preselección de puntos de medición en dos dimensiones. La técnica de impresión tiene la posibilidad de acumulación de errores que pueden resultar de múltiples procedimientos y podrían posiblemente afectar la exactitud de los resultados (Guess et al. 2013)

Además, la selección de puntos de medición de la apertura marginal puede ser difícil ya que la diferenciación entre el diente y estructura puede ser difícil de identificar. Aunque la técnica de impresión tiene limitaciones y errores inherentes, es la única técnica que permite a largo plazo analizar. (Guess et al. 2013)

Muchas variables tales como el diseño de la preparación del diente, ubicación y el número de puntos de medición, técnicas de medición, tipo de cemento y el método de fabricación de la restauración influyen en la evaluación de la discrepancia marginal. Por lo tanto todos estos factores deben ser considerados cuando diferentes estudios son comparados.

El número de mediciones que se aplicó para la evaluación de adaptación marginal en el presente estudio fue el mínimo requerido es decir se evaluaron cuatro caras de las cofias de zirconio.

Sin embargo Holmes et al. (1989) discute la falta de consenso sobre los puntos de referencia de medición y terminología utilizada entre los investigadores en la evaluación de ajuste marginal. Hay varias formas de brecha marginal que se puede medir, por lo que la comparación entre los estudios es difícil. Dos técnicas comunes son la medición de embebido, seccionando los especímenes y medición por visualización directa

Mientras que la adaptación marginal es un elemento importante al predecir el éxito clínico de una corona, hay una falta de consenso en cuanto al máximo tamaño de la separación que se vea comprometida en el éxito clínico de una corona. Una amplia gama de valores se han reportado en la literatura de 50-200 μm . Sin embargo, un número de estudios han demostrado que el tamaño brecha marginal clínicamente aceptable es menos de 120 μm . Esta diferencia en los valores puede atribuirse a la falta de estandarización en la metodología de medición.

Juarez et al (2011) indica en su estudio que encontró valores menores de desadaptación marginal después de la cementación, esto se puede deber a que la tecnología que lleva a cabo la realización de sistemas de zirconia están diseñados para obtener mejores resultados en la adaptación marginal, entre otros.

Juarez (2011) en su estudio menciona que el éxito clínico de las restauraciones depende de las propiedades mecánicas y el diseño de la restauración, pero también de la exactitud del proceso de CAD – CAM; el objetivo de su estudio fue determinar la adaptación marginal de las restauraciones hechas con zirconia, concluyendo que Lava™ muestra una aceptable

adaptación, con un valor menor de 50 μm , en nuestro estudio también encontramos valores menores a este.

Guess 2013 en su estudio las restauraciones realizadas por CAD / CAM exhibieron valores significativamente mayores de ajuste internos que los grupos de prensa, pero en su estudio también podría atribuirse a las diferencias en la prensa de calor en comparación con las técnicas de fabricación CAD / CAM.

Roger (2013) en su estudio *in vitro* tuvo como objetivo comparar el ajuste marginal de coronas IPS e.max fabricadas por métodos de impresión convencionales y digitales. Un modelo estandarizado *in vitro* fue elegido con el fin de evaluar mejor precisión en condiciones ideales. Para este estudio, la visualización directa se utilizó para medir la brecha marginal, tal como se define por Holmes et al. 120 μm y se consideró la máxima anchura del espacio marginal clínicamente aceptable. Dentro de las limitaciones de este experimento, se encontró que los grupos digitales (Lava y iTero) no tuvieron una diferencia estadísticamente significativa en el tamaño del espacio marginal en comparación con el grupo convencional, lo cual coincide con nuestro estudio comparando las dos técnicas sin presentar diferencias significativas.

En nuestro estudio medimos cada cara de las cofias es decir cuatro mediciones pero estudios adicionales deben llevarse a cabo con el aumento de tamaño de la muestra y el número de puntos de medición como sugieren diferentes autores, ya que los resultados muestran grandes variaciones dentro de un único sistema de corona.

Yucel et al. (2013) indica que la evaluación de la discrepancia marginal de coronas depende de varios factores: la medición de coronas cementadas o no cementadas, el tipo de pilar utilizado para las mediciones, el tipo de microscopio, el factor de ampliación utilizado para el lugar de medición, y la cantidad de mediciones en un solo espécimen. Hay variaciones en cuanto a lo que es aceptable clínicamente. McLean y von Fraunhofer propuso que una restauración tendrá éxito con valores menores a 120 μ m se puede lograr.

Muchos autores analizan coronas cementadas. La brecha marginal general aumenta después de la cementación, que es clínicamente relevante. Múltiples puntos de referencia, con pequeñas distancias entre cada una, resultando en bastantes mediciones para una sola muestra. Otros autores seleccionan al azar puntos a lo largo del margen de la corona sin ubicaciones específicas y calculan la media de todas las mediciones para el ajuste marginal de la corona, lo cual coincide con nuestro estudio.

9 CONCLUSIONES

- Se obtiene el mismo resultado de adaptación marginal elaborando cofias de zirconio para corona completa utilizando la técnica CAD/CAM o un sistema pantográfico.
- Las diferencias de adaptación marginal de las superficies vestibulares, palatinas y distales de las cofias de zirconio realizadas con las dos técnicas CAD/CAM y pantográfico en este estudio, no son significativas.
- Las dos técnicas utilizadas para este estudio son viables para su uso clínico. Con adaptaciones marginales ubicadas dentro del rango de aceptación.

10 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Alvarenga, A. (2014) *Comprender, Planificar, Ejecutar el universe de las restauraciones cerámicas estéticas*. Caracas, Venezuela: Amolca.

Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M. & Bergman, B. (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion whit a CAD/CAM system. *Journal Prostheht Dent*; 76

Beuer, F., Schweiger, J. & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: a overview of recent developments for CAD-CAM generated restorations. *Br Dent J* ;204(9).

Bolaños, S., Guana, D., Manrique, A. & Mejía, M. (2012, Mayo 14) Comparación de la adaptación marginal de cofias níquel cromo utilizando dos técnicas de revestimiento: fraguado con y sin aplicación de presión constante, en anillos de libre expansión. *Revista Odontos*. ISSN 0123 78 10 (38), p. 7-17.

Cacciacane, O. (2008) *Rehabilitación Implanto asistida bases y fundamentos*. Madrid, España: Editorial Médica Ripano.

Caparroso, C. & Duque, J. (2011). Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: Una revisión. *Rev. Fac Odontol Univ Antioq* 22(1): 88-108.

Caparroso, C.B., Marín, D.V. & Echavarría, A. (2011). Adaptación marginal y ajuste interno en estructuras de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera® y Cerec in-Lab®. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 22(2): 186-197

Castro, C., Concha, L., Manosalva, Portilla, M. & Torres. (2012). Comparación de la adaptación marginal de cofias en disilicato de litio utilizando dos técnicas: prensado (E- MAX PRESS) y asistido por computador (E- MAX CAD). *Revista Odontos* ISSN 0123 7810 Número 38.

Coli, P. & Karlsson, S. (2004). Precision of CAD/CAM Technique for the production of zirconium dioxide copings. *J. Prosthodont*; 17: 577-580

Galindo, E. (2012). *Estadística: Métodos y aplicaciones*. Quito: Prociencia

Gonzalo, E., Suarez, M.J., Serrano, B. & Lozano, J.F. (2009). Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 22(4):374-7.

Guess, P., Vagkopoulou, T., Yu Zhang, Wolkewitz, M. & Strub, J. (2013). Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo mechanical fatigue. *Journal of Dentistry* 21(55).

Guzmán, H. (2013). *Biomateriales Odontológicos de uso clínico*. Bogotá, Colombia: Quinta edición.

Henostroza, G. (2006). *Estética en odontología restauradora*. Madrid, España:

Holmes, J., Bayne, C., Holland, G.A. & Sulik, W.D. (1989) Considerations in measurement of margin fit. *J. Prosthetic Dent* 62.

Heather, J., Conrad, Wook-Jin Seong, & Igor, J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 98:389-404.

Juárez, A., Barceló, F. & Ríos, E. (2011). Comparación de la adaptación marginal y microfiltración entre dos sistemas de zirconia, con un mismo medio cementante. *Revista Odontológica Mexicana*. 15, Núm. 2 pp 103-108.

Kelly, J.R. & Benetti, P. (2011) Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal* 56:(1 Suppl): 84–96

Komine, F., Blatz, M. & Matsumura, H. (2010). Current status of zirconia-based fixed restorations. *Journal of Oral Science*, Vol. 52, No. 4, 531-539.

Kokubo, Y., Tsumita, M., Kano, T., Sakurai, S. & Fukushima, S. (2011). Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontic Research* 55 40–43.

Kusum, D. & Harsimran, K. (2010) A Review of zirconia ceramics. *BFUDJ*, Volume 1, Number 1.

Liu Perng-Ru y cols. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems.

Compendium 2005; 26: 507-16.

Mallat, E. (2007). *Prótesis fija y estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario*. Madrid, España : Elseiver.

Martínez, A., Fernandez, S., & Giner L. (2004). Cerámicas para prótesis parcial fija en el sector posterior. Revisión bibliográfica. *Dentum 4* (4):114-117.

Martínez, J., & Rodríguez, D. (2012). Comparación de la desadaptación marginal de cofias de zirconio (y-tzp) realizadas con dos sistemas diferentes: cad/cam (cerec®) y pantográfico (zirkozahn®), mediante estereomicroscopio. *Revista Odontos* ISSN 0123 7810.

Martínez, R., Pradíes, R., Suárez, M., & Rivera. (2007). Cerámicas dentales: clasificación criterios de selección. *RCOE 12*(4):253- 263.

Mezzomo, E. (2010). *Rehabilitación Oral Contemporánea*. Venezuela: Amolca.

Miegimolle, B. (2013). *Evaluación in vitro del sellado marginal de coronas de óxido de circonio sobre pilares de óxido de zirconio*. Universidad Complutense de Madrid, Madrid.

Miyashita, E. & Salazar, A. (2005). *Odontología estética*. Sao Paulo, Brasil: Artes Médicas.

Montagna, F. & Barbesi, M. (2013). *Cerámicas, Zirconio y CAD/CAM*. Caracas, Venezuela: Amolca.

Ortega, R. (2013). *Análisis del ajuste marginal y el ajuste interno en sistemas CAD-CAM de óxido de Circonio*. Universidad Complutense de Madrid, Madrid.

Piconi, C., Rimondini, L. & Cerroni, L. (2011). *Zirconio en odontología*. Venezuela: Amolca.

Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J. Prosthet Dent* 92:557-62.

Roger. (2013) *Comparison of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with cad-cam technology using conventional impressions and two intra-oral digital scanners*. University of Louisville, Kentucky.

Rosentiel, S. (2009) *Prótesis Fija Contemporánea*. Barcelona, España: Elseiver.

Sailer, I., Filser, F., Gaucker, L. & Franz, C. (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3 year follow up. *Quintessence International*. Vol. 37.

Serkan, Saridag, Onjen, Tak, Gamze & Alniacik. (2013). Basic properties and types of zirconia: An overview. *World J Stomatol* 20; 2(3): 40-47 ISSN 2218-6263

Seyedan, K., Fayaz, A., Faraghat, A., Habibzadeh, S. & Sazgara, H. (2012). Effect of Zirconia Substructure Design on the In-Vitro Fracture Load of Molar Zirconia Core Crowns. *J Dent Sch*; 30(2):86-94.

Shannon, A. (2007). In-Vitro Vertical Marginal Gap Comparison of CAD/CAM Zirconium Copings. *ADA*.

Song, T., Kwon, T., Yang, J., Han, J., Lee, J., Kim, S. & Yeo, I. (2013) Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 5:219-25.

Suárez, M.J., Salido, M.P., López, J.F. & Martínez, J.M. (1994). Factores implicados en el sellado marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Av Odontostomatol* 10:53-9.

Stamatis, D. H. (2002), *Six Sigma and beyond: Design of Experiments*, ST. Lucie Press: Boca Raton

Umeri, A. (2010) *Study of Zirconia 's ageing for applications in dentistry*.
Universita Degli Studi Di Trieste, Italia.

Wang Hang, Moustafa, N., Abousheliba, A. J.& Feilzera. (2008) Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Academy of Dental Materials*. 24 633–638.

Witkowski, S., Komine, F. & Gerds, T. (2006) Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* ; 96

Yucel, M., Aykent, F. & Avunduk, M. (2013) In vitro evaluation of the marginal fit of different all-ceramic crowns. *Journal of Dental Sciences* 8, 225e230

Yüksel, E. & Zaimoğlu, A. (2011) Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res*. 25(3):261-6

ANEXOS

Anexo #1

Prueba de Análisis de la Varianza (ANOVA) para la igualdad de la media entre varias muestras.

Cuando se dispone de varios grupos en que se ha dividido la población general, es útil, en primer lugar, determinar si estos grupos tienen características similares o, por el contrario, son totalmente diferentes.

El Análisis de la Varianza es una metodología estadística que permite comparar la media de una variable, a lo largo de varios grupos. El procedimiento se resume en una tabla (Tabla ANOVA), en la cual la última columna se encuentra el nivel de significación.

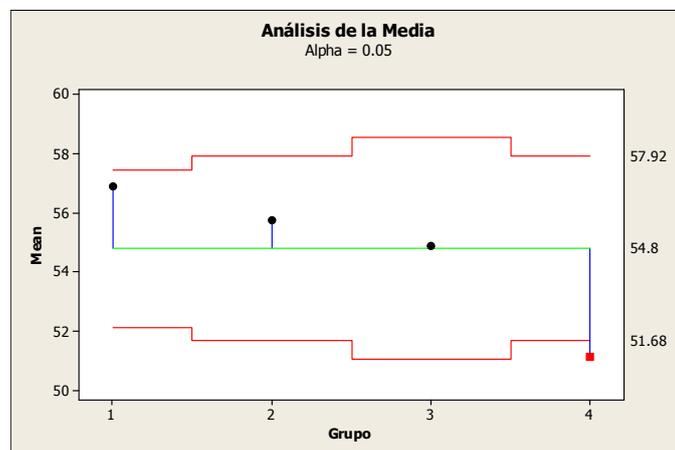
Matemáticamente, una prueba ANOVA tiene los siguientes elementos:

1. Hipótesis Nula. Todos grupos tienen la misma media.
2. Hipótesis Alternativa. Al menos uno de los grupos tiene diferente media del resto.
3. Estadístico de Prueba F. Es un valor, que se obtiene a partir de los datos, que permitirá determinar si se acepta la hipótesis nula o alternativa.
4. Decisión. De acuerdo al valor del estadístico de prueba, mediante un programa estadístico se obtiene un valor (denominado *Sig.*) que se compara con la cifra $0.05=5\%$, de la siguiente manera:
 - Si $\underline{Sig.} \geq 0.05$, se acepta la hipótesis nula.
 - Si $\underline{Sig.} < 0.05$, se acepta la hipótesis alternativa.

Prueba de Análisis de Medias (ANOM) para la igualdad de la media entre varias muestras.

El Análisis de Medias es otra técnica, alternativa al ANOVA, para realizar la determinación del comportamiento de grupos, ya que con ella no solo se verifica si los grupos son diferentes, sino es posible hallar cuáles de ellas difieren del resto.

El resultado de este análisis es un gráfico como el que se halla a continuación. Aquellos valores que se sitúen dentro de la banda que se encuentra en torno al punto central se consideran iguales, de manera que sus correspondientes grupos tienen la misma media; por el contrario, los valores de la media que se localicen fuera de la banda, nos informan que son diferentes del resto (Ver Gráfico).



IMÁGENES DE ESTEREOMICROSCOPIO

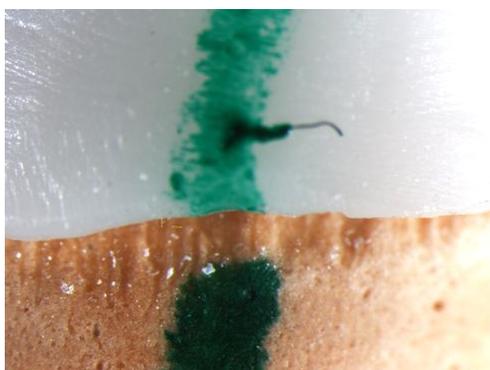
GRUPO 1 (CAD/CAM)

COFIA 1

Cara Vestibular rojo



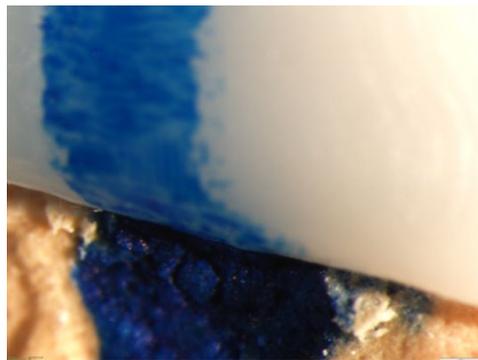
Cara Palatino verde



Cara Distal naranja

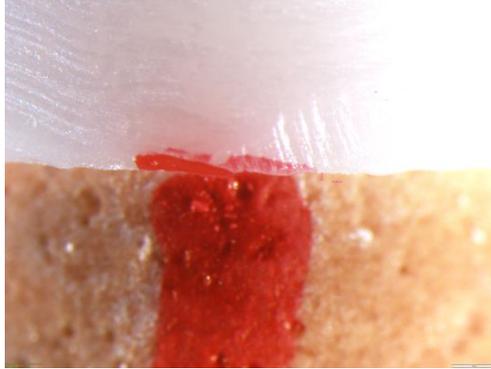


Cara Mesial azul



COFIA 2

Cara Vestibular



Cara Palatino



Cara Distal



Cara Mesial

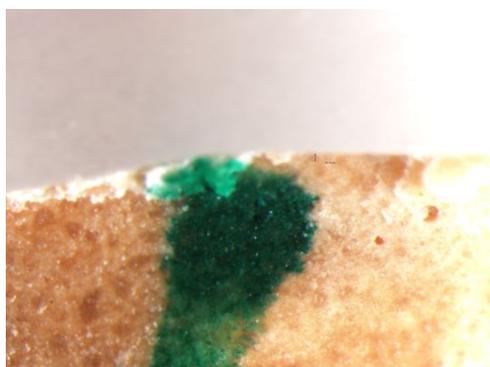


COFIA 3

Vestibular



Palatino



Distal



Mesial



COFIA 4

Vestibular



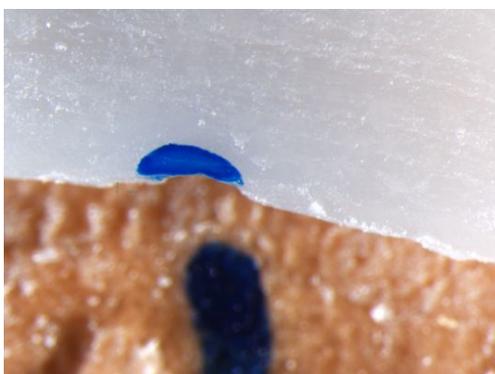
Palatino



Distal

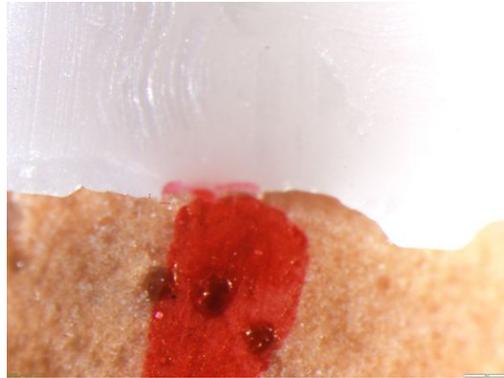


Mesial



COFIA 5

Vestibular



Palatino



Distal

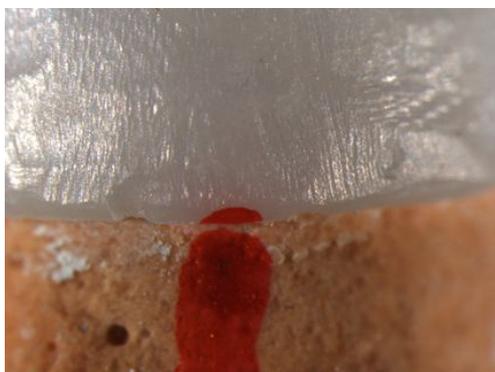


Mesial

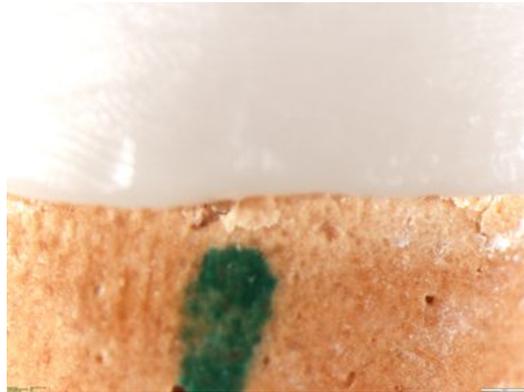


COFIA 6

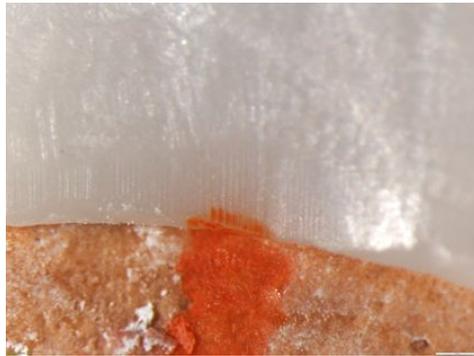
Vestibular



Palatino



Distal

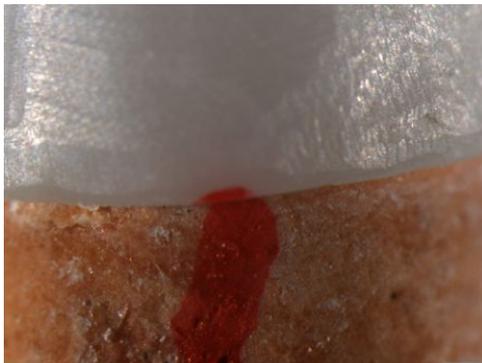


Mesial



COFIA 7

Vestibular



Palatino



Distal



Mesial



COFIA 8

Vestibular



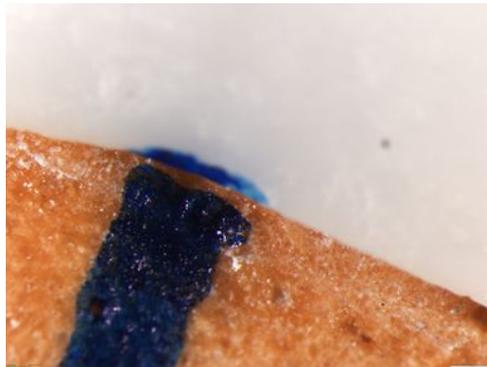
Palatino



Distal



Mesial



COFIA 9

Vestibular



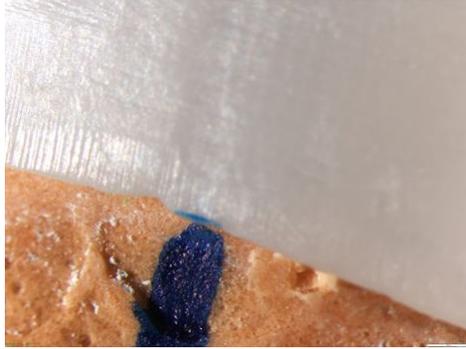
Palatino



Distal



Mesial



COFIA 10

Vestibular



Palatino



Distal



Mesial



COFIA 11

Vestibular



Palatino



Distal



Mesial



COFIA 12

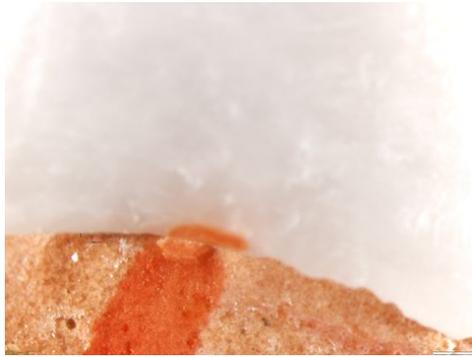
Vestibular



Palatino



Distal



Mesial



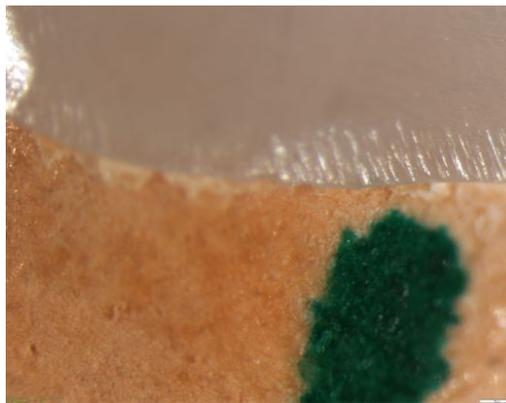
GRUPO 2 (Pantógrafo)

COFIA 1

Vestibular



Palatino



Distal

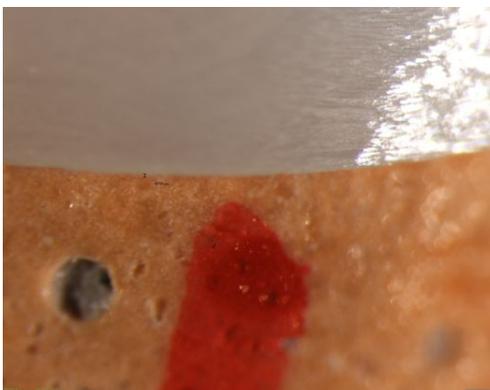


Mesial

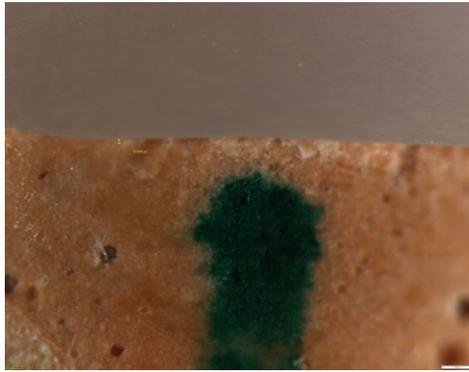


COFIA 2

Vestibular



Palatino



Distal



Mesial



COFIA 3

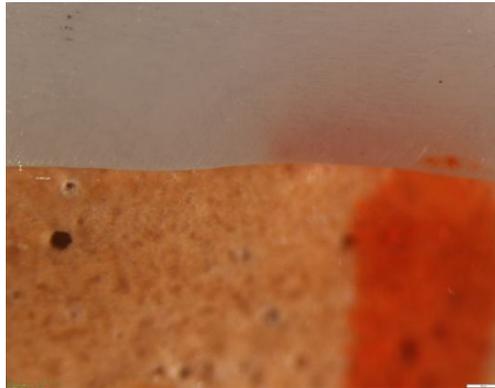
Vestibular



Palatino



Distal

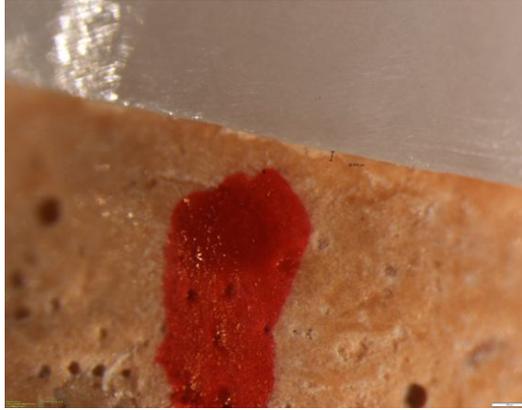


Mesial



COFIA 4

Vestibular



Palatino



Distal

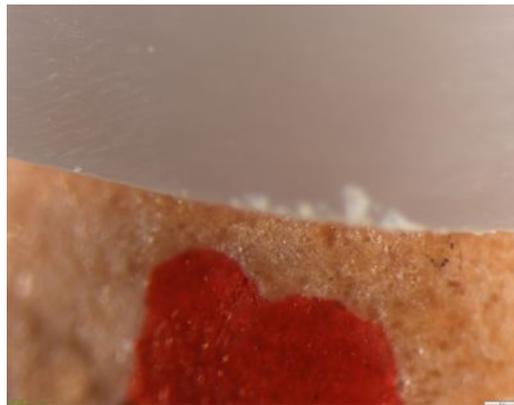


Mesial

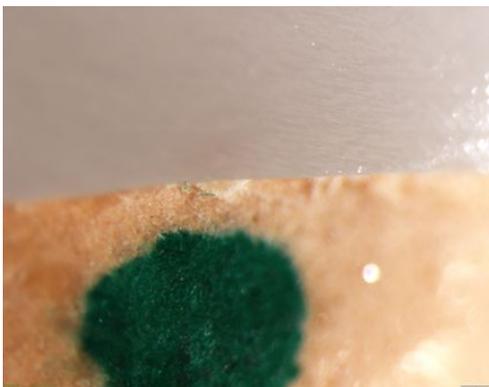


COFIA 5

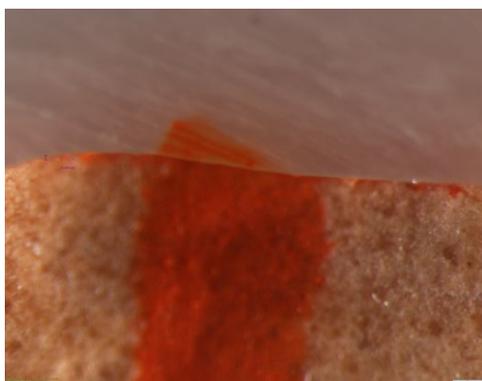
Vestibular



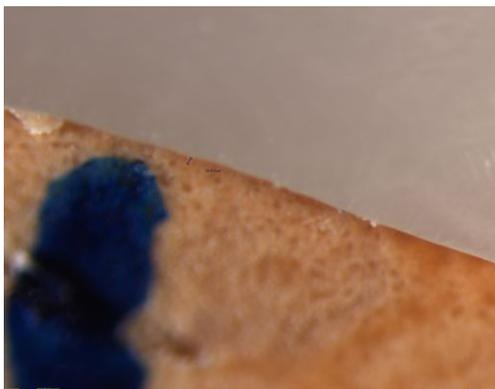
Palatino



Distal

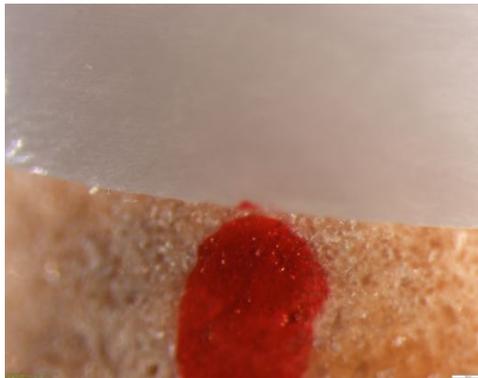


Mesial



COFIA 6

Vestibular



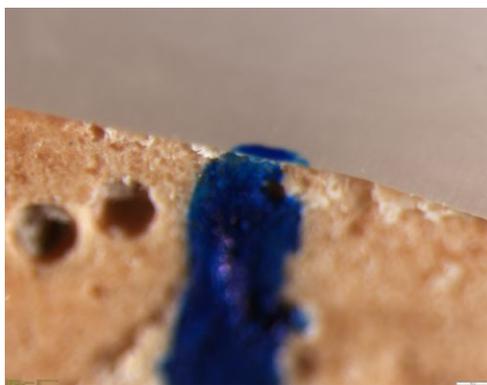
Palatino



Distal



Mesial



COFIA 7

Vestibular



Palatino



Distal



Mesial



COFIA 8

Vestibular



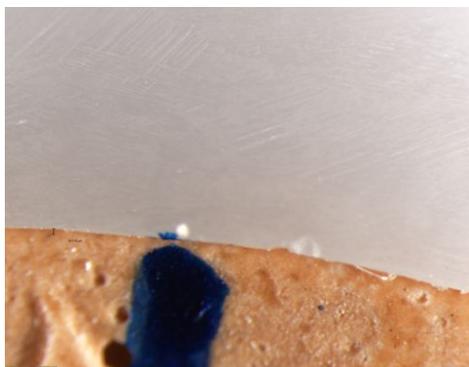
Palatino



Distal



Mesial

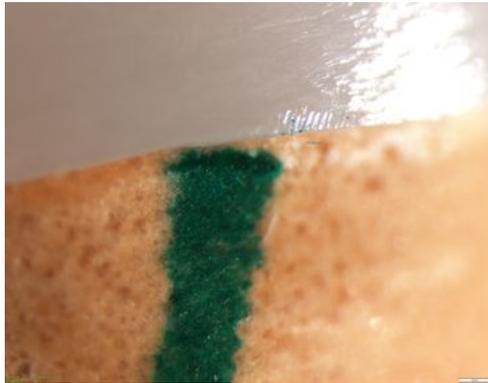


COFIA 9

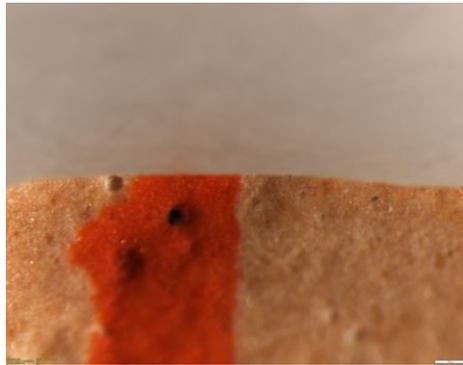
Vestibular



Palatino



Distal

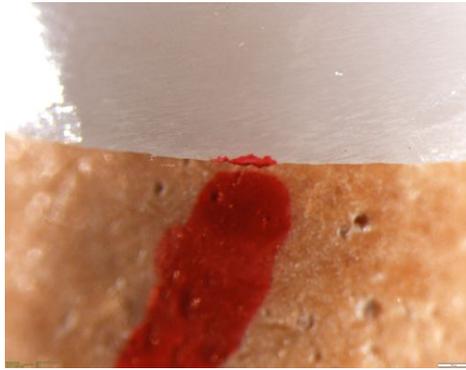


Mesial

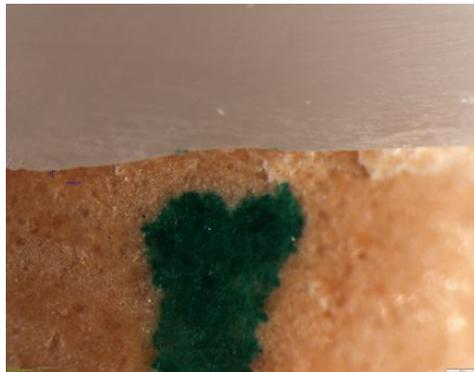


COFIA 10

Vestibular



Palatino



Distal



Mesial



COFIA 11

Vestibular



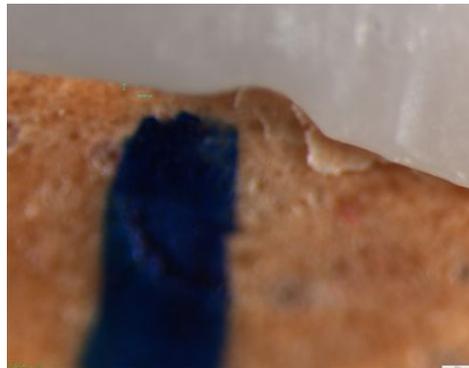
Palatino



Distal

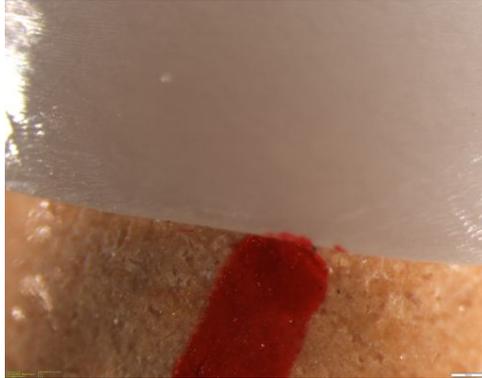


Mesial



COFIA 12

Vestibular



Palatino



Distal



Mesial

