



Universidad  
Nacional  
de Córdoba



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ESCUELA DE POSGRADO**

**“DESAJUSTE MARGINAL: ANÁLISIS IN-VITRO DE LA  
DISCREPANCIA MARGINAL ABSOLUTA DE  
RESTAURACIONES CORONARIAS METAL-CERÁMICAS Y  
CERÁMICAS PURAS”**

TESISTA:

OD. GUSTAVO ALFREDO MASQUIJO BISIO

DIRECTOR:

PROF. DR. JUAN CARLOS ALBERO

CÓRDOBA, 2017



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-  
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Escuela de Posgrado

Tesis para optar al título de Doctor en Odontología

**Desajuste marginal: Análisis in-vitro de la discrepancia  
marginal absoluta de restauraciones coronarias metal-  
cerámicas y cerámicas puras**

Doctorando:

Od. Gustavo Alfredo Masquijo Bisio

Director:

Prof. Dr. Juan Carlos Albera.

Co-Director:

Prof. Dr. Fabián Libero Femopase

**2017**

## **COMISIÓN DE SEGUIMIENTO**

**Prof. Dra. Mirta Spadiliero de Lutri**

*Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.*

**Prof. Dr. Luis María Fabietti**

*Facultad de Matemáticas, Astronomía y Física. Universidad Nacional de Córdoba.*

**Prof. Dr. Pablo Alfredo Naldini**

*Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.*

## **JURADO**

**Prof. Dra. Mirta Spadiliero de Lutri**

*Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba.*

**Prof. Dr. Marcos Iván Oliva**

*Facultad de Matemáticas, Astronomía y Física. Universidad Nacional de Córdoba.*

**Prof. Dr. Ricardo Luis Macchi**

*Facultad de Odontología. Universidad de Buenos Aires.*

## DEDICATORIA

*A mis hijas María Emilia y María Victoria*

*A mi esposa María Belén*

*A mi mamá y papá, Marta y Gustavo*

*A mis hermanas, Ariana y Patricia*

*A mis suegros, Virginia y Guillermo*

*A mis amigos*

*A la memoria de mis abuelos, Luisa, Ofelia, Alfredo y Oscar*

*A la memoria de la tía "White"*

## AGRADECIMIENTOS

A la comisión de seguimiento de tesis, Prof. Dra. Mirta Spadiliero de Lutri, Prof. Dr. Luis María Fabietti y Prof. Dr. Pablo Naldini, por acompañarme y aconsejarme en este proceso.

Al jurado de tesis, Prof. Dra. Mirta Spadiliero de Lutri, Prof. Dr. Marcos Iván Oliva y Prof. Dr. Ricardo Luis Macchi, por sus valiosas sugerencias y correcciones que enriquecieron este trabajo.

A mi director, Prof. Dr. Juan Carlos Albera. Profe agradecerle únicamente por esta tesis sería muy egoísta de mi parte, voy a hacerlo por 17 años junto a usted. Gracias por ser mi maestro, por sus consejos, por permitirme estar a su lado, por empujarme a superarme y crecer, por su generosidad, gracias por tantas charlas de oclusión y laboratorio, y sobre todo gracias por su humildad, que siendo tan grande académica y profesionalmente, agiganta aún más su persona y su buen nombre.

A mi co-director, Prof. Dr. Fabián Femopase, gracias por aceptar ser parte de este proyecto, por tu apoyo y sinceridad.

Al ingeniero Carlos Guevara, responsable del taller de máquinas y herramientas del IMA (instituto de mecánica aplicada) de la Facultad de Ingeniería de la UNSJ; por atender las inquietudes de mis ideas iniciales, por enseñarme a utilizar y medir en un proyector óptico de perfiles y por estar siempre dispuesto en la primera etapa de este trabajo. A sus alumnos Rosana Isoglio, Daniel Barassi y Jonatan Díaz (hoy seguramente ingenieros), quienes realizaron bajo su dirección el primer diseño del aparato-soporte.

A Rubén Santi, metalúrgico y algo más, por tu persona, por tu tiempo para escucharme y atenderme siempre, por tu dedicación, conocimiento y compromiso, cualidades que permitieron resolver “eso que faltaba” para finalmente modificar y materializar el aparato-soporte, cumpliendo con las funciones que imaginé.

A Marcelo Cagnone y Ricardo Schäfer, técnicos de laboratorio dental, quienes confeccionaron las estructuras primarias de alúmina infiltrada y zirconia respectivamente. Dos grandes personas, gracias por vuestro compromiso y predisposición que, siendo profesionales de renombre, nunca dudaron en colaborar desinteresada y amablemente, disponiendo de su tiempo, equipamiento y materiales.

A Mariano Boichenko de la empresa Olympic Dental, por facilitar el taco de zirconia para procesar las estructuras primarias correspondientes.

A la Prof. Mg. Claudia de los Ríos, docente de alma, por tu buen ánimo y predisposición, por atenderme siempre que te solicité, por ayudarme con la estadística. Por tu enorme humildad, sinceridad y profesionalismo.

A la empresa La Campagnola, por su amabilidad de permitirme utilizar sin interés ni costo alguno, el proyector óptico de perfiles de su planta, que al ser digital aceleró el procedimiento de medición de las muestras. Especialmente agradezco a la Ing. Celina Cortinez, quien fue minexo con la empresa y responsable de lograr que me autorizaran para asistir y utilizar el proyector. Gracias a todo su equipo, Sr. Carlos Castro, Sr. Lionel Fierro y Sr. Gabriel Recabarren, por atender mis llamadas, acompañarme e inclusive alentarme. Gracias a Walter, Alfredo y Rafael por hacerme sentir uno más dentro del taller.

A Ricardo Luis Macchi, no al profesor emérito, no al investigador, no al autor de libros y artículos, etc.; si a la persona y al docente. Una semana y media de contacto electrónico y telefónico me bastó para confirmar todos los buenos comentarios que había escuchado sobre su persona y para reconocer a un gran profesor. Gracias.

Esta tesis, al igual que lo realizado hasta la fecha en lo académico y profesional (bueno o malo, mucho o poco), ha sido parte de una elección de vida. La forma en que he intentado llevar adelante esta etapa se puede resumir en la siguiente frase, *“Es mucho mejor atreverse a grandes cosas, a cosechar triunfos gloriosos aún con la posibilidad del fracaso, que aliarse con esos pobres espíritus que ni mucho ganan ni mucho sufren porque habitan en la penumbra donde ni la victoria ni la derrota se conocen”* (Theodore Roosevelt).

Este doctorado no podría haberlo terminado sin el apoyo de quienes más me conocen, esta parte de los agradecimientos es para ellos.

A mis viejos, gracias mamá y papá por todo, por el amor de padres, por estar siempre presentes, por el ejemplo, por los valores y la educación. Patricia, Ariana y yo somos esencialmente un brote de ustedes.

A mis hermanas, Pato y Ari, excelentes personas y amigas, tremendas tías, profesionales con una capacidad inconmensurable, hermanas en lo sanguíneo y en lo afectivo. Gracias por bancarme y estar presentes en cada etapa de mi vida. Gracias por ser incondicionales con mis hijas y Belu.

A mis suegros, Virginia y Guillermo, gracias por el enorme cariño, por hacerme sentir como uno más, por el apoyo constante y, especialmente, por el ejemplo de que siempre se puede, aún ante la peor circunstancia.

A mis cuñados, Guillermo, Mariano y Santiago, gracias por el apoyo, por hacerme parte de ustedes, a sus esposas Vero, Anita y Pauli y a toda la prole.

A mis amigos, que de una u otra forma me alentaron y ayudaron en esta etapa de mi vida, especial y particularmente a mi grupo, *“los vagos”*, gracias por darle sentido a la palabra amistad.

A mis hijas, Vicky y Emi (...y quien sabe...), gracias por ceder tiempo que era de ustedes, gracias por cambiarnos la vida, por hacernos conocer un amor desmedido, por su ternura, por tantas sonrisas y abrazos. Gracias por hacernos la mamá y el papá más felices del mundo.

A mi esposa, María Belén, gracias por tu amor y apoyo incondicional, finalmente podemos cerrar juntos esta etapa que comenzó cuesta arriba y su desarrollo no fue tan distinto. Gracias por no dejarme tirar todo cuando pensé que era demasiado y la salida eran las *“verduras”*. Gracias por tu alegría y paciencia permanentes, por hacerme una mejor persona, gracias por preocuparte por todos y estar para todos, y sobre todo gracias por ser la mamá que sos y gracias por amarme.

A Dios, por nuestras hijas, por mi esposa, por toda mi familia, por mis amigos y por todo lo muy bueno, bueno y no tan bueno de esta vida.

## ÍNDICE

RESUMEN .....	7
ABSTRACT .....	8
INTRODUCCIÓN .....	9
OBJETIVOS .....	35
MATERIALES Y MÉTODOS .....	36
RESULTADOS .....	76
DISCUSIÓN .....	87
CONCLUSIONES .....	102
BIBLIOGRAFÍA .....	103
ANEXOS .....	111

## RESUMEN

**Problema.** Métodos no invasivos son frecuentemente utilizados para estudiar in-vitro el desajuste marginal. La posición y el soporte de la muestra son críticas para asegurar observaciones y mediciones apropiadas, según el instrumento seleccionado y la distancia que se pretende mensurar en la interfaz marginal. No utilizar un método adecuado para evaluar el desajuste marginal, puede llevar a resultados y conclusiones incorrectas.

**Propósito.** Analizar y evaluar el desajuste marginal de restauraciones coronarias, metal-cerámicas y cerámicas puras, producidas por diferentes técnicas de fabricación, mensurando la discrepancia marginal absoluta (DMA), antes y después de la carga de cerámica de revestimiento.

**Materiales y Métodos.** Se confeccionaron 50 restauraciones coronarias sobre un modelo maestro de metal, duplicado de un incisivo central superior. Se dividieron en cinco grupos según la técnica de fabricación de la estructura primaria, (A) cerámica sobre metal (s/m), (B) cerámica sobre metal con margen cerámico, (C) cerámica infiltrada, (D) cerámica inyectada y (E) cerámica CAD/CAM. Las estructuras primarias se completaron con dos cargas de cerámica de revestimiento, con sus respectivas cocciones de sinterización, más una cocción de glaseado. La DMA se midió antes y después de la carga de cerámica de revestimiento. Se utilizó un aparato, para sostener y rotar en 8 posiciones las muestras, bajo una carga de 35 N. Los datos se procesaron estadísticamente utilizando ANOVA de dos factores con medidas repetidas y test de Tukey ( $\alpha = 0.05$ ). El análisis se completó con pruebas no paramétricas de Kruskal-Wallis y Wilcoxon ( $\alpha = 0.05$ ).

**Resultados.** El menor valor promedio de DMA de las restauraciones coronarias terminadas, fue obtenido por el grupo D (cerámica inyectada),  $38 \mu\text{m} \pm 6 \mu\text{m}$ , seguido por el grupo B (cerámica s/m con margen cerámico)  $49 \mu\text{m} \pm 7 \mu\text{m}$ , grupo A (cerámica sobre metal)  $51 \mu\text{m} \pm 10 \mu\text{m}$ , grupo C (cerámica infiltrada)  $77 \mu\text{m} \pm 14 \mu\text{m}$  y grupo E (cerámica CAD/CAM)  $94 \mu\text{m} \pm 5 \mu\text{m}$ . La carga de cerámica de revestimiento no afectó significativamente la DMA del grupo A y B ( $p > 0.05$ ); si afectó significativamente la DMA del grupo C, D y E ( $p < 0.05$ ). Se logró establecer 6 tipos de desajuste marginal basados en su composición y relación con la DMA.

**Conclusiones.** Los 5 sistemas de fabricación de restauraciones coronarias evaluados en este estudio mostraron, antes y después de la carga de cerámica, una DMA igual o menor a  $120 \mu\text{m}$ , valor clínicamente aceptado como referencia. La interfaz marginal de las restauraciones construidas con la técnica convencional de la cera perdida presenta una mayor variabilidad del tipo de desajuste, que las técnicas de infiltración y CAD/CAM.

## ABSTRACT

**Problem.** Noninvasive methods are frequently used to study in-vitro marginal misfit. The position and support of the sample are critical to ensure appropriate observations and measurements, according to the instrument selected and the distance to be measured at the marginal interface. Not using the appropriate method to evaluate the marginal misfit, can lead to incorrect results and conclusions.

**Objective.** Analyze and evaluate the marginal misfit of metal-ceramic and all-ceramic crowns, produced by different manufacturing techniques, by measuring the absolute marginal discrepancy (DMA), before and after application of veneering porcelain.

**Materials and Methods.** 50 crowns restorations were made on a master metal model, duplicated from a central upper incisor. They were divided in 5 groups according the fabrication technique of the coping: (A) metal-ceramic, (B) metal-ceramic with ceramic margin, (C) infiltrated ceramic, (D) injected ceramic and (E) CAD / CAM ceramic. The copings were completed with two layers of veneering porcelain, with their respective sintering firing, plus a glaze firing. DMA was measured before and after application of veneering porcelain. A device was used to hold and rotate the samples in 8 positions under a load of 35N. The data were processed statistically using two-way ANOVA with repeated measures and Turkey's test ( $\alpha = 0.05$ ). The analysis was completed with non-parametric Kruskal-Wallis and Wilcoxon tests ( $\alpha = 0.05$ ).

**Results.** The lowest mean DMA value of finished crowns restorations was obtained by group D (injected ceramics),  $38 \mu\text{m} \pm 6 \mu\text{m}$ , followed by group B (metal-ceramic with ceramic margin)  $49 \mu\text{m} \pm 7 \mu\text{m}$ , group A (metal-ceramic)  $51 \mu\text{m} \pm 10 \mu\text{m}$ , group C (infiltrated ceramic)  $77 \mu\text{m} \pm 14 \mu\text{m}$  and group E (CAD / CAM ceramic)  $94 \mu\text{m} \pm 5 \mu\text{m}$ . Application of veneering porcelain did not significantly affected the DMA group A and B ( $p > 0.05$ ); however it significantly affected the DMA of group C, D and E ( $p < 0.05$ ). It was possible to establish 6 types of marginal misfit based on the composition and its relation with the DMA.

**Conclusions.** The 5 manufacturing systems of crowns restorations evaluated in this study showed, before and after layering porcelain, a DMA equal to or less than  $120 \mu\text{m}$ , a value clinically accepted as reference. The marginal interface of the fabricated restorations with the conventional technique of the lost wax, presents a greater variability of the misfit type, than the techniques of infiltration and CAD / CAM.

## INTRODUCCIÓN

### Generalidades

A través de la historia, lograr restauraciones estéticas y funcionalmente ideales ha sido un objetivo común de odontólogos, técnicos de laboratorio dental y empresas fabricantes.<sup>1</sup> La odontología restauradora contemporánea persigue el mismo fin.<sup>2</sup>

El éxito y calidad clínica de una restauración dental fija<sup>3</sup> es determinado por tres factores principales, valoración estética, resistencia a la fractura y adaptación marginal.<sup>1,4</sup> Un aspecto que tiene efecto en el asentamiento de la corona y consecuentemente en la adaptación marginal, es el ajuste interno.<sup>3,4</sup>

La longevidad o promedio de sobrevida, es un criterio importante para determinar si el comportamiento clínico de una restauración coronaria fue exitoso.<sup>5</sup> La adaptación marginal permanece como el principal factor que determina la longevidad de una restauración coronaria de cerámica sobre metal o cerámica pura.<sup>2,5</sup>

Uno de los objetivos principales durante el proceso de fabricación de una restauración coronaria, es lograr una adaptación lo más cercana o próxima al elemento dentario preparado.<sup>4</sup>

La falta de una adecuada adaptación marginal genera un espacio entre el diente y la restauración que puede tener consecuencias como:

- Disolución del cemento,<sup>6-10</sup> particularmente cuando se usa cemento de fosfato de zinc.<sup>1</sup>
- Retención y acumulación de placa incrementada,<sup>1,2,5,6</sup> debido a la formación de un nicho entre diente y restauración que favorece esta situación.<sup>11</sup>
- Microfiltración,<sup>2,8-10,12</sup> que puede causar inflamación y lesión pulpar.<sup>1,5</sup>
- Incremento del riesgo de lesión de caries<sup>1,2</sup> y desarrollo de caries secundaria.<sup>5,7-10,12,13</sup>
- Enfermedad periodontal,<sup>2,5,6</sup> por cambios en la composición de la microflora subgingival que indican el comienzo de dicha enfermedad,<sup>8,9</sup> especialmente con márgenes subgingivales.<sup>1</sup>
- Reabsorción ósea.<sup>5</sup>
- Debilitamiento del material cerámico.<sup>5</sup>

Hasta fines de la década de 1980, los autores que investigaban y evaluaban el ajuste marginal, no siempre median las mismas distancias<sup>1</sup> ya que este no había sido estrictamente definido.<sup>14</sup>

La literatura ha sido imprecisa respecto a este tema.<sup>11</sup> Frecuentemente el mismo término es ocupado para referirse a diferentes mediciones o diferentes términos son usados para referirse a la misma medición.<sup>14</sup>

Diversos estudios se han referido al desajuste marginal de las restauraciones coronarias como: adaptación marginal,<sup>15,16</sup> ajuste marginal,<sup>8,13,17,18</sup> precisión marginal,<sup>19,20</sup> discrepancia marginal vertical<sup>21</sup> o precisión del ajuste.<sup>22,23</sup>

Esto resultaba en una constante fuente de confusión, debido a que en cada estudio se evaluaba el ajuste marginal según sus propias definiciones, para luego llegar a conclusiones basadas en esas definiciones.<sup>14</sup> Aún en la actualidad, en menor medida, sigue sucediendo.

Según Holmes et al.,<sup>14</sup> el ajuste marginal de las restauraciones coronarias fijas puede ser mejor definido en términos de desajuste, medido en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente. Las mediciones del desajuste entre restauración y diente, tienen diferentes localizaciones, están relacionadas geoméricamente unas con otras y pueden ser realizadas a lo largo de la superficie interna, en el margen o en la superficie externa de la restauración.

Según la localización de estas mediciones, se pueden definir y clarificar los términos de lo que se está midiendo. Holmes et al., definen los siguientes sitios para la medición del desajuste marginal:

- Brecha interna.
- Brecha marginal.
- Discrepancia marginal vertical.
- Discrepancia marginal horizontal.
- Márgenes sobreextendidos.
- Márgenes subextendidos.
- Discrepancia marginal absoluta.
- Discrepancia de asentamiento.

La discrepancia marginal absoluta (DMA), es la combinación angular de la brecha marginal (BM) con algún desajuste de extensión, (margen sobre o subextendido). Específicamente es la hipotenusa del triángulo recto formado por estas dos mediciones. Se mide desde el ángulo cavo periférico/superficial del colado-restauración, al ángulo cavo periférico de la preparación.<sup>14</sup>

Holmes et al.,<sup>14</sup> establecen que la DMA es quizás la mejor alternativa para evaluar el desajuste ya que siempre será la mayor medición de error en el margen y podría reflejar el desajuste total en ese punto, teniendo en cuenta que:

- a) Cuando no hay márgenes con sobre-extensión o subextensión, la DMA es igual a la brecha marginal.
- b) Cuando no hay brecha marginal, la DMA es igual a la sobreextensión o subextensión del margen.

Actualmente el ajuste marginal, medido como desajuste, es generalmente evaluado midiendo la brecha marginal o la discrepancia marginal absoluta.<sup>1</sup>

El valor de desajuste marginal, que se considera adecuado para asegurar una longevidad clínica aceptable, es variable en la literatura. En 1966, Christensen, determinó que valores entre 34  $\mu\text{m}$  y 119  $\mu\text{m}$  eran aceptables como discrepancia para inlays de oro.<sup>24</sup>

En 1971 McLean y von Fraunhofer, después de un estudio clínico de 5 años sobre 1000 restauraciones, establecieron que restauraciones coronarias construidas con una brecha marginal igual o menor a 120  $\mu\text{m}$  podrían ser clínicamente exitosas.<sup>25</sup>

Desde entonces esta medida se estableció en la literatura, como referencia para evaluar y medir el desajuste marginal de diferentes tipos de restauraciones coronarias. Diversos autores coinciden con este criterio.<sup>1,5,13,17,22</sup>

Actualmente, un rango entre 50  $\mu\text{m}$  y 200  $\mu\text{m}$  es mencionado como clínicamente viable por algunos autores, con valores intermedios de 75, 100, 160 y 180  $\mu\text{m}$ .<sup>4,5</sup>

El desajuste marginal de las restauraciones coronarias fijas está sujeto a diferentes variables que pueden modificar su valor. Contepois et al. y Tsirogiannis et al.,<sup>1,5</sup> en sus revisiones de 2013 y 2016 respectivamente, mencionan a los factores que influyen sobre el desajuste marginal:

- Diseño de la preparación y configuración final del margen. (Preparación dentaria)
- Impresiones.
- Método de fabricación.
- Carga de cerámica de revestimiento y su sinterización.
- Cementado.

## Factores que influyen sobre el desajuste marginal

### 1. Preparación dentaria

La geometría de la preparación del pilar dentario, está asociada al desajuste marginal de las restauraciones coronarias. Se ha estudiado qué tipo de configuración final del margen y que ángulo de preparación dentaria son necesarios para lograr el menor desajuste.

La configuración final del margen es una variable fundamental controlada por el clínico durante la preparación dentaria. Un diseño preciso del margen dentario permite un adecuado asentamiento y adaptación de una restauración coronaria completa.<sup>26</sup>

Para este tipo de restauraciones se han sugerido líneas finales de preparación horizontal.<sup>27</sup> Chamfers (en español Chaflán) profundos y hombros con ángulo interno redondeado, han sido propuestos como líneas de terminación marginal para coronas totalmente cerámicas y coronas de cerámica sobre metal.<sup>8,21,26,28-30</sup>

Se ha discutido el efecto que tienen estas dos configuraciones finales, sobre el desajuste marginal de ambos tipos de restauración.<sup>28</sup>

Diversos autores, no han encontrado diferencias significativas en el desajuste marginal de restauraciones coronarias con chamfers y hombros.<sup>21,26,31-34</sup> Otros investigadores han reportado diferencias.<sup>16,28,30</sup>

En la literatura también se proponen preparaciones verticales, (bisel, filo de cuchillo, chamfer suave), como configuración final del margen. Estos tipos de preparación son menos invasivas que los márgenes horizontales y permiten preservar mayor cantidad de tejido dentario, importante en dientes jóvenes y elementos comprometidos periodontalmente.<sup>27</sup>

La configuración final del margen exhibe algún grado de curvatura debido a la anatomía de la línea cervical. Clínicamente, los niveles del margen dentario por vestibular y lingual, están apical al margen de las caras proximales. Se ha analizado el posible efecto que tiene esta curvatura sobre el desajuste marginal de las restauraciones coronarias de cerámica pura y metal-cerámica.<sup>28</sup>

El ángulo de la preparación dentaria es aquel que se forma entre la superficie de la pared axial preparada y el eje dentario. La convergencia oclusal total (TOC), es el ángulo de convergencia entre 2 paredes axiales opuestas, cuyo valor es el doble del ángulo de la preparación.<sup>1</sup>

Diversos autores han investigado que TOC es el ideal para lograr el menor desajuste marginal de restauraciones coronarias. Angulaciones con un valor de 0°, 4°, 6°, 8°, 12° y 20°, han sido evaluadas.<sup>17,35-40</sup>

Preparaciones dentarias con un TOC entre 0° y 8° presentan un ajuste marginal inferior,<sup>17,36,37,40</sup> que no puede ser compensado ni mejorado aún por un técnico dental habilidoso, durante la fabricación de la restauración.<sup>17</sup>

Aumentar el ángulo de la preparación dentaria mejora el ajuste marginal.<sup>17</sup> En un estudio reciente,<sup>40</sup> donde se evaluaron convergencias oclusales totales de 0°, 6°, 12° y 20°, se logró el menor desajuste marginal con un TOC de 20°.

Algunos autores coinciden que un TOC ideal sería de 12°,<sup>17,35,37,40</sup> el cual no necesitaría de una adaptación adicional de un técnico dental,<sup>17</sup> ni comprometería las formas de retención y resistencia de la preparación dentaria.<sup>40</sup>

Ante la ausencia de certezas parece mejor mantener, para sistemas metal cerámicos o cerámicos puros, los valores de angulación recomendados por Shillingburg et al,<sup>41</sup> con un TOC entre los 10° y 22° o el rango levemente menor, recomendado por Goodacre et al entre 10° a 20°.<sup>42</sup>

## 2. Impresiones

Reproducir el terreno a partir de una impresión, es el primer paso en el proceso de fabricación de cualquier prótesis parcial fija.

Impresiones poco precisas, mal tomadas, pueden guiar a cometer errores en los pasos subsiguientes de la fabricación y la restauración coronaria resultante podría ser objeto de márgenes defectuosos.<sup>6</sup>

Para fabricar una corona o un puente de múltiples unidades es necesario obtener un modelo preciso, el cual puede ser obtenido con técnicas de impresión convencional o digital.<sup>3</sup>

El uso de materiales de impresión elastoméricos es aún predominante, ya sea con la técnica simple o de dos pasos, pero el uso de los escáneres digitales para la captura y digitalización del elemento dentario preparado se ha incrementado.<sup>5</sup>

Algunos estudios indican la superioridad del trabajo digital,<sup>5,6,43</sup> y otros indican que el método convencional provee un mejor ajuste marginal.<sup>5,44,45</sup>

### Método convencional

El método convencional requiere de una meticulosa seguridad al tomar la impresión para replicar la dentición, con un material estable en el medio bucal, para minimizar los errores en la fabricación de la restauración coronaria.<sup>6</sup>

Los materiales de impresión más usados para tomar impresiones definitivas en prótesis parcial fija son el poliéter (PE) y el polivinilsiloxano (PVS). Estos materiales exhiben una excelente estabilidad dimensional y precisión, han sido utilizados exitosamente en prótesis parcial fija durante décadas.<sup>3</sup>

Factores como variación en la temperatura de almacenamiento, tiempo transcurrido desde que se tomó la impresión y se realizó el vaciado, desinfección, y la capacidad del yeso de humectar la impresión, pueden generar distorsión del material y afectar la precisión.<sup>3,6</sup>

El transporte a un laboratorio dental expone la impresión a una variación significativa en la temperatura, la cual cuando varía desde 4 °C a 40 °C, genera cambios dimensionales entre 1 µm y 18 µm.<sup>6</sup>

Las impresiones convencionales han demostrado una capacidad muy alta en la copia de detalles, actualmente son rutinaria y exitosamente utilizadas.<sup>3</sup> Discrepancias marginales entre 1 µm y 161 µm han sido reportadas en coronas de cerámica construidas después de impresiones convencionales.<sup>5</sup>

### Método digital

El método digital requiere el uso de un escáner digital intraoral para la captura de la imagen del elemento dental preparado y del diente antagonista para crear un archivo 3D. Este archivo es posteriormente utilizado por un software para diseñar una restauración coronaria en un entorno virtual.<sup>6</sup>

El mercado dental ofrece varios sistemas digitales de impresión (escáneres intraorales), y cada uno funciona acorde a un principio diferente. Algunos ejemplos son:

- 1) Técnica de triangulación activa en combinación con un microscopio óptico. (CEREC)
- 2) Técnica de la imagen paralela confocal. (iTERO)
- 3) Técnica de muestreo de ondas frontales activas con proyección de luz estructurada. (LAVA COS).<sup>5</sup>

Las impresiones digitales en prótesis parcial fija tienen algunas ventajas comparadas con las técnicas convencionales, como:

- La transferencia de la información digital no requiere desinfección, ni envíos terrestres, lo cual minimiza el tiempo de transporte entre la clínica y el laboratorio.<sup>3,6</sup>
- Durante la fabricación se eliminan pasos de laboratorio, (vaciado, montaje en articulador, encerado, etc.); de esta forma los posibles errores producidos por los cambios dimensionales de estos materiales son eliminados.<sup>3,6</sup>
- El tiempo total de fabricación de una restauración coronaria se reduce significativamente comparado con métodos convencionales.<sup>46</sup>

- Reducción del *discomfort* del paciente durante la toma de la impresión,<sup>3</sup> aunque para algunos autores no hay diferencias, con las impresiones convencionales, respecto a este punto.<sup>47</sup>

Actualmente las impresiones ópticas y su incidencia sobre el ajuste marginal son extensamente estudiadas.<sup>43,48</sup> Discrepancias marginales entre 17  $\mu\text{m}$  y 118  $\mu\text{m}$  han sido reportadas en coronas de cerámica construidas después de impresiones digitales.<sup>5</sup>

Que método de impresión, convencional o digital, genera los resultados más precisos para lograr el mejor ajuste marginal de restauraciones coronarias es todavía controversial,<sup>5</sup> debido a que las restauraciones dentales fabricadas por cualquiera de los dos métodos presentan discrepancias marginales estadísticamente similares.<sup>3</sup>

### **3. Métodos de fabricación de restauraciones coronarias**

#### **Sistemas metal-cerámicos**

Desde su introducción a principio de la década de 1960,<sup>49</sup> la cerámica sobre metal fue y sigue siendo la técnica más empleada para fabricar restauraciones coronarias unitarias y prótesis parciales fijas a puente.<sup>50,51</sup> Es considerada una referencia en el tratamiento odontológico,<sup>52</sup> es el “gold standard” de las restauraciones protéticas fijas.<sup>49</sup> Con esta técnica se obtienen restauraciones estéticas, funcionalmente adecuadas debido a sus buenas propiedades mecánicas y que proveen un excelente servicio a largo plazo.<sup>49,53</sup>

Para fabricar la estructura primaria, tradicionalmente, se utiliza la técnica de la cera perdida y colada de una aleación metálica.<sup>52</sup> En 1906, Taggart, introdujo este procedimiento en la profesión,<sup>54</sup> es complejo, requiere gran destreza y ha sido bien documentado. Actualmente sigue siendo extensamente utilizado.<sup>53</sup>

Se utilizan diversos materiales, que presentan cambios dimensionales de importancia y magnitud variables, los cuales van a afectar en mayor o menor medida la exactitud final de la pieza colada.<sup>55</sup>

Es indispensable compensar estos cambios dimensionales, a fin de obtener una restauración coronaria con el menor desajuste marginal posible.

#### **Encerado**

El primer paso y más crítico en la construcción convencional de una restauración de cerámica sobre metal, es la fabricación de un patrón de cera. Es una tarea que insume tiempo, y la calidad final del encerado depende de la destreza y habilidad individual del técnico dental.<sup>4,52</sup>

Los patrones son fabricados convencionalmente con cera utilizando instrumental adecuado.<sup>52</sup> Se pueden confeccionar utilizando instrumentos de mano, la técnica de inmersión del troquel en cera derretida u obleas plásticas.

La cera se utiliza porque puede ser convenientemente manipulada, modificada, precisamente tallada y completamente eliminada del cilindro de revestimiento por calor.<sup>52</sup>

Desde que comienza su manipulación hasta que fragua el revestimiento, este material está sometido a contracciones y expansiones, según aumente o disminuya la temperatura a la que es expuesto.<sup>55</sup> El resultado final de estos cambios dimensionales, es una contracción de la cera del 0,3% al 0,5%.<sup>4,55</sup>

La distorsión del patrón puede deberse a las limitaciones que tiene la cera durante su manipulación como, delicadeza, sensibilidad térmica, memoria elástica y un alto coeficiente de expansión térmica (CET).<sup>4,52</sup>

Otros factores que pueden provocar distorsión son el tiempo transcurrido antes del investido, la temperatura de almacenamiento, la temperatura de trabajo de la cera durante el encerado del patrón<sup>56</sup> y la remoción del patrón del troquel; este último factor puede llegar a producir, una apertura promedio del margen de 35  $\mu\text{m}$ .<sup>52</sup>

### Investido

Posteriormente al encerado, se debe revestir el patrón de cera, con un material que copie fielmente su forma detallada, que sea refractario para resistir la temperatura para eliminar la cera y asegurar la fluidez del metal para el adecuado llenado de la cámara de colada y resistente para soportar el ingreso del metal fundido, así como expandirse lo suficiente para compensar la contracción de la cera, y la contracción de la solidificación de la aleación metálica.<sup>54</sup>

Las aleaciones de oro se contraen aproximadamente un 1,5% y las aleaciones de cromo-níquel hasta un 2,4%.<sup>54</sup> Esta suma de contracciones de la cera y las aleaciones metálicas, de no ser compensadas, provocan cambios dimensionales lo suficientemente grandes como para desvirtuar completamente la adaptación final de la pieza colada.<sup>55</sup>

Es necesario compensar esta sumatoria de contracciones mediante la expansión del cilindro de revestimiento, la cual se produce por tres mecanismos: Expansión de fraguado, expansión higroscópica y expansión térmica.

#### Expansión de fraguado:

La expansión de fraguado se produce luego de realizada la mezcla de los componentes del material refractario, en contacto con el aire y el medio ambiente, y es

producto del crecimiento normal de los cristales que empujan hacia afuera. Este tipo de expansión tiene un valor promedio para algunos autores de 0,3% a 0,5%,<sup>55</sup> otros autores afirman que es del 0,4%.<sup>54,57</sup>

Anusavice<sup>57</sup> menciona que la expansión máxima de fraguado para los revestimientos tipo I, debe ser de 0,6%.

La magnitud de esta expansión no es uniforme en toda la superficie del cilindro de revestimiento; puede ser afectada por el diámetro del cilindro, la temperatura ambiente en la que se mezcló el revestimiento, el tiempo transcurrido antes de investir y la composición del líquido que se utilizó.<sup>56</sup>

Los revestimientos que se mezclan con un 100% de líquido especial, tienen mayor expansión de fraguado y reacción exotérmica que revestimientos preparados con un porcentaje menor y complementado con agua destilada. Los revestimientos aglutinados con fosfato tienen una mayor expansión de fraguado, que los revestimientos aglutinados con yeso.<sup>56</sup>

#### Expansión higroscópica:

La expansión higroscópica se produce durante el fraguado normal del revestimiento agregando agua extra, independientemente del agua-líquido utilizado en la mezcla. Se emplea para aumentar la expansión normal del revestimiento.<sup>54,55</sup>

Según Anusavice,<sup>57</sup> los revestimientos tipo II deben tener una expansión higroscópica mínima de 1,2% y máxima de 2,2%. Puede conseguirse una expansión controlada, añadiendo una cantidad determinada de agua.<sup>54</sup>

#### Expansión térmica:

Es una expansión regulable del cilindro de revestimiento cuando este se calienta en un horno a una temperatura determinada.<sup>54,55</sup>

Esta expansión depende de la sílice, la que existe en cuatro formas alotrópicas: cuarzo, tridimita, cristobalita y cuarzo fundido. El cuarzo y la cristobalita son de especial interés en odontología; cuando se someten a un incremento de su temperatura, se produce un cambio en la forma cristalina pasando de una forma  $\alpha$  a una forma  $\beta$ , en la cual disminuyen su densidad y aumentan su volumen.<sup>55,57</sup>

Se ha establecido que la expansión térmica a 500 °C, para revestimientos tipo II se encuentre entre el 0% y 0,6%, mientras que para los revestimientos tipo I esta expansión no debe ser menor que el 1% ni mayor que el 1,6%.<sup>57</sup>

## Aleaciones

Diferentes aleaciones metálicas se utilizan para obtener la colada de las estructuras primarias para la restauración metal-cerámica.<sup>53</sup> Las aleaciones pueden clasificarse según el porcentaje en su composición de elementos metálicos nobles, en: aleaciones de alta nobleza, aleaciones nobles y aleaciones no nobles.<sup>53</sup>

Las aleaciones nobles tienen importantes ventajas sobre las aleaciones no nobles, tales como, biocompatibilidad, adaptación marginal, fácil manipulación después de colada y gran adhesión a la cerámica.<sup>58</sup> Una desventaja es su alto costo.

No obstante, las aleaciones no nobles, son generalmente preferidas debido a sus excelentes propiedades mecánicas (incrementada dureza y alto módulo elástico), y por su bajo costo.<sup>58</sup> Las más usadas, son níquel-cromo (Ni-Cr) y cobalto-cromo (Co-Cr).<sup>53,58</sup>

Desafortunadamente, la colada de las aleaciones no nobles es más sensible a la técnica que la colada de las aleaciones nobles, debido a su punto de fusión más alto y a su potencial oxidación, lo cual puede guiar a estructuras primarias imprecisas.<sup>58</sup>

El berilio (Be), fue añadido a la aleación de Ni-Cr para reducir la temperatura de fusión y mejorar la colada.<sup>53</sup> Las aleaciones de níquel con berilio, liberan iones de Ni y Be en una solución ácida, ya que se potencian entre ambos y esto puede causar reacciones alérgicas y tóxicas.<sup>53,54,59</sup>

El níquel es un metal muy alérgeno, que puede generar dermatitis por contacto, con mayor sensibilidad en las mujeres (4 a 1). La exposición a partículas y vapores de berilio puede generar desde una dermatitis hasta una neumonitis grave ya que es un elemento muy tóxico con potencial carcinogénico.<sup>54,60</sup>

Las aleaciones de Co-Cr son una alternativa para pacientes alérgicos a aleaciones de Ni-Cr ya que tienen menos efectos secundarios. Han sido utilizadas principalmente como estructuras de prótesis parcial fija y removible, donde el Co provee dureza y el Cr previene la corrosión y mejora las propiedades mecánicas.<sup>53,59</sup>

Otra alternativa de mercado son las aleaciones de Ni-Cr-Ti, que proveen adecuada biocompatibilidad, propiedades mecánicas, propiedades físicas y precisión marginal.<sup>58</sup>

El titanio puro tiene una excelente biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y dureza proporcional a la densidad, lo cual permite la construcción de estructuras dentales de bajo peso.<sup>58</sup>

Sin embargo el colado del titanio requiere un proceso complejo que incluye materiales de revestimiento específicos, un horno pre-calentado, un alto punto de fusión y una atmósfera inerte para fundir el titanio con un arco eléctrico en crisoles para colado de cobre.<sup>58</sup>

### Colada

Además de la composición de la aleación, la técnica de colada y la impulsión de la aleación fundida dentro del cilindro, son pasos esenciales en la fabricación de la estructura primaria metálica.<sup>58</sup>

Las fuentes de calor comúnmente más utilizadas para fundir las aleaciones son, el soplete, la inducción o el arco eléctrico, mientras que la fuerza centrífuga y el sistema de vacío y presión son las dos opciones principales para empujar la colada dentro del cilindro.<sup>57,58</sup>

El soplete de gas-oxígeno tiene un amplio uso; su principal desventaja es la imposibilidad de controlar de forma precisa la temperatura y la probabilidad de alterar la composición de la aleación por sobrecalentamiento. Su uso preciso puede superar los resultados obtenidos con el sistema de inducción, en relación al ajuste marginal de las coronas de cerámica sobre metal.<sup>58</sup>

Los sistemas de inducción facilitan un perfecto control de la temperatura de fusión, producen una masa homogénea de todos los componentes de la aleación por agitación molecular, disminuyendo el riesgo de oxidación y contaminación de la aleación fundida, mientras la temperatura sube rápidamente.<sup>58</sup>

Con el uso del arco voltaico/eléctrico, la aleación es rápidamente fundida con temperaturas que exceden los 4000 °C. Este proceso tiene alto riesgo de sobrecalentar la aleación, inclusive la colada puede ser dañada si el sobrecalentamiento se produce solo por unos segundos.<sup>57,58</sup>

### Nuevas tecnologías

Actualmente es posible fabricar patrones de cera con diferentes sistemas CAD, (por sustracción o adición),<sup>4,61</sup> o fabricar patrones de materiales colables con sistemas CAD/CAM, omitiendo las diversas limitaciones de la técnica convencional de encerado.<sup>4,52</sup>

La omisión de pasos como el encerado, investido, colada, así como la simplicidad en la detección automática del margen y el diseño, supone una mejora potencial en la precisión de la estructura primaria fabricada con sistemas CAD o CAD/CAM, comparado con la técnica convencional de la cera perdida y colada.<sup>52</sup>

Se han logrado avances en la producción directa de estructuras metálicas mediante sistemas CAD-CAM.<sup>53</sup> Actualmente estructuras primarias de Co-Cr pueden

ser producidas por sinterización láser (LS), fresado de metal duro (HM), y fresado de metal blando (SM).<sup>53</sup>

La sinterización láser es una técnica de producción aditiva en odontología, que puede remplazar al colado para las aleaciones metálicas base.<sup>53</sup>

LS se basa en un tipo de prototipado rápido y usa un láser de alta temperatura para producir estructuras metálicas 3D mediante un software CAD de restauraciones. El láser es aplicado a las partículas, estas se funden y la estructura es gradualmente formada capa por capa repitiendo este proceso.<sup>53,62</sup>

El proceso de fresado de aleaciones de Co-Cr es difícil por su dureza. Recientemente se han introducido bloques pre-sinterizados blandos para producir estructuras primarias metálicas para restauraciones metal-cerámica.<sup>53</sup>

Los pasos en la fabricación de estructuras metálicas a partir de bloques metálicos pre-sinterizados son similares al zirconio. Después de fresada la estructura debe ser sinterizada en una atmósfera de gas argón a alta temperatura, resultando una contracción del 11% aproximadamente.<sup>53</sup>

El soft metal milling (SM), tiene ventajas sobre el hard metal milling (HM) que incluye, menor estrés aplicado a la unidad fresadora, extensión de la vida útil de los instrumentos de corte, y reducción del tiempo de fresado.<sup>53</sup>

Algunos autores mencionan que las estructuras primarias metálicas producidas por las técnicas LS, HM y SM tiene un mejor ajuste marginal que aquellos producidos por la técnica convencional de la cera perdida y colado.<sup>2,63</sup>

## **Sistemas cerámicos puros**

### Cerámicas infiltradas

Shenoy-Shenoy clasifica micro-estructuralmente a estas cerámicas como sistemas basados en cristales con un relleno de vidrio.<sup>64</sup>

Este material cerámico, conocido inicialmente como colada de barbotina (slip-cast), fue desarrollado en 1985 por Sadoun, en el laboratorio de investigaciones de biomateriales de la universidad de París.<sup>65,66</sup>

La alúmina parcialmente sinterizada, infiltrada con vidrio, fue introducida en el mercado en 1988-1989 bajo el nombre de In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), Este sistema cerámico se desarrolló como una alternativa a la cerámica sobre metal y se utiliza para fabricar estructuras primarias<sup>65</sup> para confeccionar y reponer piezas individuales y puentes de 3 elementos.<sup>12,64</sup>

La barbotina es una dispersión de polvo de alúmina en agua,<sup>66</sup> el cual tiene un 85% de contenido en alúmina.<sup>64</sup> Este material de núcleo se aplica capa por capa sobre

un troquel de yeso especial refractario,<sup>64,66</sup> y se modela hasta conseguir la forma deseada de la futura estructura primaria.<sup>67</sup>

Una vez seco, este material de núcleo se sinteriza en horno a 1120 °C durante 10 h.<sup>12,64</sup> La temperatura de fusión de la alúmina es muy alta para producir una máxima densidad del polvo por sinterización de la fase líquida, y solamente ocurre la sinterización de la fase sólida.<sup>64</sup>

Por consiguiente el núcleo obtenido, es una estructura porosa, que se sostiene únicamente por los puntos de contacto entre sí de las partículas de alúmina. La resistencia de este núcleo poroso es de 6-10 MPa.<sup>64</sup>

Posteriormente esta estructura porosa es expuesta a una cocción de infiltración de vidrio, de la cual deriva el nombre In-Ceram (In-infiltrada/Ceram-cerámica).<sup>65</sup> La infiltración se realiza con un vidrio de lantano, que tiene baja viscosidad cuando es cocinado a 1100 °C por 4 h a 6 h.<sup>12,64</sup> El vidrio fundido tiene la capacidad de difundir dentro de los poros por acción capilar produciendo una cerámica densa.<sup>64,68</sup>

La cocción de infiltración compacta el material, le da color y aumenta la resistencia a la flexión, la cual alcanza un valor de 400 MPa.<sup>65-67</sup> La forma, estética y función final de la restauración es obtenida por el revestimiento de este núcleo con cerámica feldespática.<sup>64,69</sup>

In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), fue introducido en 1994 como una alternativa a los núcleos opacos que se obtenían con In-Ceram alúmina.<sup>12</sup> Este material incorpora magnesio a la fórmula anterior. El óxido de magnesio, (en una proporción del 28%), junto con el óxido de aluminio, (en una proporción del 72%), forma un compuesto denominado espinela ( $MgAl_2O_4$ ).<sup>68</sup>

La principal ventaja de este sistema es su excelente estética debido a que los cristales de espinela, por sus características ópticas isotrópicas, son más translúcidos que los de alúmina.<sup>68</sup>

No obstante las estructuras que se obtienen, presentan una menor resistencia a la flexión que In-Ceram alúmina (350 MPa),<sup>66</sup> a pesar de que también se le infiltra con vidrio tras su sinterización. Por ello, está indicado solamente para elaborar núcleos de coronas en dientes anteriores.<sup>68</sup>

A fin de ampliar las indicaciones de la cerámica infiltrada se introdujo en el mercado, In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). Este material está compuesto por alúmina (67-70%), reforzada con zirconia (30-33%), el cual es infiltrado con vidrio.<sup>68,70</sup> El óxido de zirconio aumenta significativamente la resistencia a la flexión del material, (600 MPa),<sup>68</sup> permitiendo su uso en puentes en el sector posterior.<sup>12,68</sup>

Tanto In-Ceram alúmina, In-Ceram espinela e In-Ceram Zirconio están disponibles en bloques pre-sinterizados para ser fresados por tecnología CAM.<sup>12</sup> La estructura primaria se obtiene por fresado y luego se realiza la cocción de infiltración.<sup>66</sup>

Este sistema está actualmente en camino al desuso, pero en regiones como latino-américa sigue siendo vigente, especialmente In-Ceram Alúmina (barbotina).

### Cerámicas inyectadas

La técnica de calentar e inyectar cerámica (Heat-Pressed Ceramics), fue desarrollada en 1983 por el Departamento de Prótesis Fija y Removible y Materiales Dentales de la Universidad de Zurich. Desde 1986 el desarrollo se llevó a cabo en conjunto con una empresa dental (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), hasta su presentación comercial en 1990 como IPS Empress.<sup>72,73</sup>

IPS-Empress es una cerámica de vidrio reforzada con leucita. Debido a su baja resistencia a la flexión, 100-120 MPa, está diseñada para confeccionar restauraciones unitarias (coronas y carillas) en el sector anterior,<sup>49</sup> e inlays.<sup>72</sup>

Este material está disponible en forma de pastillas pre-sinterizadas y pre-coloreadas<sup>72</sup> que permiten ser calentadas, plastificadas e inyectadas dentro de un molde. La popularidad de la cerámica calentada-inyectada se debe a la posibilidad de utilizar de la técnica de la cera perdida, sus buenas propiedades mecánicas y baja porosidad.<sup>4,74</sup>

Se encera y se reviste el patrón de la futura restauración, se coloca en horno y se eleva la temperatura a 850 °C para quemar y eliminar completamente la cera. La pastilla seleccionada se coloca en el bebedero del cilindro de revestimiento y sobre ella un émbolo de óxido de aluminio; este conjunto se lleva a un horno especial pre-calentado, que trepa a una temperatura de 1150 °C para alcanzar la fase plástica de la cerámica, necesaria para asegurar una inyección adecuada y obtener la forma deseada de la restauración.<sup>72,73</sup>

Actualmente la cerámica de vidrio reforzada con leucita de Ivoclar-Vivadent, se comercializa bajo el nombre de IPS Empress Esthetic, con una resistencia a la flexión de 160 MPa y una temperatura de inyección entre 1075 °C y 1080 °C.

IPS-Empress 2, presentado en 1998, fue la segunda generación de cerámica calentada e inyectada, contenía como principal fase cristalina al disilicato de litio,<sup>75</sup> el cual mejoraba la resistencia a la flexión del material, alcanzando valores de 350 MPa.<sup>49</sup> Estaba indicado para coronas y puentes de 3 unidades en el sector anterior, carillas, inlays y onlays.<sup>75</sup>

Empress 2 fue eventualmente discontinuado, y en el 2005 Ivoclar Vivadent introdujo IPS e-max Press. Este material también es a base de disilicato de litio, pero se

re-formuló y optimizó la composición, mejorando su translucidez y sus propiedades físicas, <sup>12,75</sup> alcanzando un valor de 400 MPa de resistencia a la flexión.

Esta cerámica está compuesta por un 30% de sílice amorfa y un 70% de disilicato de litio ( $\text{LiSi}_2\text{O}_5$ ). El disilicato de litio es un cristal con forma de aguja, que si bien aumenta la resistencia a la flexión, disminuye la translucidez del material.<sup>76</sup>

Esta cerámica puede ser utilizada para confeccionar, inlays, onlays, coronas y puentes de 3 unidades en el sector anterior. Puede ser utilizada como núcleo para estratificar cerámica, (4) y debido a su balance entre resistencia y translucidez, también puede ser utilizada para fabricar restauraciones coronarias monolíticas, (en una capa).<sup>75,76</sup>

Actualmente este material está disponible en su versión inyectable como pastillas, IPS e-max Press. El procesado de la técnica es idéntico a sus predecesores, a excepción de la temperatura de inyección que se encuentra en un rango de 910 °C a 930 °C.

### Cerámicas procesadas por CAD/CAM

El desarrollo de sistemas de diseño asistido por computadora y de fabricación asistida por computadora, (Sistemas CAD/CAM por sus siglas/acrónimo en inglés), ha revolucionado la industria del laboratorio dental y ha generado un quiebre en la producción de prótesis dentales.<sup>2</sup>

Los sistemas CAD/CAM están siendo utilizados cada vez más por odontólogos y laboratorios dentales para la fabricación de prótesis dentales,<sup>6</sup> ya que la implementación de este método digital ha disminuido el costo de producción de las prótesis debido a, reducción del tiempo de trabajo del técnico dental, reducción del tiempo de trabajo total, reducción del costo del material y aumento de la productividad, asegurando una misma calidad debido al uso de bloques de material industrialmente fabricados.<sup>6,52</sup>

Francois Duret, en 1973, fue pionero en sistemas CAD/CAM y visualizó el uso de la tecnología digital en odontología, específicamente el uso de una imagen intraoral para crear una prótesis definitiva.<sup>6,77</sup>

Duret y colaboradores desarrollaron el sistema Sopa, que consistía en un escáner intraoral que digitalizaba el pilar dentario, obtenían una impresión óptica, la información digitalizada se reconstruía en un monitor como un gráfico 3D y se “diseñaba virtualmente” la morfología de la corona, luego se la fabricaba usando una máquina de control numérico.<sup>77</sup>

Este sistema no fue ampliamente utilizado, debido a que en esa época no se contaba con materiales ni con tecnología adecuada, lo que provocaba una importante falta de precisión y forma en la restauración.<sup>77</sup>

Mormann y colaboradores desarrollaron el sistema CEREC (Charsaide Economical Restorations of Esthetics Ceramics); este fue introducido en la profesión en 1985.<sup>6,77</sup> Se utilizaba únicamente para construir inlays de cerámica debido a que, técnicamente, era más fácil escanear (intraoralmente) y digitalizar una cavidad para incrustación que un pilar dentario.<sup>77</sup>

Con el sistema Cerec el diseño y la fabricación de la restauración eran realizados por una máquina compacta que se colocaba “al lado” del sillón en el consultorio. Nació el concepto de la “restauración in-office”, el sistema fue innovador y el término “CAD/CAM” se comenzó a popularizar.<sup>77</sup>

Los sistemas desarrollados por Duret y Mormann fueron la primera generación de sistemas CAD/CAM caracterizados por escáneres intraorales y fabricación de restauraciones cerámicas únicamente.

En los años 80´, los investigadores se concentraron en desarrollar sistemas para poder fabricar una corona con una anatomía oclusal adecuada, pero se encontraban con la misma dificultad de Mormann al intentar digitalizar un pilar dentario.

Se abocaron a desarrollar la tecnología necesaria para escanear modelos de yeso, obtenidos mediante impresiones convencionales, y a partir de esta situación comenzar con el proceso CAD/CAM.<sup>77</sup>

Se desarrollaron diferentes escáneres tales como, sondas de contacto, láser con sensor PSD (Position Sensitive Device o Position Sensitive Detector) y Láser con CCD (charge-coupled device). También se desarrollaron sofisticados softwares CAD y máquinas CAM compactas.<sup>77</sup>

Estos avances en la digitalización mediante escáneres extraorales, software sofisticado y máquinas fresadoras compactas, con la posibilidad de elaborar restauraciones metálicas y cerámicas, comprenden la segunda generación de sistemas CAD/CAM.<sup>77</sup>

La tercera generación de sistemas CAD/CAM se desarrolló casualmente, debido al aumento drástico que tuvo el valor del oro a principios de los años 80´. Esto derivó en una búsqueda de opciones para sustituir las aleaciones a base de ese metal.<sup>77</sup>

En un principio se utilizaron las aleaciones de cromo-níquel, pero la alergia a esta aleación metálica era un problema. Se comenzó a probar el titanio como opción por su biocompatibilidad, pero en esa época era muy difícil alcanzar coladas precisas con aleaciones de este metal.<sup>77</sup>

A finales de la década de 1980 Andersson y col., comenzaron a realizar estructuras primarias de titanio mediante el proceso de electro-erosión, e introdujeron por primera vez la tecnología CAD/CAM, al proceso de fabricación de restauraciones compuestas por una estructura primaria y un material de revestimiento.<sup>77,78</sup>

Esto dio origen al sistema Procera, que fue comercialmente lanzado en 1994.<sup>79</sup> Este sistema se desarrolló con un centro de procesamiento y fresado central, y una red satélite de escáneres distribuidos internacionalmente.<sup>77</sup>

Originalmente este sistema podía fabricar, una o múltiples restauraciones unitarias de titanio o cerámica, a partir de la digitalización de un modelo de yeso, usando un escáner con una sonda de contacto con una bola de zafiro.<sup>79</sup> Después de diseñar la estructura con el software, la información se enviaba vía modem/internet al centro de fresado en Estocolmo, Suecia.<sup>78</sup>

Las estructuras de titanio eran fabricadas por electro-erosión y las de cerámica se confeccionaban con polvo de óxido de alúmina industrial, que se inyectaba/compactaba sobre un troquel refractario sobredimensionado, ya que la sinterización de la estructura causaba una contracción de la misma.<sup>79</sup>

Esta cerámica industrial de alta resistencia no estaba disponible para el trabajo convencional del laboratorio. Hoy en día este tipo de producción centralizada, es llevada a cabo por varias compañías.<sup>77</sup>

La cuarta generación de sistemas CAD/CAM ha sido desarrollada gracias a las nuevas tecnologías, especialmente tecnologías ópticas, que han dado lugar a nuevos escáneres<sup>77</sup> que pueden digitalizar hemiarquadas, arquadas completas, realizar análisis ortodóncicos, digitalizar arcos faciales y articuladores.<sup>80</sup>

Independientemente de la generación de CAD/CAM, estos sistemas están compuestos por tres partes principales:

1. Escáner o digitalizador: Es la unidad para recolectar la información de la preparación dentaria, mediante una impresión digital/virtual. Existen dos tipos intraorales y extraorales.

a) Escáneres intraorales: Son escáneres ópticos que se dividen a su vez en, escáneres que capturan la imagen tomando múltiples fotos, (iTero (Align Technology), PlanScan (Plan- meca), CS 3500 (Carestream Dental LLC), Trios (3 shape), y escáneres que capturan la imagen filmando, True Definition scanner (3M-ESPE nueva versión de Lava COS/Chairside Oral Scanner), Apollo DI (Sirona), OmniCam (Sirona).<sup>80</sup>

Con estos escáneres intraorales, también se puede obtener información de los elementos dentarios vecinos y de los antagonistas.<sup>80</sup>

b) Escáneres extraorales: Son aquellos que se utilizan sobre un modelo de yeso que se obtuvo de una impresión convencional. Se dividen en ópticos y mecánicos. Los

ópticos proyectan diferentes tipos de luz, (láser, luz blanca, LED azul) sobre el modelo para recolectar la información, y los mecánicos “leen” el modelo por palpación mediante una sonda de contacto, (Escáner ProCera. Nobel Biocare).

2. Software: Para procesar la información obtenida por el escáner, diseñar virtualmente la restauración sobre un modelo 3D y definir los parámetros de fresado.<sup>80,81</sup>

3. Unidad de producción: Es un aparto computarizado-automático, que transforma la información obtenida por el escáner y procesada por el software, en el producto deseado.<sup>81</sup> Existen dos procedimientos: a) Técnicas Substractivas: Las restauraciones se obtienen por fresado del material, con una máquina que puede funcionar con 3, 4 o 5 ejes de fresado dependiendo de la complejidad de la restauración a realizar. b) Técnicas Aditivas: Se basan en una sinterización directa de los materiales o en una impresión 3D.<sup>2,80</sup>

En odontología existen tres conceptos de producción con sistemas CAD/CAM, según donde se encuentren los componentes del mismo:<sup>80,81</sup>

- Producción en el consultorio: Escáner, software y fresadora en consultorio (sistemas In-Office/Chairside/In-House).
- Producción en laboratorio: Escáner en consultorio o en laboratorio y unidad fresadora en laboratorio.
- Producción centralizada: Escáner en consultorio o en laboratorio y el archivo STL (STereoLithography o Standard Triangle Language), es enviado a un centro de fresado.

Durante los últimos 10 o 15 años, junto con el desarrollo de tecnología CAD/CAM, nuevos materiales cerámicos han sido introducidos exitosamente a la práctica dental.<sup>82,83</sup> Uno de ellos, la zirconia, ha resultado particularmente atractiva debido a sus excelentes propiedades mecánicas y estéticas.<sup>49</sup>

Como materia prima, el zirconio (Zr), es un metal plateado, relativamente blando, brillante y maleable; en odontología se utiliza el dióxido de zirconio (ZrO<sub>2</sub>), conocido como zirconia.<sup>84</sup>

El dióxido de zirconio tecnológicamente es un material cerámico,<sup>85</sup> no es soluble en agua, no aumenta la adhesión bacteriana, no es citotóxico, tiene un bajo potencial de corrosión y una radiopacidad favorable.<sup>49</sup>

Diversos autores,<sup>49,64,76,86,87</sup> lo clasifican junto al óxido de aluminio, como una cerámica sólida policristalina. Es monofásico, no tiene fase vítrea, formado por la sinterización directa de cristales entre sí, y no puede ser procesado por técnicas convencionales (técnica de la cera perdida y colado/inyectado).<sup>64</sup>

El zirconio en estado puro es polimórfico y alotrópico, presenta tres formas cristalográficas a diferentes temperaturas:

- Fase cúbica (c): Entre 2730 °C (punto de fusión), y 2680 °C.
- Fase tetragonal (t): Entre 2680 °C y 1170 °C.
- Fase monoclinica (m): Desde 1170 °C a temperatura ambiente).

La zirconia que se utiliza en odontología desde 1990, es de grado biomédico,<sup>88</sup> y se obtiene por el agregado de óxido de itrio ( $Y_2O_3$ ) en proporciones de 3mol% y 8mol%.<sup>85</sup> Se forma así un material multifásico conocido como zirconia parcialmente estabilizado; que tiene como mayor fase, a cristales cúbicos y en menor parte cristales tetragonales y monoclinicos.<sup>88</sup>

La adición de óxidos estabilizadores, como los de magnesio (MgO), itrio ( $Y_2O_3$ ) o cerio ( $CeO_2$ ), tiene por finalidad evitar la transformación espontánea de la fase (t) a la fase (m), que ocurre cuando desciende la temperatura. Este fenómeno se conoce como envejecimiento de la zirconia o degradación a baja temperatura, y tiene su fundamento en la metaestabilidad termodinámica de la fase tetragonal.<sup>85</sup>

Esta propiedad, es la principal razón de porqué las investigaciones biomédicas de los últimos 10 a 15 años se han enfocado cada vez más en este material.<sup>49</sup>

La fase tetragonal, al ser metaestable, puede transformarse a fase monoclinica en respuesta a un estímulo mecánico. El *stress* generado por tensiones que se acumulan en la superficie de la restauración, puede generar el inicio de un *crack* que puede resultar en un estímulo gatillo para desencadenar la transformación T-M.<sup>49,85,88</sup>

La transformación *t-m* se da en el sitio del *crack*, acompañada de un aumento del volumen del 4% debido a que los cristales de la forma monoclinica son más grandes que los de la forma tetragonal. Esta expansión volumétrica se da únicamente en los cristales que rodean al *crack* y es limitada por los cristales circundantes. Genera un *stress* compresivo favorable, que bloquea y frena al *crack*, disipando su energía.<sup>49,85,88</sup>

Este mecanismo ha sido definido como “transformación de endurecimiento” o “transformación resistente”, que junto con el tamaño de los granos del material, explican las elevadas propiedades mecánicas de la zirconia; que alcanza valores de 9-10 MPa  $m^{1/2}$  de resistencia a la fractura, y de 900-1200 MPa de resistencia a la flexión.<sup>49,85,88</sup>

Actualmente los sistemas CAD/CAM pueden ser utilizados para procesar una amplia cantidad de materiales como; cerámicas de vidrio (feldespáticas, reforzadas con leucita o disilicato de litio), cerámicas cristalinas para infiltrar con vidrio (In-Ceram), cerámicas policristalinas (alúmina o zirconia),<sup>88</sup> metales, resinas acrílicas y ceras.

El ajuste marginal es afectado por el tipo de sistema utilizado para escanear (diferentes métodos de digitalización), software de diseño (CAD construction), fresado (técnica de mecanizado CAM), y sinterización (efectos de contracción), los cuales pueden causar imprecisiones durante la fabricación de las subestructuras de cerámica.<sup>70</sup>

Diversos autores han comparado el ajuste marginal de restauraciones coronarias fabricadas por métodos convencionales, con las fabricadas por sistemas CAD/CAM.<sup>52,89</sup>

Algunos reportaron mayores desajustes marginales para las restauraciones construidas por CAD/CAM y otros reportaron mayores desajustes para las restauraciones construidas por métodos convencionales.<sup>52</sup>

#### **4. Revestimiento de cerámica**

La carga y cocciones de sinterización y glaseado de la cerámica de revestimiento, sobre estructuras primarias metálicas o cerámicas, ha sido y es objeto de análisis de diversos autores en relación a si afecta o no, el desajuste marginal.

El aumento del desajuste marginal relacionado a la carga de cerámica, ha sido atribuido por algunos autores a la distorsión de la estructura primaria durante el proceso de fabricación.<sup>1</sup>

El ajuste inicial de las estructuras primarias metálicas puede cambiar después de la aplicación de cerámica debido al diseño de la estructura, al tipo de aleación, a la contracción de la cerámica durante la cocción y a la diferencia de coeficiente de expansión térmica (CET) entre cerámica y aleación.<sup>2,90</sup>

La diferencia entre los CET de los materiales durante la sinterización, generaría un *stress* considerable durante la fase de enfriamiento, el cual podría causar deformación.<sup>1,67</sup> Para compensar esto, se han propuesto diferentes diseños de márgenes en la restauración metal-cerámicas como, el margen recubierto por cerámica o márgenes completamente cerámicos.<sup>22,91</sup>

Se ha mencionado que estructuras primarias cerámicas, producidas por técnicas de infiltración, inyección y CAD-CAM, determinarían principalmente el ajuste final de una corona totalmente cerámica<sup>8</sup> y no deberían ser afectadas por la cerámica de revestimiento. No obstante, algunos autores mencionan que hay una diferencia significativa en el desajuste marginal después del revestimiento con cerámica de las estructuras primarias.<sup>92</sup>

También se ha sugerido, que el ingreso de partículas de cerámica de revestimiento a la superficie interna de las estructuras primarias, puede generar un aumento de la brecha marginal.<sup>10</sup>

Contepois et al, en su revisión del 2013, mencionan que este aspecto puede tener múltiple causas, y que estaría limitado a restauraciones coronarias estratificadas (estructura primaria + cerámica), ya que las restauraciones coronarias de una capa (monolíticas), que no requieren un procedimiento de carga de cerámica adicional, no deberían ser afectadas de la misma forma.<sup>1</sup>

## 5. Métodos y técnicas para evaluar y medir el desajuste marginal

El desajuste marginal ha sido estudiado in-vivo e in-vitro. Diversos estudios han investigado diferentes métodos y técnicas para determinar con precisión el desajuste marginal.<sup>4,93</sup>

### Métodos in-vivo

Los métodos utilizados incluyen la evaluación clínica, evaluación radiográfica y la toma de impresión, (Técnica de la réplica).<sup>94,95</sup>

#### Evaluación clínica

La evaluación clínica mediante la determinación táctil, es una técnica universalmente aceptada para evaluar el desajuste marginal de las restauraciones dentales.<sup>34,94</sup> El instrumento más utilizado con este fin es el explorador dental.<sup>4</sup>

Las técnicas de evaluación clínica que utilizan un explorador dental parecen ser inadecuadas para determinar el desajuste marginal,<sup>4,34</sup> ya que la precisión de la evaluación depende del diámetro de la punta.<sup>4</sup>

Smith et al, midieron el extremo de la punta de un explorador nuevo usando un calibre digital y obtuvieron un valor de 120  $\mu\text{m}$ , y demostraron que un margen aceptable utilizando una evaluación táctil puede llegar a ser superior a 136  $\mu\text{m}$ .<sup>94</sup>

No todos los exploradores usados por los odontólogos en la práctica clínica, mantienen un diámetro en el extremo de su punta de 120  $\mu\text{m}$ , el cual puede hacer más difícil lograr una decisión diagnóstica clara.<sup>94</sup>

Las habilidades de los odontólogos restauradores para discriminar diferentes tipos y tamaños de desajuste marginal disminuyen cuando el acceso y la visión son limitados, como en el caso de los márgenes proximales distales de elementos posteriores<sup>94</sup> y márgenes subgingivales.

Probablemente la evaluación del desajuste marginal mediante un explorador dental sea más apta para determinar el tamaño y forma de una proyección o balcón, (sobreextensión o subextensión), que para determinar la dimensión de la brecha marginal.<sup>4</sup>

#### Radiografía

Es un método utilizado para evaluar directamente en boca sobre el pilar dentario, el ajuste de las restauraciones coronarias antes de ser cementadas, sobre todo en áreas proximales de difícil acceso o márgenes subgingivales.

Para llevar a cabo este procedimiento debería realizarse una fijación temporaria de la restauración, y no todos los odontólogos usan una precementación para tomar una radiografía y determinar si el desajuste de una restauración indirecta es aceptable.<sup>94</sup>

Una desventaja de este procedimiento para controlar el desajuste marginal, es la exposición innecesaria del paciente a la radiación,<sup>94</sup> el tipo de material restaurador y la sensibilidad que este posea a los rayos X,<sup>96</sup> y el ángulo con que es tomada la radiografía.

Los resultados mostraron una diferencia significativa en la habilidad de los evaluadores para medir la brecha marginal usando la evaluación táctil o radiográfica.<sup>94</sup>

### Toma de impresión (Técnica de la Réplica)

Explicada en métodos in-vitro

### **Métodos In-Vitro**

Dos tipos de métodos se utilizan para evaluar in-vitro el desajuste marginal de las restauraciones coronarias, métodos invasivos y métodos no invasivos de las muestras.

#### Método invasivo

En este se obtienen secciones o planos producto del corte de las muestras, que deben estar cementadas<sup>10</sup> y fijadas, las cuales posteriormente son sometidas, por lo general, a un examen microscópico.<sup>97</sup> Resulta en la destrucción de la muestra y por lo tanto tiene poca aplicación a la práctica clínica.<sup>98</sup>

Provee al investigador un número limitado de mediciones y posiciones,<sup>11</sup> ya que está condicionado por el plano de sección el cual podría no representar el ajuste completo de la restauración coronaria.<sup>99</sup>

Permite la medición directa del espesor del cemento (brecha interna), y de la brecha marginal en el plano vertical y horizontal, minimizando las chances de error de reposición de la muestra o de error de software.<sup>99</sup>

No permite un análisis a largo plazo y la comparación de los resultados antes y después de las diferentes etapas de manufactura/fabricación de la misma muestra/restauración.<sup>99</sup>

Por otro lado, está considerado que el ángulo con que se observa la muestra afecta la precisión de la medición, así como la preparación de la muestra para las técnicas con microscopio electrónico de barrido, (modelado, corte, pulido), pueden dañarla y reducir la precisión del método.<sup>96</sup>

Errores adicionales en el plano de sección, producidos durante el corte de la muestra, pueden generar mediciones sobre o subvaloradas,<sup>99</sup> que no indiquen la realidad del desajuste marginal de la restauración evaluada.

Dentro de este método se puede incluir la técnica de la réplica. McLean y von Fraunhofer en 1971 desarrollaron esta técnica in-vivo, para estimar específicamente, el espesor de la película de cemento utilizado debajo de las restauraciones coronarias.<sup>25</sup>

Los autores ocupaban un poliéter en lugar de cemento, posicionaban la restauración sobre el pilar dentario en la boca del paciente, esperaban que fragüe y retiraban la restauración del pilar con la película del elastómero en el interior. Aplicaban una fina capa de resina epimina dentro de la restauración la cual dejaban polimerizar, posteriormente completaban todo el interior con la misma resina. Una vez polimerizada separaban la restauración de la resina y la película de poliéter quedaba adherida a ella.<sup>25</sup>

Se embebía y se fijaba la muestra con la misma resina, para facilitar su manejo y cubrir la cara de la película de poliéter que estaba libre. Con disco de sierra montado en pieza de mano a baja velocidad realizaban secciones horizontales de mesial a distal.<sup>25</sup> Las secciones se pulían con papeles de carburo de silicona de 17 µm y se examinaban con un microscopio óptico con magnificación de 25X.<sup>25</sup>

Desde su publicación hasta la actualidad, diversos autores han empleado esta técnica modificándola a fin de hacerla más precisa y obtener resultados más certeros.

Esta técnica nunca fue exclusivamente in-vivo, ya que la muestra se termina de obtener, preparar y seccionar in-vitro. Existen autores que realizan el procedimiento totalmente in-vitro, tomando la impresión para obtener la réplica sobre un pilar o modelo maestro de laboratorio.<sup>100</sup>

Actualmente la réplica se obtiene con silicona liviana de baja viscosidad o poliéter, una vez separada la restauración del pilar, se coloca nuevamente en el interior un elastómero. Luego se secciona con un bisturí o se embeben en resina y se seccionan, inclusive hay autores que cementan las muestras con la réplica de silicona, fijan y embeben la misma con resinas y luego las seccionan.<sup>99</sup>

Las principales limitaciones y errores de esta técnica son la distorsión, desgarro o daño que la réplica de silicona o poliéter puede sufrir durante su manipulación al ser retirada de la restauración coronaria,<sup>4,99</sup> así como la dificultad de identificar el margen coronario y la línea de terminación.<sup>99</sup>

Algunos pocos investigadores han llevado a cabo algunas modificaciones en la técnica de la réplica, tomando una impresión externa de la brecha marginal después de fijar la corona al troquel correspondiente. La impresión fue vaciada en resina epoxi y la brecha marginal fue mensurada sobre el modelo de resina epoxi.<sup>7,70,99</sup>

Cada sección obtenida de una réplica o una restauración cementada al pilar, puede ser estudiada y mensurada, según como se haya preparado la muestra, bajo un microscopio óptico, un microscopio electrónico de barrido o transmisión o un estereomicroscopio.<sup>4</sup>

Algunos autores coinciden en que la imagen del microscopio electrónico provee observaciones más reales y apropiadas que la del microscopio de luz,<sup>4,99</sup> especialmente con morfologías marginales complejas.<sup>4</sup>

Para las mismas mediciones, el SEM siempre midió valores mayores que el estereomicroscopio,<sup>4</sup> sin embargo para Groten et al, no hubo diferencias significativas en la precisión de ambas técnicas.<sup>99</sup>

Una de las desventajas al realizar análisis y mediciones de desajuste marginal con SEM, es que pueden ser imprecisos al considerar errores de sobre y sub-extensión ya que dependen de la posición de la muestra.<sup>4,101</sup>

#### Método no invasivo

Este método no incorpora ningún procedimiento sobre la muestra antes de medirla, no se fija ni se secciona, ni se replica el espacio para el cemento<sup>99</sup> y puede estar cementada o no.

No destruye a la muestra, permitiendo realizar numerosas mediciones en diferentes posiciones. Sirve para evaluar por visión directa el desajuste marginal de la corona sobre el pilar, y es el método que frecuentemente se ocupa para evaluar la distorsión de las restauraciones coronarias durante su proceso de fabricación.<sup>10,11</sup>

Puede ser usado solamente in-vitro, ya que requiere la examinación directa de la muestra bajo un instrumento óptico<sup>97</sup> de alto poder de magnificación, el cual es crucial para la precisión de este método.<sup>99</sup>

Es un método más económico y que insume menos tiempo que otras técnicas, reduce la chance de error acumulado que puede resultar por los múltiples procedimientos y al final impactar sobre la precisión de los resultados.<sup>99</sup>

Una desventaja de este método es la selección del punto donde va a ser medido el desajuste marginal de la muestra, también presenta la dificultad de identificar precisamente los márgenes de la corona y el troquel, ya que los mismo pueden aparecer redondeados cuando se ven bajo magnificación.<sup>7,99</sup>

Distintos instrumentos de medición han sido utilizados en este método para medir y cuantificar el desajuste marginal, diversos autores<sup>93</sup> han utilizado estereomicroscopios, fotografía y análisis de imagen, microscopios digitales, microscopios viajantes, perfilómetros, proyector de perfiles, micrómetros digitales, análisis tridimensionales (3-D) y la microtomografía computarizada (micro C-T).

Los estereomicroscopios, microscopios viajantes y microscopios digitales proveen resultados limitados de puntos de medición ampliamente separados, y los resultados reportados pueden ser cuestionables.<sup>99</sup>

El estereomicroscopio posee los objetivos perpendiculares al margen de la restauración-pilar (muestra), haciendo imposible la evaluación de una restauración con sobre-extensión o sub-extensión.<sup>4</sup> Este instrumento también ha sido utilizado en combinación con una máquina fotográfica digital y análisis de imagen mediante algún software,<sup>4</sup> siendo muy sensible a cualquier desviación en el ángulo de la fotografía que podría distorsionar la medición.<sup>4</sup>

El perfilómetro ha sido utilizado por algunos autores para medir el tamaño de la brecha marginal;<sup>11,96</sup> mide el perfil de la superficie cuantificando su rugosidad, está sujeto a una falsa interpretación cuando se reposicionaron las muestras.<sup>4,102</sup>

El proyector de perfiles es y ha sido usado como un instrumento óptico altamente preciso para evaluar el desajuste marginal de diferentes restauraciones coronarias.<sup>10,22</sup> Permite una visión del conjunto pilar-restauración en el mismo plano focal del monitor, por lo tanto logra un foco preciso de la muestra.<sup>99</sup> En el caso de analizar los pasos de fabricación de una restauración coronaria se debe extremar los cuidados al reposicionar las muestras, ya que podrían ocurrir discrepancias por su re-posicionamiento.<sup>99</sup>

Análisis 3-D han sido propuestos para evaluar brechas internas y desajustes marginales. Todo el procedimiento se realiza mediante la adquisición de imágenes del pilar-troquel, del interior de la restauración/estructura primaria y de la réplica, mediante la utilización de escáner y software de sistemas CAD.<sup>103</sup>

Diversos autores coinciden que esta técnica brinda información más relevante, aplicable a la clínica, debido a que no se pierde información y la cantidad de puntos posibles a medir es considerablemente mayor que técnicas convencionales, ya que la interfaz restauración-diente, o la réplica, es una reconstrucción 3-D.<sup>97,104-106</sup>

Un nuevo método que usa un microtomógrafo computado (micro-CT) ha sido aplicado para realizar análisis no destructivo de las restauraciones.<sup>107,108</sup>

La micro-CT es un sistema recientemente introducido para analizar de manera no destructiva, el desajuste marginal de las restauraciones coronarias.<sup>107</sup> Es un método que puede ser relativamente caro<sup>101</sup> pero que provee imágenes detalladas de alta resolución<sup>101</sup> sin necesidad de preparar y fijar la muestra.<sup>102</sup>

Esta técnica permite una investigación bidimensional (2D) y tridimensional (3D) de la brecha marginal y la brecha interna, dentro de un rango de pocas micras, en múltiples sitios y direcciones.<sup>102,107</sup> Para algunos autores la micro C-T fue el único método que permitió una identificación precisa de las distancias críticas y una suficiente cantidad de mediciones de la brecha.<sup>1</sup>

En la micro-TC, puede resultar difícil definir o diferenciar los materiales que tienen diferentes coeficientes de absorción, debido a los artefactos que se producen en la imagen por refracción de la radiación.<sup>4</sup> Las superficies altamente reflectivas o translúcidas como la cerámica, necesitan ser cubiertas con un agente de contraste el cual puede introducir errores.<sup>4</sup>

## **OBJETIVOS**

### **Objetivo General**

- Analizar y evaluar el desajuste marginal de restauraciones coronarias fabricadas con sistemas metal-cerámicos y cerámicos puros.

### **Objetivos Específicos**

- Determinar y comparar la discrepancia marginal absoluta de estructuras primarias, metálicas y cerámicas, fabricadas por diferentes técnicas.
- Determinar y comparar la discrepancia marginal absoluta de restauraciones coronarias, metal-cerámicas y cerámicas puras, fabricadas por diferentes técnicas.
- Comparar la discrepancia marginal absoluta de sistemas metal-cerámicos y cerámicos puros, antes y después, de la carga y sinterización de la cerámica de revestimiento.

## MATERIALES Y MÉTODOS

A partir de la preparación coronaria de un incisivo central superior derecho permanente se obtuvo el modelo maestro, sobre el cual se confeccionaron 50 estructuras primarias, las cuales se dividieron según la técnica y el material empleado, en 5 grupos de 10 muestras cada uno.

Cada estructura fue asentada sobre el modelo maestro para mensurar la discrepancia marginal absoluta en 8 puntos de la interfaz marginal (margen dentario-margen coronario). Para tal fin se construyó un aparato-soporte para sostener el conjunto, modelo maestro-muestra.

Posteriormente a esto se realizaron dos cargas de cerámica de revestimiento sobre cada estructura primaria, más una cocción de glaseado, a fin de obtener 50 restauraciones coronarias.

Cada restauración terminada fue nuevamente mensurada en las 8 posiciones de la interfaz marginal.

Los resultados obtenidos fueron procesados estadísticamente

### **Modelo maestro**

Se preparó un incisivo central superior derecho respetando la profundidad de tallado necesaria para recibir una restauración coronaria estratificada (Estructura primaria más cerámica de revestimiento).

La preparación se realizó en su totalidad con una piedra de diamante de granulometría gruesa (Intensive s.a. Anillo verde. Ref. FG 221 LC. Switzerland) de 2 mm de diámetro en su extremo, el diseño de la configuración final del margen dentario fue hombro con ángulo axio-gingival redondeado. Se repasó toda la preparación y se redondearon los ángulos diedros con piedras de diamante de granulometría fina (MANI dia-burs. Anillo rojo. Ref. TF-12F. Japan).

El pilar dentario fue duplicado mediante una impresión con silicona de adición. Se utilizó un tubo de plástico rígido de 16 mm de diámetro como cubeta individual, primero se impresionó el pilar con masa pesada (Elite P&P Putty Soft, Normal Set. Zhermack. Rovigio-Italy. Ref C206000), una vez fraguada se alivió la misma y se impresionó con material liviano de muy baja viscosidad, (Elite HD+, Super Ligth Body, Fast Set. Zhermack. Rovigio-Italy. Ref C203050).

La impresión fue vaciada con resina acrílica autocurable para patrones, (Duralay, Inlay Pattern Resin. Reliance Dental Mfg. Co. Illinois), a fin de obtener un único duplicado. La base de la cubeta individual se encajonó con cera rosa para poder retirar el duplicado de resina sin dañarlo.

Al duplicado del pilar se le un colocó un bebedero, (Hilo de cera para bebederos. Bego Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co.), de 5 mm de largo y 4 mm de diámetro en la cara vestibular de la base.

Luego se fijó a una base de goma, para formar cilindros de coladas, de 40 mm de diámetro, posicionándolo de manera tal que el eje del patrón de resina estuviera en dirección opuesta a la fuerza centrífuga y fuera del centro térmico del cilindro de revestimiento.

Como formador de cilindro de colada se utilizó, un recorte de placa radiográfica de 12,5 mm de largo por 5 mm de altura, el cual se envolvió sobre sí mismo y se unió en sus extremos con tres grampas. La zona de unión de los extremos, al igual que todo el contorno de las grampas fue cubierta por un baño de cera rosa. Este cilindro se unió y se pegó con cera a la base de goma.

El patrón del pilar en resina se invistió con un revestimiento a base de sílice-fosfato (Fórmula 1. Whip Mix Corporation. Louisville. USA). Se utilizó un sobre de 100g mezclado con 22 ml de líquido conformado por 18 ml de líquido especial y 4 ml de agua destilada. La proporción polvo-líquido utilizada fue la recomendada por el fabricante.

Se colocó el líquido en una taza de goma siliconada, se vertió el polvo del sobre y se espatuló manualmente durante 1 minuto. Para obtener una adecuada homogenización de las partículas de la mezcla, se procedió a verter el revestimiento desde la taza de goma al cilindro y de este nuevamente a la taza; este procedimiento se realizó bajo vibración (Vibradora Dentales S.p.f Modelo 2. Ind. Arg.), y se repitió dos veces antes de llenar definitivamente el cilindro.

El revestimiento se dejó fraguar 45 minutos antes de retirarlo del formador de cilindro y la base de goma. Posteriormente a esto se procedió al calentamiento del mismo en un horno eléctrico con programador de digital ((HM-1510 con programador de temperatura PR 832. Serie 101777. Instrelec. Córdoba. Argentina.)

El cilindro se colocó inclinado contra la pared posterior de la mufla del horno para permitir el libre escurrimiento de la resina cuando esta se licúa y del mismo modo favorecer la salida de cualquier gas remanente de la combustión de la resina. Junto a este se colocó el crisol correspondiente que se utilizó en la centrífuga para la fusión del metal.

La trepada de calentamiento se realizó en forma de rampa con tres escalones. El primero comenzó a temperatura ambiente hasta los 250 °C, donde se mantuvo por un tiempo de 20 min para lograr un adecuado escurrimiento de la resina licuada. El segundo escalón fue de 250 °C a 550 °C, manteniéndose en esa temperatura durante 25 min a fin de asegurar una adecuada conversión de las formas alotrópicas de la sílice.

El tercer escalón fue desde los 550 °C a los 950 °C, siendo esta última la temperatura final del programa, donde se mantuvo durante 40 min al cilindro antes de colar.

La colada se realizó con una aleación base de Cr-Ni, libre de berilio (Bellabond. Bego Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co). La fusión de la aleación se realizó con soplete gas-oxígeno, el largo de la llama se ajustó en 20-25cm aproximadamente. Se utilizó la zona de reducción de la llama para fundir el metal y cuando la pastilla se deformó y se aplastó, se procedió a lanzar la centrífuga de brazo articulado (Metalúrgica Dental. Ind. Argentina), la cual se había cargado con tres vueltas. Se esperó la completa detención del brazo de la centrífuga, se retiró el cilindro de colado y se colocó sobre una rejilla cerámica para su total enfriamiento a temperatura ambiente.

El retiro de la pieza colada se realizó por fractura del cilindro de revestimiento, mediante golpes de martillo en el botón de colado y uso de pinzas cizallas para eliminar la mayor parte de material alrededor del colado. Posteriormente se arenó a 2 bar de presión con micro-arenadora (Rapiblast. Instrelec. Córdoba. Argentina), con cristales de óxido de aluminio de 125 µm (Cobra. No. 1587-1005. Renfert. GmbH. Germany), hasta conseguir la completa eliminación del revestimiento. Seguidamente se cortó el bebedero con discos de carborundum (Elite. 38 mm x 1 mm. Dedeco. N.Y. USA.).

Obtenido el pilar colado en cromo-níquel se procedió a rectificarlo con piedras blancas aglutinadas con óxido de aluminio de diferentes formas (Flexilium. Formas F2 y F7. Macrodent. Bs. As. Argentina) y pulirlo con gomas. Este procedimiento se realizó a mano alzada, con micromotor eléctrico y pieza de mano (M4 Doctor. Drillco. Bs. As. Argentina) a baja velocidad.

El pilar maestro quedó conformado con las siguientes características:

- Altura 7.2 mm
- Profundidad promedio del hombro 1.1 mm
- Convergencia oclusal total 6°

Posteriormente se cortó la base del pilar para poder soldarlo sobre un botón y poder ser montado sobre un aparato durante las mediciones de las muestras.

La base o botón sobre la cual asienta el pilar fue confeccionada mediante mecanizado en acero inoxidable (AISI 304), tiene dos partes, una horizontal que posee una circunferencia de 20 mm y una vertical cuadrada de 8 mm de altura y 10,15 mm de ancho. La porción horizontal destinada a soldarse al pilar y la porción vertical destinada a alojarse en la faceta cuadrada del aparato-soporte, que permite sostener al conjunto modelo maestro-muestra y realizar las mediciones de la DMA.

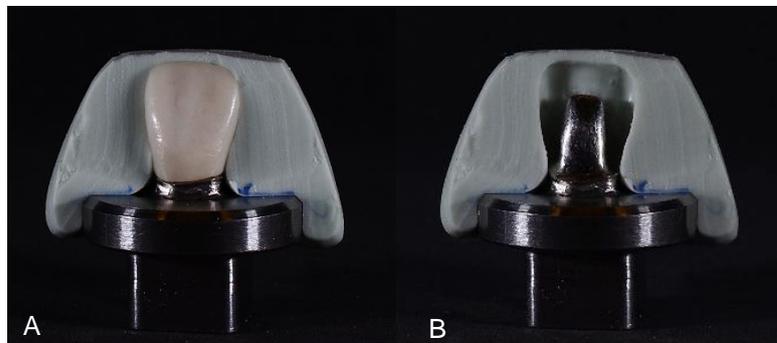
El pilar se unió a la base mediante soldadura laser, quedando así conformado definitivamente el modelo maestro (Fig. 1).



**Figura 1.** Modelo maestro

### **Confección de las estructuras primarias**

Sobre el pilar del modelo maestro se enceró un incisivo central superior derecho, para confeccionar una llave de silicona y obtener un negativo de la anatomía (Fig.2). La llave se utilizó durante el encerado de todos los patrones de cera y la carga de cerámica, y de ese modo lograr estructuras primarias coincidentes con la anatomía dentaria y con espesores similares de cerámica de revestimiento.



**Figura 2.** A. Silicona reproduciendo el encerado. B. Llave de silicona para controlar forma y espesores.

Se confeccionaron 50 estructuras primarias, las cuales se dividieron en 5 grupos de 10 muestras cada uno. La división se realizó según la técnica de elaboración y material utilizado:

- Grupo A: Estructuras primarias metálicas.
- Grupo B: Estructuras primarias metálicas con hombros cerámicos.
- Grupo C: Estructuras primarias de cerámica infiltrada con vidrio (alúmina).
- Grupo D: Estructuras primarias de cerámica inyectada, (disilicato de litio).
- Grupo E: Estructuras primarias de cerámica CAD/CAM, (zirconia).

Las estructuras primarias del grupo A, B y D fueron realizadas por un mismo técnico, mientras que las estructuras del grupo C y E fueron confeccionadas por dos laboratorios diferentes.

## Grupo A

### Preparación del modelo maestro

El modelo maestro se pintó con 2 capas de laca espaciadora (Pico-Fit. Rojo No. 1954-0200, Pico-Fit Azul No. 1954-0300. Renfert GmbH. Germany), cada capa de un color diferente, a fin de evitar repasar la misma cara o zona más de dos veces (Fig.3).

Se dejó sin pintar un área circunferencial de 1 mm de altura antes de llegar al margen dentario. Se lubricó con líquido separador de cera a base de silicona (Picosep No. 15520030. Renfert GmbH. Germany).



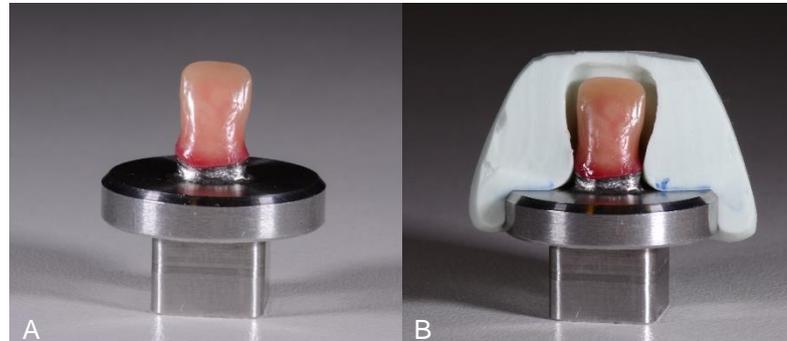
**Figura 3.** A. Lacas espaciadoras. B. Pilar con primera capa. C. Pilar con segunda capa.

### Encerado del patrón de cera

Se enceraron 10 patrones coincidentes con la anatomía del elemento dentario original reposicionando la llave de silicona sobre el modelo maestro (Fig.4). Este procedimiento se realizó con cera tipo II (Cera de modelar Geo Classic. No. 497-1100. Renfert GmbH. Germany). El modelado de la misma se realizó con instrumental manual de Peter Thomas y mechero a alcohol. El margen gingival se enceró con cera cervical sin memoria (Cera cervical Ref. 40112/BEGO Bremen Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co)

La adaptación del encerado cervical fue controlada visualmente con un aumento de 20X (Lupa de alta graduación Galileo Italy. Ref. L8302LED).

Después de tres encerados se eliminaba la laca espaciadora y se pintaba nuevamente el pilar. Cada vez que se abrían los frascos de lacas se agregaban una o dos gotas de “thinner especial”, (Die Master Thinner. No. 19560700 Renfert GmbH. Germany), para mantener la fluidez y asegurar un correcto espesor de ellas.



**Figura 4.** A. Patrón de cera. B. Control de anatomía y espesores con llave de silicona.

#### Colocación de bebederos y formador de cilindro

A cada patrón de cera se le un colocó un bebedero, (Hilo de cera de dureza media. Ref. 6783025 para bebederos. Renfert GmbH. Germany), de 5 mm de largo y 2,5 mm de diámetro en el ángulo mesio-incisal por ser esta una de las zonas de mayor espesor del patrón.

Luego se fijó a una base de goma para coladas de 40 mm de diámetro, posicionándolo de manera tal que el eje del patrón de cera estuviera en dirección opuesta a la fuerza centrífuga (Fig. 5).

Una vez fijados los patrones de cera, se les aplicó un desengrasante y reductor de tensión superficial en spray (Aurofilm. Ref. 52019. BEGO. Bremen. Germany).

Como formador de cilindro de colada, se utilizó un recorte de placa radiográfica de 12,5 mm de largo por 5 mm de altura, el cual se envolvió sobre sí mismo y se unió en sus extremos con tres grampas. La zona de unión de los extremos, al igual que todo el contorno de las grampas fue cubierta por un baño de cera rosa.



**Figura 5.** A. Patrón con bebedero sobre base de goma. B. Formador de cilindro. C. Posición del patrón dentro del cilindro.

### Investido

Cada patrón de cera se invistió inmediata e individualmente, con un revestimiento a base de sílice-fosfato (Novadent Speed. Líquido Ref. 59675. Polvo Ref. 2501959689. Juan Novacek S.A.). Se utilizó un sobre de 60 g mezclado con 15 ml de líquido conformado por 10 ml de líquido especial y 5 ml de agua destilada. La proporción polvo-líquido utilizada fue la recomendada por el fabricante.

Se colocó el líquido en una taza de goma siliconada, se vertió el polvo directamente desde el sobre y se espatuló manualmente durante 1 min. Con un pincel fino, embebido en revestimiento, se pinceló la superficie interna del patrón y se llenó su cavidad. Para obtener una adecuada homogenización de las partículas del revestimiento se procedió a verter la mezcla desde la taza de goma al cilindro, y de este nuevamente a la taza. Este procedimiento se realizó bajo vibración (Vibradora dentales s.p.f Modelo 2. Argentina) y se repitió tres veces antes de llenar definitivamente el cilindro.

El revestimiento se dejó fraguar 45 min antes de retirarlo del cilindro. Posteriormente a esto se procedió a su calentamiento en un horno eléctrico. (HM-1510 con programador de temperatura PR 832. Serie 101777. Instrelec. Córdoba.)

### Calentamiento de los cilindros

El cilindro se colocó inclinado contra la pared posterior de la mufla del horno para permitir el libre escurrimiento de la cera cuando esta se licúa y del mismo modo favorecer la salida de cualquier gas remanente de la combustión de la cera. Junto a este se colocó el crisol correspondiente que se utilizó en la centrifuga.

La trepada de calentamiento en el horno se realizó en forma de rampa con tres escalones. El primero comenzó a temperatura ambiente hasta los 250 °C, donde se mantuvo por un tiempo de 20 min para lograr un adecuado escurrimiento de la cera licuada. El segundo escalón fue de 250 °C a 550 °C, manteniéndose en esa temperatura durante 25 min a fin de asegurar una adecuada conversión de las formas alotrópicas de la sílice. El tercer escalón fue desde los 550 °C a los 850 °C, siendo esta última la temperatura final del programa, donde se mantuvo durante 40 min al cilindro antes de colar.

### Colada

La colada de cada cilindro se realizó con una aleación base de Ni-Cr (IPS d-SIGN 15. Ivoclar Vivadent Schaan/Liechtenstein). La fusión de la aleación se realizó con soplete gas-oxígeno, el largo de la llama se ajustó en 20-25 cm aproximadamente y se utilizó su zona de reducción para fundir el metal. Cuando la pastilla se deformó y se

aplastó se procedió a lanzar la centrífuga de brazo articulado (Metalúrgica Dental. Ind. Argentina). El resorte que lanza el brazo de la centrífuga se cargó con tres vueltas para el disparo.

Se esperó la completa detención del brazo de la centrífuga, se retiró el cilindro de colado y se colocó sobre una rejilla cerámica para su total enfriamiento a temperatura ambiente.

#### Remoción y limpieza de la pieza colada:

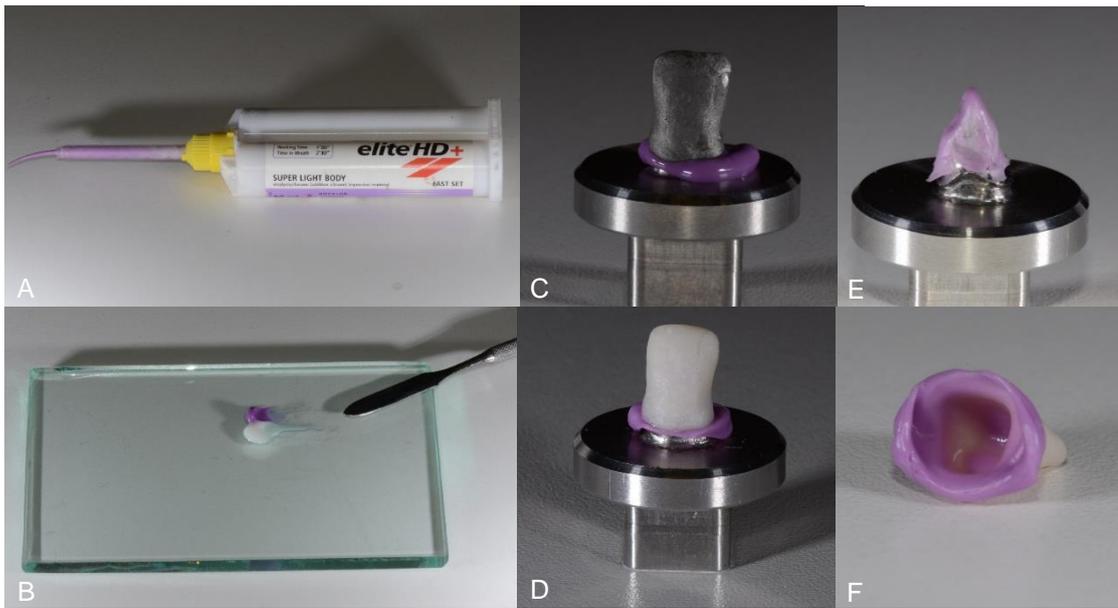
El retiro de la pieza colada se realizó por fractura/rotura del cilindro de revestimiento, mediante golpes de martillo en el botón de colado y el uso de pinzas cizallas para eliminar la mayor parte de material alrededor del colado. El revestimiento ubicado en el interior de los patrones se eliminó a baja velocidad con fresas esféricas (Jet. LA1, LA3, LA6, LA7. Kerr. Usa) montadas en pieza de mano recta con micromotor (M4 Doctor. Drillco. Bs. As. Argentina).

Posteriormente se arenó con cristales de óxido de aluminio puro de 125  $\mu\text{m}$  (Cobra 125  $\mu\text{m}$ . No. 1587-1005 Renfert GmbH. Germany), en una micro-arenadora a 2 bar de presión (Rapiblast. Instrelec. Cba. Argentina), hasta conseguir la completa eliminación del revestimiento.

#### Ajuste del colado

Antes de asentar los colados sobre el pilar maestro, fueron examinados visualmente con un aumento de 20X (Lupa de alta graduación Galileo Italy. Ref. L8302LED), en busca de nódulos o asperezas interiores que perjudicaran o imposibilitaran el correcto asentamiento de la estructura. Los que se encontraron, fueron eliminados con piedras de diamante y fresas a alta velocidad, siempre que no comprometieran la integridad del margen de la estructura primaria. Si esto pasaba la muestra se desechaba.

A fin de mejorar el asentamiento se colocó silicona liviana (Elite HD+, Super Ligth Body, Fast Set. Zhermac k. Rovigio-Italy. Ref C203050), en el interior de las estructuras como indicador de zonas de sobre-compresión, se posicionaron sobre el modelo maestro manteniéndolas bajo presión leve hasta que la silicona fraguara (Fig.6). Los puntos que indicaban sobre-compresión fueron aliviados con piedras de diamante de diferentes formas. Este procedimiento se realizó por lo menos una vez en todas las muestras y en aquellas en que no fue suficiente se repitió por segunda vez, hasta asegurarse que el espesor de silicona no presentara zonas de sobre-compresión.



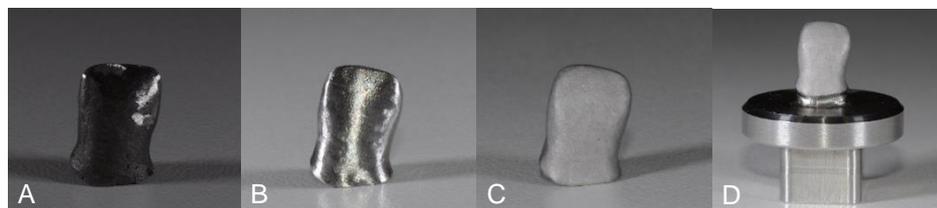
**Figura 6.** A y B. Dosificación y mezcla de silicona. C y D. Asentamiento de estructuras metálicas o cerámicas, con silicona, sobre el pilar. E y F. Evaluación de zonas de sobre-compresión.

### Preparación de la estructura

Ajustadas y asentadas las estructuras se prepararon con piedras abrasivas blancas aglutinadas con óxido de aluminio (Flexilium. Formas F2, F7 y F113. Macrodent. Bs. As. Argentina) para terminar de contornear y ajustar las formas, eliminar ángulos agudos, generar estrías y limpiar la estructura (Fig.7).

El espesor del margen de las estructuras primarias no fue menor que 0,3 mm en ningún punto de su superficie. Esto fue controlado rigurosamente con calibre.

Se arenaron con cristales de óxido de aluminio puro de 90µm (Cobra 90µm. No. 1584-1005 Renfert GmbH. Germany), en una micro-arenadora a 2 bar de presión (Rapiblast. Instrelec. Cba. Argentina) (Fig.7).



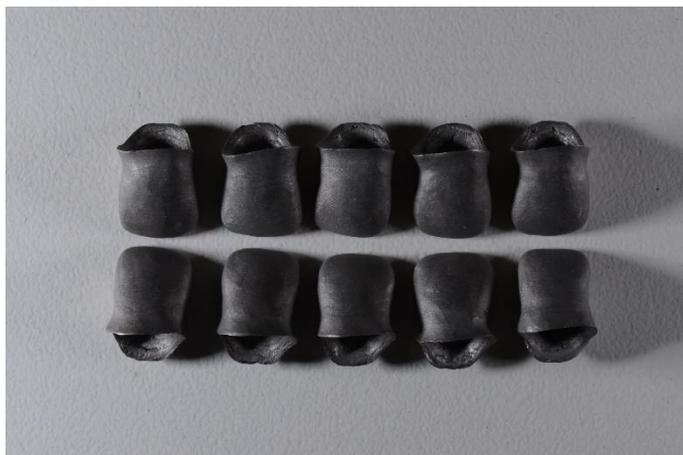
**Figura 7.** A. Estructura colada retirada del revestimiento. B. Estructura preparada. C. Estructura arenada con óxido de aluminio. D. Estructura ajustada, preparada y controlada sobre modelo maestro.

Terminado el procedimiento de ajuste y preparación, la interfaz marginal (estructura-modelo maestro), era controlada visualmente en toda su circunferencia con

un aumento de 20X (Lupa de alta graduación Galileo Italy. Ref. L8302LED), y táctilmente con una sonda periodontal preparada para tal fin.

Este control debía ser aceptado por el operador, y fue realizado en todas las estructuras de los grupos A, B y D.

Posteriormente a esto las muestras quedaban listas para ser mensuradas (Fig.8).



**Figura 8.** Estructuras primarias metálicas.

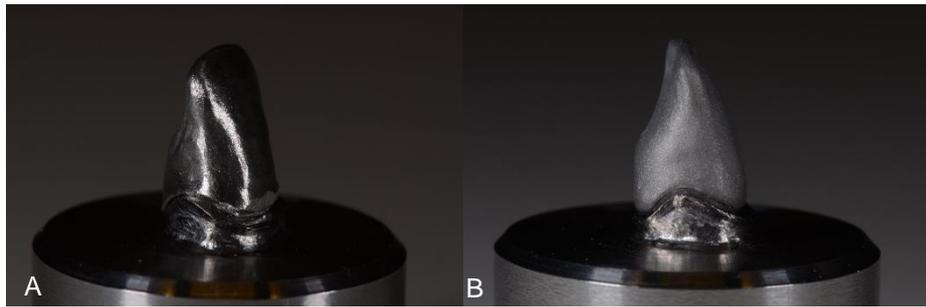
## **Grupo B**

Las muestras de este grupo se confeccionaron del mismo modo que en el Grupo A, hasta la preparación de la estructura inclusive. Posterior a ese paso se procedió de la siguiente forma.

### Recorte del margen coronario metálico

El margen de cada estructura primaria se recortó circunferencialmente hasta la unión del ángulo axio-gingival, dejando liberado completamente el margen del modelo maestro (Fig. 9). Este procedimiento se realizó a baja velocidad, con un disco montado de carborundum (Elite. 38 mm x 1 mm. Dedeco. N.Y. USA.), con micromotor y pieza de mano recta (M4 Doctor. Drillco. Bs. As. Argentina).

A continuación se arenaron con cristales de óxido de aluminio puro de 90µm (Cobra 90µm. No. 1584-1005 Renfert GmbH. Germany), en una micro-arenadora a 2 bar de presión (Rapiblast. Instrelec. Cba. Argentina).



**Figura 9.** A. Estructura ajustada y preparada, con margen recortado. B. Estructura arenada.

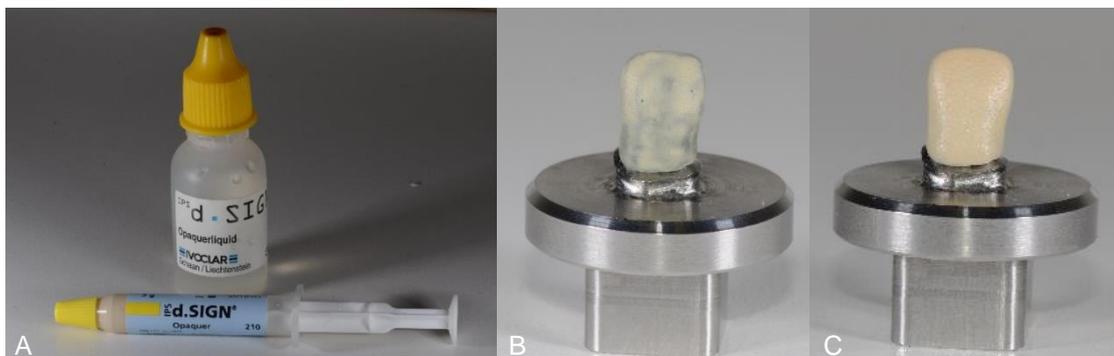
### Carga y cocción de sinterización de cerámica opaca

Las estructuras se limpiaron con agua hirviendo. Se mezcló sobre una loseta de vidrio de 18 cm x 13 cm, cerámica opaca en pasta (IPS d-SIGN opaquer. 210. IPS d-SIGN. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein) con líquido especial (IPS d-SIGN Opaquerliquid 15 ml. IPS d-SIGN. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein), hasta obtener una mezcla con la consistencia adecuada. Se cargó con pincel de pelo de marta N°1 (CASAN 1. S 310. Germany) una primera capa no cubriente (wash), sobre cada estructura y se sinterizó en horno (Proceram. Instrelec. Córdoba. Argentina), bajo parámetros recomendados por el fabricante (Tabla 1) (Fig. 10).

Terminado el ciclo de cocción de la primera capa de opaco se dejó enfriar completamente la estructura.

Se cargó la segunda capa de opaco con el mismo pincel de pelo de marta N°1 (CASAN 1. S.310. Germany), esta vez de forma que cubriera completamente la estructura y se procedió a su cocción de sinterización bajo parámetros recomendados por el fabricante (Tabla 1) (Fig. 10).

Terminado el ciclo de cocción de la segunda carga de opaco se dejó enfriar completamente la estructura.



**Figura 10.** A. Cerámica opaca. B. Primera carga y sinterización de opaco. C. Segunda carga y sinterización de opaco.

### Carga y cocción de sinterización de cerámica para hombro

En una loseta de vidrio de 18 cm x 13 cm Se mezcló polvo cerámico para hombro a base de fluorapatita-leucita (IPS d-SIGN. Margin 210. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein) con líquido especial (IPS d-SIGN. Margin Build-Up Liquid. Medium. 60 ml Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein) hasta obtener una consistencia adecuada. Con pincel de pelo de marta N° 6 y N° 8 (CASAN 6 y 8. S.310. Germany), se cargó masa cerámica hasta cubrir y completar la anatomía del margen del pilar (Fig. 11). Se dejó secar y se procedió al levante de la estructura con el hombro cerámico y se sinterizó en horno (Proceram. Instrelec. Córdoba. Argentina), bajo parámetros recomendados por el fabricante (Tabla 1).

Terminado el ciclo de cocción de la primera carga de hombro cerámico se dejó enfriar completamente la estructura. El hombro cerámico se repasó con piedras de diamante sinterizado de grano fino de distintas formas (Formas 5008HP, 5009HP, 5022HP. Edenta. Switzerland)



**Figura 11.** A. Cerámica para margen. B. Carga de margen cerámico. C. Margen cerámico sinterizado.

Posteriormente se realizó la segunda carga de masa para hombro para completar zonas no cubiertas del margen, debido a la contracción de la cerámica en la primera cocción. Se dejó secar por completo para proceder al levante de la estructura con el hombro y se sinterizó en horno (Proceram. Instrelec. Córdoba. Argentina) bajo parámetros del fabricante (Tabla 1).

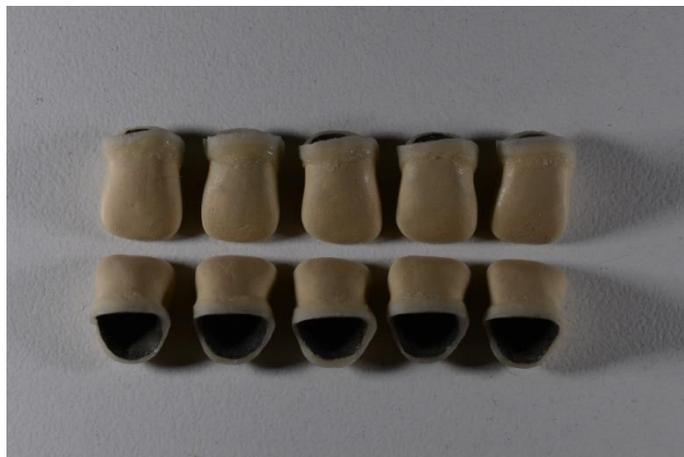
**TABLA 1.** Parámetros de cocción de cerámica opaca y cerámica para margen.

Cerámica IPS d-SIGN	T° Inicio	Mant/min	Trepada °C/min	T° Final	Mant/min	Inicio V.	Fin V.
<b>1<sup>er</sup> y 2<sup>da</sup> Cocción opaco</b>	403°C	6'	60°C	900°C	1:00	450°C	899°C
<b>1<sup>er</sup> y 2<sup>da</sup> Cocción margen</b>	403°C	6'	60°C	890°C	1:00	450°C	889°C

Terminado el ciclo de cocción de la segunda carga de hombro cerámico se dejó enfriar completamente la estructura. El hombro cerámico se repasó con piedras de diamante sinterizado de grano fino de distintas formas.

Se evaluó visualmente con aumento de 20X (Lupa de alta graduación Galileo Italy. Ref. L8302LED), la calidad del sellado del margen cerámico de la estructura primaria. Si era aceptado por el control visual y táctil, la estructura quedaba lista para su mensura (Fig. 12). Si la estructura presentaba zonas no selladas e inaceptables al examen visual-táctil, se realizaba una tercera carga y cocción de masa para hombro.

El espesor del margen cerámico de las estructuras primarias de este grupo, no debía ser menor a 0,5 mm en ningún punto de su superficie. Esto fue controlado rigurosamente con calibre.



**Figura 12.** Estructuras primarias metálicas con opaco y margen cerámico

## Grupo C

### Preparación del modelo maestro

El modelo maestro se pintó con 2 capas de laca espaciadora (Vita in-ceram. Laca separadora. Laca espaciadora. Vita Zahnfabrik. Germany).

Se dejó sin pintar un área circunferencial de 1 mm de altura, antes de llegar al margen dentario.

### Duplicado

El pilar del modelo maestro se duplicó utilizando silicona de adición (Ormplus putty soft. Major. Italy). Primero se impresionó el pilar con silicona pesada con un separador plástico interpuesto, se dejó fraguar y se retiró el separador. Posteriormente se impresionó con silicona liviana (Ormplus LV. Major. Italy) (Fig. 13).

La impresión se pulverizó con espray tenso-activo, reductor de tensión superficial (Aurofilm. Ref. 52019. BEGO Bremen. Germany), se dejó actuar unos minutos y se secó.

Luego se procedió a preparar un yeso especial, (Yeso especial Vita In-Ceram 20g. Vita Zahnfabrik. Germany), mezclado con 4,6 ml de agua destilada (Fig. 13).

Se colocó el agua en un recipiente limpio y se vertió la totalidad de un sobre. Se espatuló manualmente durante 1min hasta lograr la homogenización de la mezcla.

La mezcla se vació en la impresión del pilar sobre una vibradora (Quasar 2. Tecnomedica. Milano. Italia), evitando que se formen burbujas. Se dejó fraguar el yeso especial durante 2 h, con presurizado de 3 bar, antes de retirarlo de la impresión. Este procedimiento se repitió para cada vaciado.

La base de los pilares duplicados en yeso especial, fue recortada y aplanada (Fig. 13).



**Figura 13.** A. Yeso especial. B. Modelo maestro, impresión de silicona, duplicados en yeso especial.

#### Preparación del polvo de alúmina (barbotina)

Se colocó en un recipiente de vidrio una ampolla de 5 ml de líquido especial, (Vita In-Ceram. Mixing Liquid 5 ml. Vita Zahnfabrik. Germany), a la cual se le adicionó una gota de aditivo especial para la mezcla (Vita In-Ceram. Additive 5 ml. Vita Zahnfabrik. Germany), y se permitió que se mezclaran brevemente en ultrasonido (Vitasonic II para In-Ceram. Vita Zahnfabrik. Germany) (Fig. 14).

Se utilizaron 38 g de polvo de alúmina (Vita In-Ceram. Polvo  $Al_2O_3$ . 200g. Vita Zahnfabrik. Germany) (Fig.14), los cuales fueron vertidos poco a poco en pequeñas raciones en el recipiente con el líquido, para mezclarlo en el ultrasonido durante 2 min. Este procedimiento se realizó tres veces. Una vez añadido todo el polvo, se colocó la mezcla sobre el ultrasonido durante 7 min para su completa homogenización, (Vitasonic II para In-Ceram. Vita Zahnfabrik. Germany).

Posteriormente a esto se sometió la mezcla a vacío durante 1 min.



**Figura 14.** A. Líquido especial para mezcla. B. Aditivo. C. Polvo de alúmina.

### Aplicación y sinterización de la barbotina

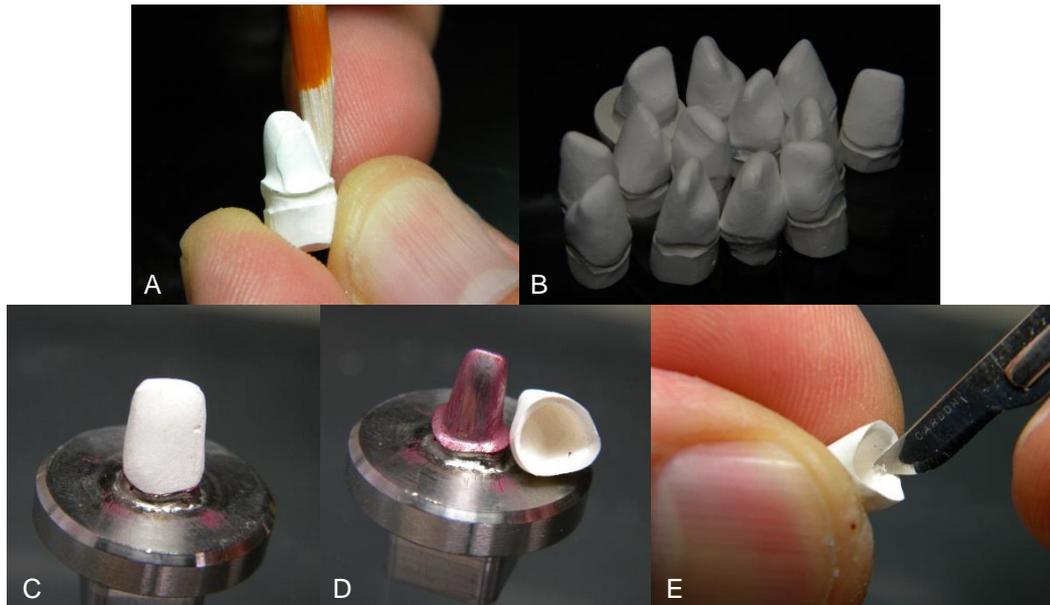
Con pincel de pelo de marta sintético N°6, se aplicó capa por capa la barbotina sobre cada uno de los pilares duplicados y se fueron contorneando para lograr la forma adecuada de la estructura. Este paso se realizó sin la utilización de la llave de silicona, ya que no era posible re-posicionarla sobre los pilares duplicados (Fig. 15).

Inmediatamente de terminada de confeccionar la estructura en barbotina se sinterizaron sobre los pilares de yeso especial, en horno para cerámica (Inceramat 3T. Vita Zahnfabrik. Germany), durante 1h a 1120 °C.

Sinterizadas las estructuras, se retiraron de los pilares para controlar su ajuste al pilar maestro. Se pintó el pilar con lápiz labial para utilizarlo como marcador de puntos de sobre-compresión. Los puntos que se marcaron fueron eliminados por raspado con una hoja de bisturí N°15 (Fig. 15).

Se controló que los espesores de las paredes axiales y el borde incisal, no fueran menores que 0,5 mm y 0,7 mm respectivamente.

Ajustadas las estructuras al modelo maestro, se controlaron con un líquido especial (Vita In-Ceram Líquido de control. Vita Zahnfabrik. Germany) en busca de fisuras y, si se hallaba alguna, la estructura se volvía a fabricar.



**Figura 15.** A. Aplicación de barbotina. B. Estructuras de barbotinas terminadas. C. Asentamiento sobre pilar pintado. D. Evaluación de puntos marcados. E. Eliminación por raspado con bisturí.

### Cocción de infiltración del vidrio

Las estructuras se colocaron sobre un soporte metálico revestidas con una porción de sílice blanda para brindar mejor asiento a las estructuras y evitar escurrimientos indeseados del vidrio. Se mezcló polvo de vidrio (Vita In-Ceram Alumina Glass Powder. Vita Zahnfabrik. Germany) (Fig. 16), con agua destilada y se colocó una gota de la mezcla del polvo de vidrio sobre los bordes incisales y se procedió a la cocción de infiltración en horno para cerámica (Inceramat 3T. Vita Zahnfabrik. Germany), durante 2h a 1110 °C.

Se dejaron enfriar las estructuras a temperatura ambiente



**Figura 16.** Polvo de vidrio para infiltrar estructuras de alúmina.

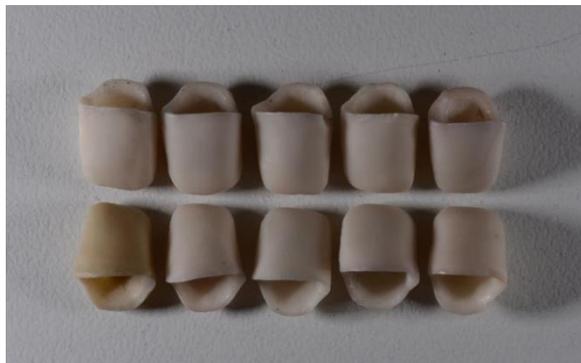
Luego se procedió a retirar los excedentes importantes de vidrio con piedras de carburo de silicio refrigeradas con aire de distintas formas.

Los restos de vidrio se eliminaron en una arenadora, (Arenadora Tecnomédica. Italia) con Óxido de aluminio de 110  $\mu\text{m}$  (Korox 110 BEGO. Bremen. Germany), a 3 bar de presión.

Posteriormente a esto se realizaron tres cocciones de control de vidrio según parámetros del fabricante, en horno Inceramat 3T (Vita Zahnfabrik. Germany), durante 5 min a 1000 °C. Después de la primera y segunda cocción se arenaron nuevamente las estructuras con óxido de aluminio de 110  $\mu\text{m}$  (Korox 110 BEGO. Bremen. Germany) a 3 bar de presión.

Terminada la tercera cocción de control de vidrio, no se arenaron las estructuras, y quedaron listas para ser mensuradas (Fig. 17).

El espesor del margen de las estructuras primarias de alúmina infiltradas con vidrio, no debía ser menor que 0,5 mm en ningún punto de su superficie. Esto fue controlado, al igual que la adaptación marginal, por el técnico de laboratorio dental que desarrolló este grupo.

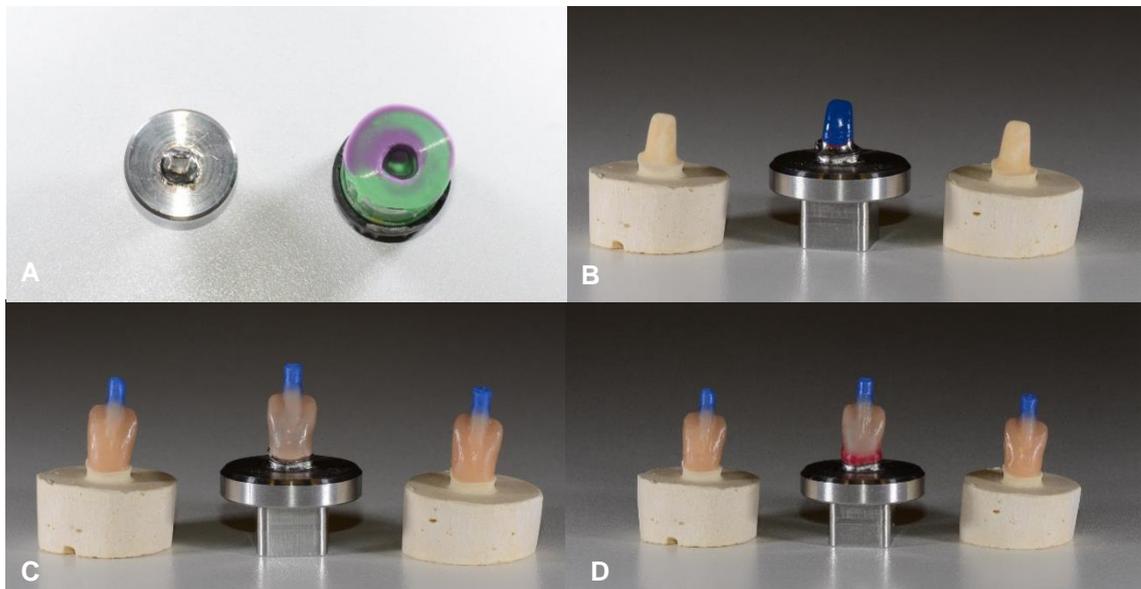


**Figura 17.** Estructuras primarias de cerámica infiltrada de óxido de aluminio.

## Grupo D

Las estructuras primarias se confeccionaron de manera similar a las del grupo A y B hasta el calentamiento de los cilindros inclusive.

Se enceraron tres patrones de cera a la vez. Se duplicó el modelo maestro con silicona de adición (Elite P&P Putty Soft y Elite HD+, Super Ligth Body, Fast Set. Zhermac k. Rovigio-Italy), y se obtuvieron 2 troqueles para soportar patrones ya encerados antes de investirlos. Los encerados se realizaban sobre el modelo maestro (Fig. 18).

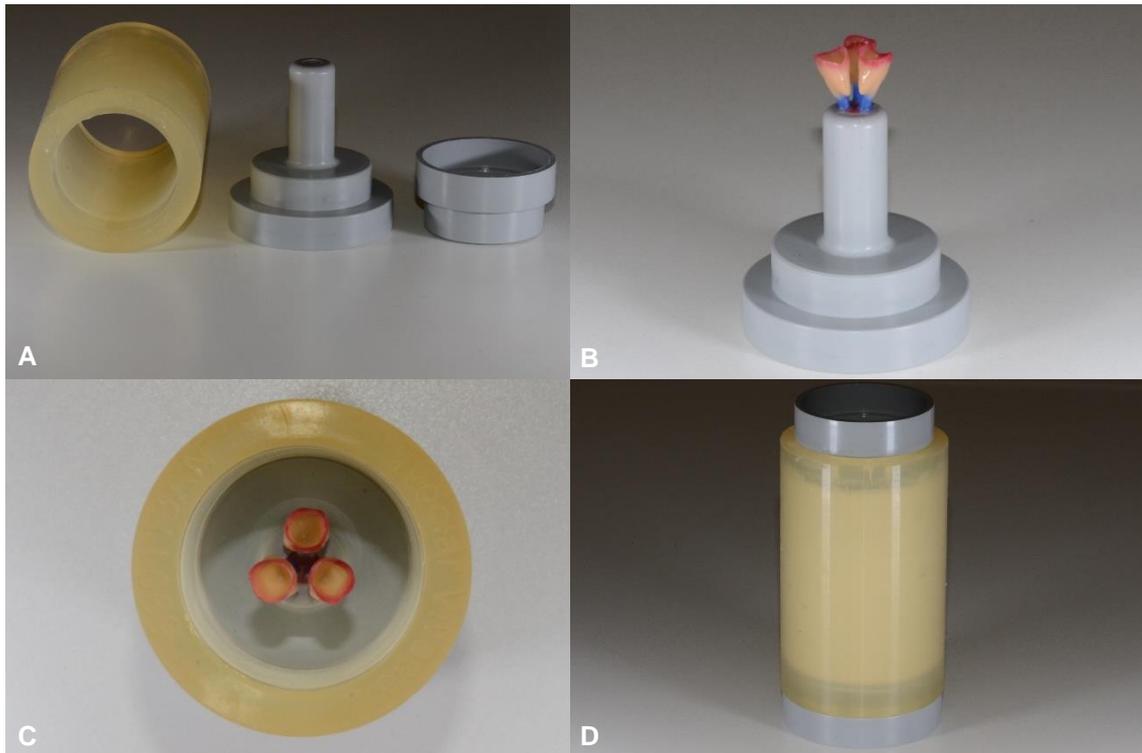


**Figura 18.** A. Impresión del modelo maestro. B. Duplicados en yeso. C. Patrones encerados. D. Patrón de cera ajustado con cera cervical sobre modelo maestro.

Los patrones se posicionaron sobre el extremo del formador de túnel de una base para cilindros de 100 g, se utilizó un aro de goma siliconado al cual, una vez lleno con el revestimiento, se le colocó la tapa de cierre del sistema (IPS Investment Ring System. Ivoclar Vivadent. Schaan. Liechtenstein) (Fig. 19).

Para investir los patrones de cera se utilizó un revestimiento a base de sílice-fosfato (Fórmula 1. Whip Mix Corporation. Louisville. USA). Se empleó un sobre de 100 g mezclado con 22 ml de líquido, conformado por 15 ml de líquido especial y 7 ml de agua destilada. La proporción polvo-líquido utilizada fue la recomendada por el fabricante.

El cilindro de revestimiento ya fraguado se colocó en horno eléctrico para la completa eliminación de la cera. La trepada de calentamiento fue la misma que se utilizó para el grupo A y B, al igual que la temperatura final, 850 °C.



**Figura 19.** A. Sistema de investido para inyección. B. Patrones con bebederos sobre formador de túnel. C. Ubicación de los patrones encerados. D. Cilindro completo con revestimiento y tapa.

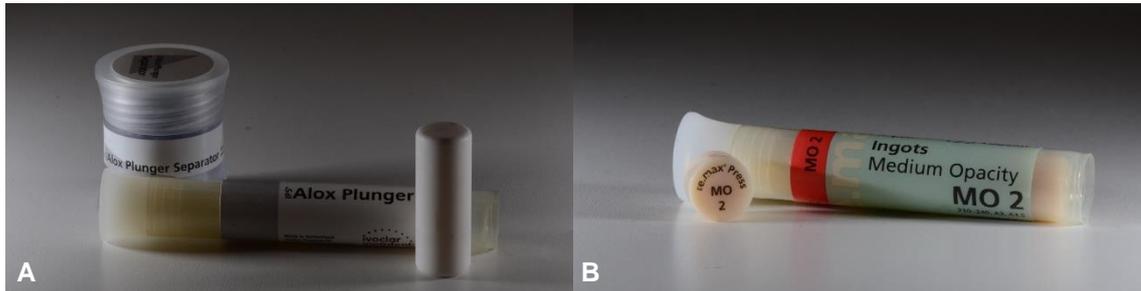
### Inyección del material cerámico

Se utilizó un horno para inyectar cerámica, (RS 34 inyect. Instrelec. Córdoba. Arg). Se precalentó a 403 °C y se dio inicio al programa correspondiente para aros de 100 g de revestimiento, según parámetros del fabricante. Alcanzados los 700 °C, se produjo el descenso de la platina para colocar el cilindro de revestimiento, el cual se retiró del horno de calentamiento y se apoyó sobre una placa auxiliar del horno para inyectar.

Se introdujo dentro del túnel del cilindro una pastilla de disilicato de litio de 3 g (IPS e.max Press MO2. Ivoclar Vivadent. Schaan. Liechtenstein), y sobre esta se colocó un pistón macizo de óxido de aluminio (IPS Alox Plunger. Ivoclar Vivadent. Schaan. Liechtenstein) que fue previamente humectado en un polvo separador de cerámica (IPS Alox Plunger Separator. Ivoclar Vivadent. Schaan. Liechtenstein) (Fig. 20). El conjunto cilindro-pastilla-pistón se colocó en el centro de la platina del horno de inyección y se continuó con el programa.

Al llegar a la temperatura final de 925 °C se mantuvo durante 15 min. Al cumplir este tiempo, comenzó la inyección por presión del pistón sobre la pastilla de cerámica que se realizó a 250 N durante 3 min.

Terminado el ciclo de inyección se dejó enfriar completamente al conjunto cilindro de revestimiento-pistón.



**Figura 20.** A. Pistón macizo para inyectar cerámica y separador. B. Pastilla cerámica de disilicato de litio.

### Remoción del revestimiento y limpieza de las estructuras inyectadas en cerámica

Se procedió al retiro del pistón marcando en las paredes del cilindro el extremo del pistón y, mediante un corte no completo con sierra sagital, se procedió a la fractura de la porción del cilindro que contenía al pistón.

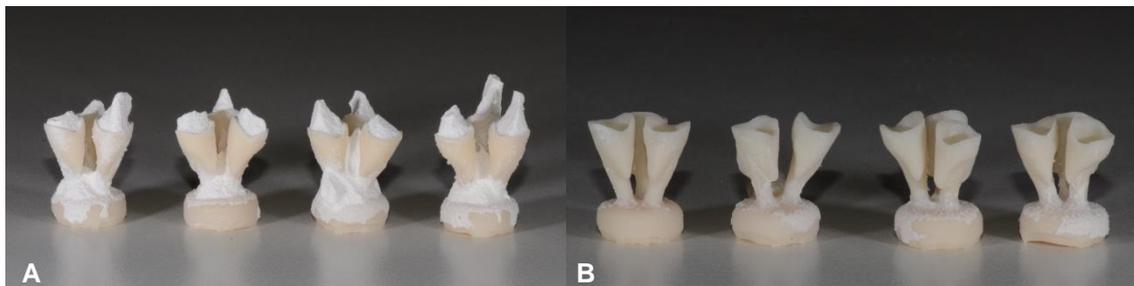
La parte del cilindro de revestimiento que contenía las estructuras inyectadas, se eliminó con micro-arenadora (Rapiblast. Instrelec. Córdoba. Argentina), con chorreado de perlas de vidrio de 100  $\mu\text{m}$  (Rolloblast 100  $\mu\text{m}$ . No. 1589-1005 Renfert GmbH. Germany) a 4 bar de presión.

Una vez obtenido el bloque completo de la estructura inyectada con su bebedero y botón cerámico, el revestimiento que se encontraba en el interior de la estructura primaria fue eliminado con micro-arenadora (Rapiblast. Instrelec. Córdoba. Argentina) y chorreado de perlas de vidrio de 100  $\mu\text{m}$  (Rolloblast 100  $\mu\text{m}$ . No. 1589-1005 Renfert GmbH. Germany) a 2 bar de presión (Fig. 21).

Para eliminar la capa de reacción generada entre el revestimiento y la cerámica, el bloque inyectado completo fue sumergido en un recipiente con una solución de ácido fluorhídrico (IPS e.max Press Invex Liquid. Ivoclar Vivadent. Schaan. Liechtenstein), el cual fue llevado a un ultrasonido (Biosonic. Coltene Whaledent), y se dejó actuar durante 20 min.

Al finalizar el ciclo en el ultrasonido se retiró el bloque de la solución ácida y se lavó directamente bajo un chorro de agua. Se dejó secar completamente y se procedió a separar las estructuras de los bebederos por corte con disco de diamante (Diamond disc. Edenta. Switzerland)

Posteriormente a esto, los restos de la capa de reacción que aún quedaban en las estructuras, se eliminaron con piedras de diamantes esféricas, flamas, troncocónicas, montadas en pieza de mano recta a baja velocidad (M4 Doctor. Drillco. Bs. As. Argentina). El polvillo generado se eliminó con aire a presión.



**Figura 21.** A. Estructuras de disilicato inyectadas. B. Estructuras sin revestimiento.

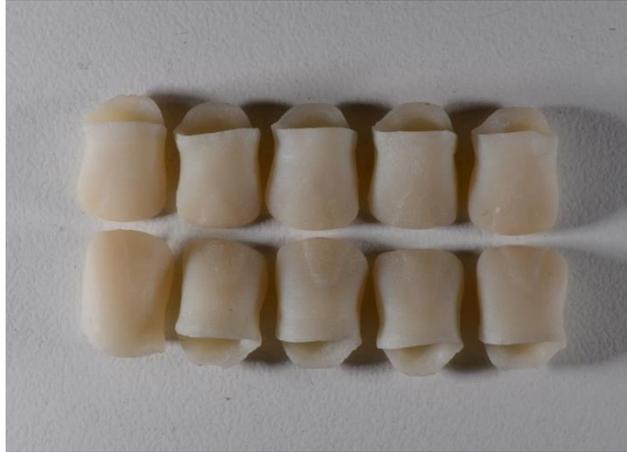
### Ajuste de las estructuras inyectadas

Antes de asentar y ajustar las estructuras sobre el pilar del modelo maestro, se controló visualmente con un aumento de 20X (Lupa de alta graduación Galileo Italy. Ref. L8302LED), que no quedaran restos de capa de reacción, polvillo, nódulos o asperezas en la superficie interna de las muestras.

A fin de mejorar el asentamiento se colocó silicona liviana (Elite HD+, Super Ligth Body, Fast Set. Zhermack. Rovigio-Italy. Ref C203050), en el interior de las estructuras como indicador de zonas de sobre-compresión, se posicionaron sobre el modelo maestro manteniéndolas bajo presión hasta que la silicona fraguara. Los puntos que indicaban sobre-compresión fueron aliviados con piedras de diamante de diferentes formas. Este procedimiento se realizó por lo menos una vez en todas las muestras, en aquellas que no fue suficiente se repitió por segunda vez, hasta asegurar que el espesor de silicona no presentara zonas de sobre-compresión.

Terminado el proceso de asentamiento y ajuste, las estructuras se arenaron con cristales de óxido de aluminio puro de 90  $\mu\text{m}$  (Cobra 90  $\mu\text{m}$ . No. 1584-1005 Renfert GmbH. Germany), en una micro-arenadora a 2 bar de presión (Rapiblast. Instrelec. Córdoba. Argentina), como indica el fabricante antes de ser revestidas con cerámica, quedando listas para ser mensuradas (Fig. 22).

El espesor del margen de las estructuras primarias inyectadas de disilicato de litio, no debía ser menor que 0,5 mm en ningún punto de su superficie. Esto fue controlado rigurosamente con calibre. El control visual-táctil se realizó del mismo modo que en el grupo A y B.



**Figura 22.** Estructuras primarias de cerámica inyectada de disilicato de litio.

## Grupo E

### Escaneado del modelo maestro

El modelo maestro se escaneó con un scanner y un sensor 3D, (Ceramill Map 100 Scanner Serialno. SO-20227.03-09-069, Sensor Serialno SO-20226.04-10-001. Amann Girrbach. Austria) (Fig. 23). También se escaneó una estructura primaria metálica, confeccionada con la llave de silicona, a fin de obtener estructuras de dióxido de zirconio coincidente con la anatomía del incisivo.



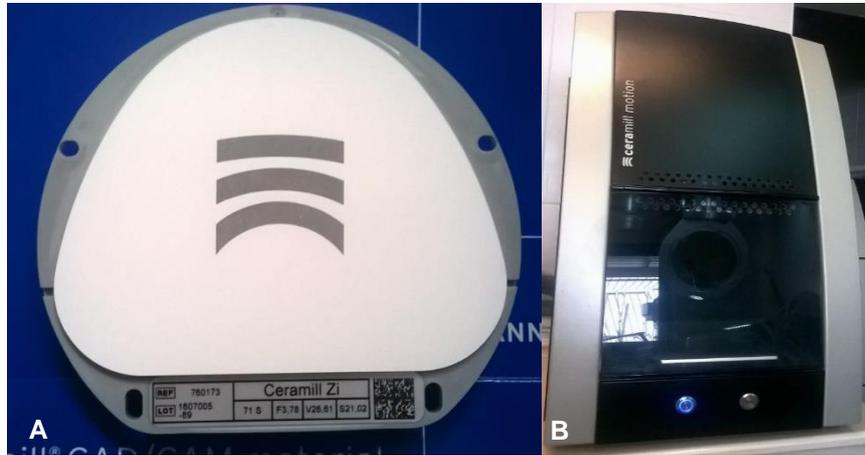
**Figura 23.** Escáner.

### Obtención del modelo 3D y diseño CAD.

Digitalizado el modelo maestro se obtuvo el modelo 3D y sobre este se diseñó, con el software (Ceramill Mind software 3.3.6.966. Amann Girrbach. Austria), la estructura primaria a fresar en dióxido de zirconio. El espacio para el cemento se fijó en 50  $\mu\text{m}$ .

### Fresado y obtención de las estructuras

Se utilizó una fresadora CAM (Ceramill Motion. SN AAB11579. LOT AGR825. Amann Girrbach. Austria), con un taco de óxido de zirconio pre-sinterizado (Ceramill Zi 71 S (14 mm). Ref 760173. Amann Girrbach. Austria) (Fig. 24).



**Figura 24.** A. Taco de zirconia. B. Fresadora asistida por computadora.

### Sinterización de las estructuras

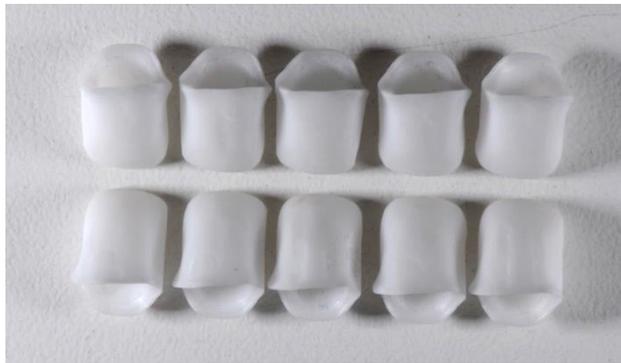
Las estructuras primarias se sinterizaron en horno durante 2 h (Ceramill Therm. Serial No SO-20226.04-10-001. Amann Girrbach. Austria), a 1450 °C bajo una atmósfera de argón a 1 bar (Fig. 25).



**Figura 25.** Horno para sinterizar estructuras de dióxido de zirconio.

Finalizada la sinterización las estructuras quedaron listas para ser mensuradas (Fig. 26).

El espesor del margen de las estructuras primarias de dióxido de zirconio, procesadas por CAD/CAM, no debía ser menor que 0,5 mm en ningún punto de su superficie. Esto fue controlado, al igual que la adaptación marginal, por el técnico de laboratorio dental que desarrolló este grupo.



**Figura 26.** Estructuras primarias de dióxido de zirconio.

### **Carga de cerámica de revestimiento (confección de restauraciones coronarias)**

Una vez realizadas las mediciones, de la DMA de las estructuras primarias de los 5 grupos, se procedió a cargarlas con cerámica de revestimiento.

Todas las cargas y ajustes fueron realizados por el mismo operador. Las cocciones de sinterización y glaseado de todas las muestras se realizaron con el mismo horno eléctrico (Proceram. Instrelec. Córdoba. Argentina).

### **Grupo A**

Las estructuras metálicas se limpiaron bajo un chorro de agua hirviendo. Una vez secas se procedió de la siguiente forma con todas las muestras del grupo.

#### **Primera y segunda carga de opaco**

Se mezcló sobre una loseta de vidrio de 18 cm x 13 cm, cerámica opaca en pasta (IPS d-SIGN opaquer. 210. IPS d-SIGN. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein) con líquido especial (IPS d-SIGN Opaquerliquid 15 ml. IPS d-SIGN. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein) (Fig. 10-A), hasta obtener una mezcla con la consistencia adecuada. Se cargó con pincel de pelo de marta N°1 (CASAN 1. S 310. Germany) una primera capa no cubriente (wash), sobre cada estructura y se sinterizó en horno (Proceram. Instrelec. Córdoba. Argentina), bajo parámetros recomendados por el fabricante.

Terminado el ciclo de cocción de la primera capa de opaco se dejó enfriar completamente la estructura.

Se cargó la segunda capa de opaco con el mismo pincel de pelo de marta N°1 (CASAN 1. S.310. Germany), esta vez de forma que cubriera completamente la estructura y se procedió a su cocción de sinterización bajo parámetros recomendados por el fabricante (Ver Tabla 1).

Terminado el ciclo de cocción de la segunda carga de opaco se dejó enfriar completamente la estructura.

#### Primera carga de cerámica y cocción de sinterización.

Se mezcló sobre loseta de vidrio de 18 cm x 13 cm polvo de cerámica de vidrio a base de fluorapatita-leucita (IPS d-SIGN. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein), con líquido de modelar (IPS d-SIGN. Build-Up Liquid. Medium. 60 ml Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein), hasta obtener una consistencia adecuada (Fig. 27).



**Figura 27.** Cerámica de revestimiento y líquido de modelar para estructuras primarias del grupo A y B.

Se aplicó separador de cerámica a la llave de silicona (IPS Ceramic Separating Liquid 15 ml. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein) y se dejó secar. Este procedimiento se repitió antes de cada carga.

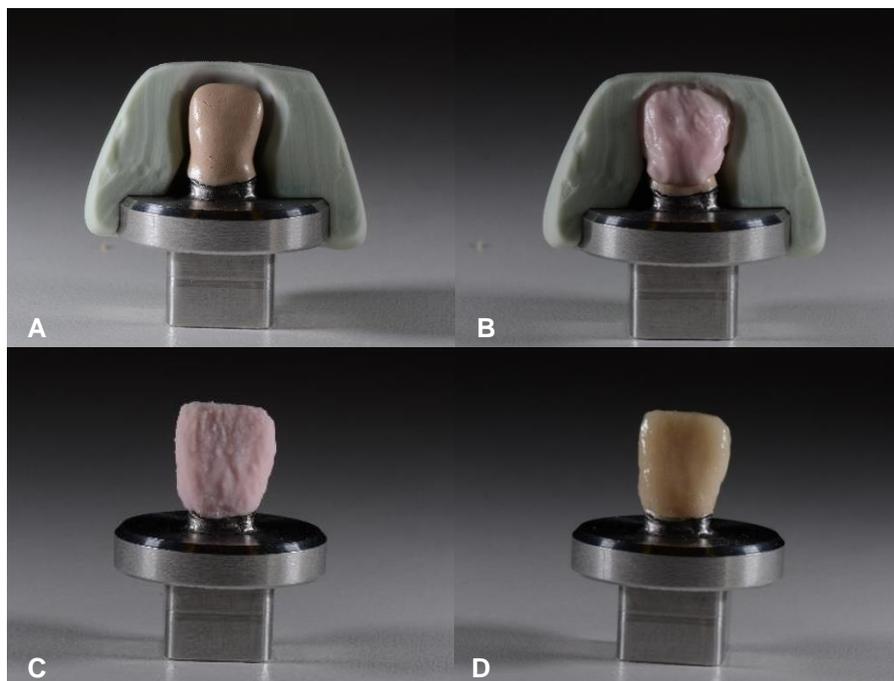
Se reposicionó la llave de silicona sobre el modelo maestro. El espacio existente entre la llave y la estructura primaria se completó con masa cerámica, que se cargó con un pincel N°8 de pelo de marta (CASAN 8. S.310. Germany). Se retiró la llave y se completó la anatomía de la cara palatina (Fig. 28).

Esta carga se realizó en su totalidad con masa de dentina. (IPS d-SIGN. Dentin 210. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein).

Las muestras se retiraron del modelo maestro y se controló, visualmente con un aumento de 20X ((Lupa de alta graduación Galileo Italy. Ref. L8302LED), si alguna partícula de polvo cerámico se había depositado en el interior o en el margen de la estructura. Si alguna partícula era hallada se retiraba con un pincel húmedo de pelo de marta N°1(CASAN 1. S.310. Germany).

Posteriormente a esto, las muestras se colocaron en soportes metálicos sobre una rejilla cerámica y se llevaron a horno para su sinterización, según parámetros

indicados por el fabricante (Tabla 2). Terminado el programa de sinterización se dejaron enfriar completamente.



**Figura 28.** A. Estructura con opaco. B. Primera carga de cerámica con llave de silicona. C. Anatomía completa sin llave. D. Primera cocción de sinterización.

#### Segunda carga de cerámica y cocción de sinterización.

Antes de realizar esta carga, las restauraciones se repasaron en su totalidad con piedras verdes de carburo de silicio y diamantes sinterizados de granulometría fina de diferentes formas.

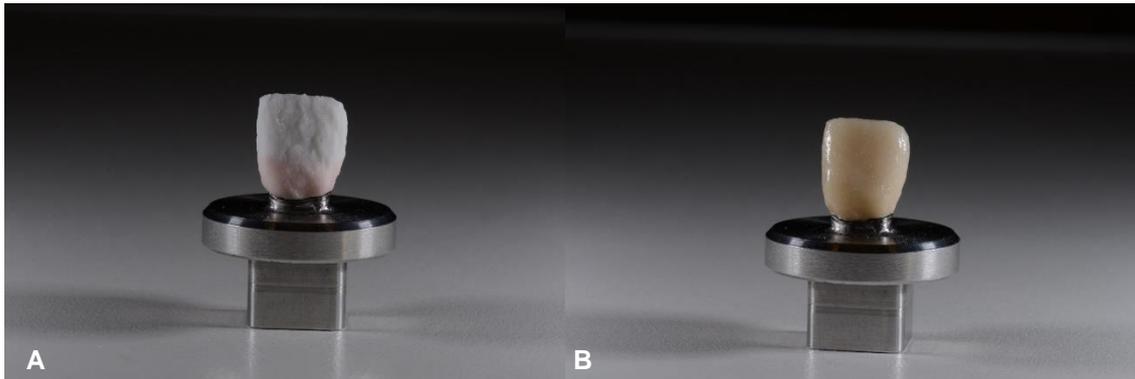
Se cargó masa cerámica con un pincel de pelo de marta N°8 (CASAN 8. S.310. Germany), se utilizó incisal y dentina (IPS d-SIGN. Incisal S2 / IPS d-SIGN Dentin 210. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein poner nombre), mezcladas con líquido de modelar (IPS d-SIGN. Build-Up Liquid. Medium. 60 ml Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein), estratificándolas y respetando la anatomía lograda con la primera carga. Se sobre-contorneó el tamaño del incisivo para compensar la contracción de la cerámica durante la sinterización (Fig. 29).

Esta carga se llevó a cabo sin la llave de silicona, ya que luego de la primera sinterización no era posible reposicionarla correctamente en el modelo maestro.

Las muestras se retiraron del modelo maestro y, en cada una de ellas, se volvió a realizar el procedimiento visual de control con magnificación a 20X en busca de partículas de polvo cerámico.

Posteriormente a esto, las muestras se colocaron en soportes metálicos sobre una rejilla cerámica y se llevaron a horno para su sinterización según parámetros

indicados por el fabricante (Tabla 2). Terminado el programa de sinterización, se dejaron enfriar completamente.



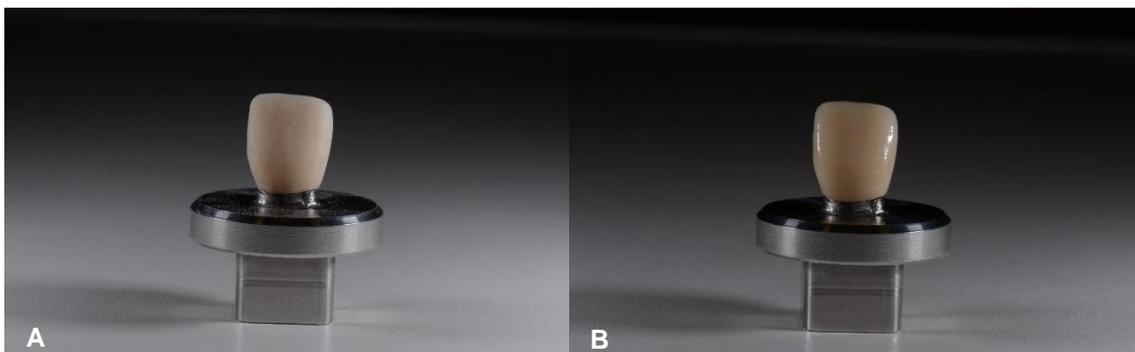
**Figura 29.** A. Segunda carga de cerámica sin llave de silicona. B. Segunda cocción de sinterización.

### Cocción de glaseado.

Antes de realizar esta cocción, las restauraciones se repasaron en su totalidad con piedras verdes de carburo de silicio y diamantes sinterizados de granulometría fina de diferentes formas. El polvillo se eliminó con agua y aire a presión. Se dejó secar completamente (Fig. 30).

Esta cocción se llevó a cabo siguiendo los parámetros indicados por el fabricante (Tabla 2). No se utilizó masa de glasear.

Terminada la cocción de glaseado, las muestras quedaban listas para ser mensuradas nuevamente (Fig. 31).



**Figura 30.** A. Restauración repasada con piedras. B. Cocción de glaseado finalizada.

**TABLA 2.** *Parámetros cocción de sinterización y glaseado cerámica de revestimiento grupos A y B*

Cerámica IPS d-SIGN	T° Inicio	Mant/min	Trepada °C/min	T° Final	Mant/min	Inicio V.	Fin V.
<b>1<sup>er</sup> Cocción de dentina</b>	403°	4'	60°	870°	1:00	450°	869°
<b>2<sup>da</sup> Cocción de esmalte</b>	403°	4'	60°	870°	1:00	450°	869°
<b>Cocción de glaseado</b>	403°	4'	60°	870°	1:00	450°	869°



**Figura 31.** Restauraciones coronarias de metal-cerámica con estructuras primarias metálicas.

### **Grupo B**

Este grupo ya contaba con el opaco y el margen cerámico sinterizados.

El procedimiento, instrumental, cerámica y parámetros de sinterización utilizados en este grupo, para la primera y segunda carga de cerámica y glaseado, fue el mismo que en el grupo A (Tabla 2).

Terminada la cocción de glaseado las muestras quedaban listas para ser mensuradas nuevamente (Fig. 32).



**Figura 32.** Restauraciones coronarias de metal-cerámica con estructuras primarias metálicas con margen cerámico.

### **Grupo C**

El procedimiento e instrumental utilizados en este grupo para la primera y segunda carga de cerámica de revestimiento y glaseado, fue el mismo que el grupo A y B, a excepción de la cerámica de revestimiento utilizada y los parámetros para su sinterización.

Las estructuras de alúmina infiltradas con vidrio se limpiaron bajo un chorro de agua hirviendo. Una vez secas se procedió de la siguiente forma con todas las muestras del grupo.

#### Primera carga de cerámica y cocción de sinterización.

Para confeccionar las restauraciones de este grupo, se utilizó una cerámica de estructura fina, (Vita VM7. Transpa-Dentine. 3M2. Vita Zahnfabrik. Germany) que se mezcló con líquido de modelar (Vita Modelling Liquid. 50ml. Vita Zahnfabrik. Germany), hasta obtener una consistencia adecuada (Fig. 33).



**Figura 33.** Cerámica de revestimiento y líquido de modelar para estructuras primarias del grupo C.

Los parámetros de la cocción de sinterización fueron los indicados por el fabricante (Tabla 3).

**TABLA 3.** *Parámetros cocción de sinterización y glaseado cerámica de revestimiento grupo C*

Cerámica Vita VM7	T° Inicio	Mant/min	Trepada °C/min	T° Final	Mant/min	Inicio V.	Fin V.
<b>1<sup>er</sup> Cocción de dentina</b>	500°	6'	55°	910°	1:00	500°	910°
<b>2<sup>da</sup> Cocción de esmalte</b>	500°	6'	55°	900°	1:00	500°	900°
<b>Cocción de glaseado</b>	500°	0'	80°	900°	1:00	500°	900°

Terminado el programa de sinterización, las muestras se dejaron enfriar completamente.

#### Segunda carga y cocción de sinterización.

Se utilizó masas de dentina y esmalte, (Vita VM7. Transpa-Dentine. 3M2 / Vita VM7 Enamel. ENL. Vita Zahnfabrik. Germany) que se mezcló con líquido de modelar (Vita Modelling Liquid. 50ml. Vita Zahnfabrik. Germany) (Fig. 33), hasta obtener una consistencia adecuada, estratificándolas y respetando la anatomía lograda con la primera carga.

Los parámetros de la cocción de sinterización fueron los indicados por el fabricante (Tabla 3).

Terminado el programa de sinterización, las muestras se dejaron enfriar completamente.

#### Cocción de glaseado.

Los parámetros para la cocción fueron los indicados por el fabricante (Tabla 3) No se utilizó masa de glasear.

Terminada la cocción de glaseado las muestras quedaban listas para ser medidas nuevamente (Fig. 34).



**Figura 34.** Restauraciones coronarias de cerámica pura con estructuras primarias infiltradas con vidrio.

#### **Grupo D**

Las estructuras inyectadas de disilicato de litio se limpiaron bajo un chorro de agua hirviendo. Una vez secas se procedió de la siguiente forma con todas las muestras del grupo.

#### Cocción de preparación (wash)

Se aplicó a las estructuras una capa de líquido para glasear (IPS e.max Ceram Glaze and Stain Liquid allround. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein), y sobre ellas se espolvoreó polvo cerámico (IPS e-max Ceram Dentin 310. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein).

Los parámetros de la cocción de sinterización fueron los indicados por el fabricante (Tabla 4).

Terminado el programa de sinterización del wash, las muestras se dejaron enfriar completamente.

El procedimiento e instrumental utilizados en este grupo, para la primera y segunda carga de cerámica de revestimiento y glaseado, fue el mismo que los grupos anteriores; a excepción de la cerámica de revestimiento utilizada y los parámetros para su sinterización.

Primera carga y sinterización de cerámica de revestimiento:

Para confeccionar las restauraciones de este grupo, se utilizó una cerámica de vidrio de nano-flúor-apatita de baja fusión (IPS e.max Ceram. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein).

Se utilizó únicamente masa de dentina (IPS e-max Ceram Dentin 310. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein), mezclada con líquido de modelar (IPS e.max Ceram Build-Up Liquid. Allround, 60ml. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein) (Fig. 35).



**Figura 35.** Cerámica de revestimiento y líquido de modelar para estructuras primarias del grupo D.

Los parámetros de la cocción de sinterización fueron los indicados por el fabricante (Tabla 4).

**TABLA 4.** *Parámetros cocción de sinterización y glaseado cerámica de revestimiento grupos D y E*

Cerámica e-max ceram	T° Inicio	Mant/min	Trepada (°C/min)	T° Final	Mant/min	Inicio V.	Fin V.
<b>Cocción de wash</b>	403°C	4'	50°C	750°C	1:00	450°C	749°C
<b>1<sup>er</sup> Cocción de dentina</b>	403°C	4'	50°C	750°C	1:00	450°C	749°C
<b>2<sup>da</sup> Cocción de esmalte</b>	403°C	4'	50°C	750°C	1:00	450°C	749°C
<b>Cocción de glaseado</b>	403°C	6'	60°C	725°C	1:00	450°C	724°C

Terminado el programa de sinterización, las muestras se dejaron enfriar completamente.

### Segunda carga y sinterización de cerámica de revestimiento:

Se utilizaron masas de dentina y esmalte (IPS e-max Ceram Incisal I2 / Dentin 310. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein), mezcladas con líquido de modelar (IPS e.max Ceram Build-Up Liquid. Allround, 60ml. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein).

Los parámetros de la cocción de sinterización fueron los indicados por el fabricante (Tabla 4).

Terminado el programa de sinterización, las muestras se dejaron enfriar completamente.

### Cocción de glaseado.

Los parámetros para la cocción fueron los indicados por el fabricante (Tabla 4) No se utilizó masa de glasear.

Terminada la cocción de glaseado las muestras quedaban listas para ser mensuradas nuevamente (Fig. 36).



**Figura 36.** Restauraciones coronarias de cerámica pura con estructuras primarias inyectadas de disilicato de litio.

## **Grupo E**

Las estructuras de dióxido de zirconio obtenidas por sistema CAD/CAM se limpiaron bajo un chorro de agua hirviendo. Una vez secas se procedió de la siguiente forma con todas las muestras del grupo.

### Aplicación y cocción del liner

Se utilizó un liner para estructuras de dióxido de zirconio (IPS e-max Ceram ZirLiner 2 Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein), mezcladas con líquido de modelar (IPS e.max Ceram ZirLiner Build-Up Liquid. Allround, 60ml. Ivoclar-Vivadent. Schaan. Liechtenstein) (Fig. 37).



**Figura 37.** Liner y líquido de modelar para estructuras de dióxido de zirconio.

Los parámetros de la cocción de sinterización fueron los indicados por el fabricante (Tabla 5).

**TABLA 5.** *Parámetros cocción de sinterización Zirliner grupo D*

Cerámica e-max ceram	T° Inicio	Mant/min	Trepada °C/min	T° Final	Mant/min	Inicio V.	Fin V.
<b>Cocción ZirLiner</b>	403°C	4'	60°C	960°C	1:00	450°C	959°C

Terminado el programa de sinterización, las muestras se dejaron enfriar completamente.

El procedimiento, instrumental, cerámica y parámetros de sinterización utilizados en este grupo, para cocción de wash, primera y segunda carga de cerámica y glaseado, fue el mismo que en el grupo D (Tabla 4).

Terminada la cocción de glaseado las muestras quedaban listas para ser mensuradas nuevamente (Fig. 38).



**Figura 38.** Restauraciones coronarias de cerámica pura con estructuras primarias de zirconia obtenidas por CAD/CAM.

### **Mediciones de la DMA de estructuras primarias y restauraciones coronarias terminadas**

A fin de lograr un adecuado análisis del desajuste marginal y obtener mediciones fiables de la DMA, antes y después de la carga de cerámica, se construyó un aparato-soporte (Fig. 39) que permitiera:

1. Posicionar al conjunto modelo maestro-muestra, en el plano horizontal.
2. Someter al conjunto modelo maestro-muestra a una carga constante durante las mediciones.
3. Rotar al conjunto modelo maestro-muestra, bajo carga, en 8 posiciones repetibles.



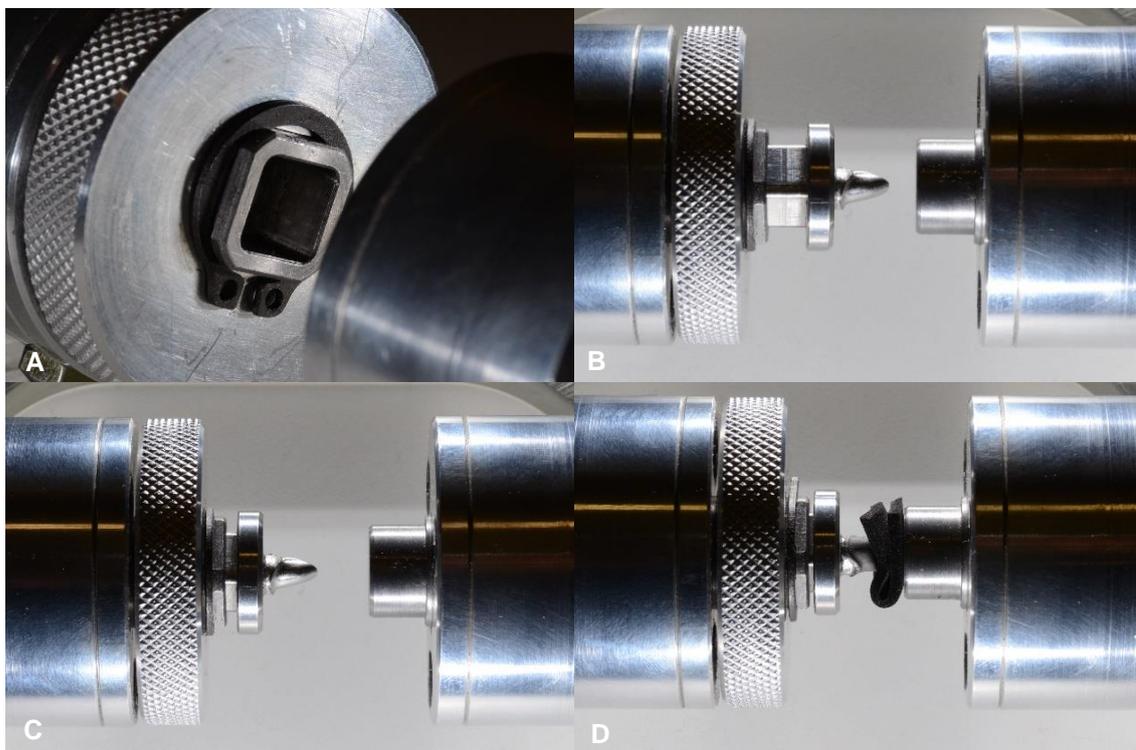
**Figura 39.** Aparato-soporte dinámico para posicionar y sostener las muestras.

### **Procedimiento de montaje del modelo maestro-muestra y aplicación de carga sobre la muestra en el aparato-soporte dinámico. (Fig. 40 y 41)**

El modelo maestro se montó en la faceta cuadrada hueca, del extremo derecho del eje del pilar (eje izquierdo), y se empujó manualmente hasta que la fricción entre la base del modelo y la faceta fuera notoria. Posteriormente a esto se colocó sobre el pilar una estructura metálica diseñada únicamente para este fin, y se interpusieron en el borde incisal dos espesores de goma EVA de 1,5 mm cada uno.

El eje izquierdo se trasladó manualmente para que la estructura, sobre el pilar del modelo maestro, contactara con la superficie maciza del extremo izquierdo del eje de apoyo, (eje derecho). Logrado el contacto con goma EVA interpuesta, se continuó ajustando manualmente desde el eje izquierdo a fin de lograr un asentamiento completo

de la base del modelo maestro dentro de la faceta hueca. Se desplazó el eje izquierdo para separar la estructura metálica del eje derecho y se retiró del pilar.



**Figura 40.** A. Faceta cuadrada hueca. B. Modelo maestro colocado en la faceta. C. Modelo maestro empujado manualmente. D. Posición final de la base del modelo dentro de la faceta.

Las muestras se fueron colocando sobre el pilar del modelo maestro y en todos los casos se procedió de la misma forma.

1) Se trasladó el eje izquierdo hasta permitir el ingreso, (entre el borde incisal de la estructura primaria y la superficie maciza de apoyo), levemente ajustado de dos espesores de goma EVA.

2) Se continuó ajustando el eje izquierdo hasta que la presión permitió deprimir la goma eva y hacer tope en la superficie maciza del eje derecho, logrando un completo asentamiento de la estructura primaria y/o restauración montada.

3) Para aplicar carga a la muestra, se utilizó un torquímetro manual formado por una llave criquet (Llave de carraca. Ref. 046.119. Straumann. Basilea. Suiza), montada en un dinamómetro (Dinamómetro. Ref. 046-049. Straumann. Basilea. Suiza). En la llave criquet se monta un instrumento que tiene un cabezal octogonal hueco (Adaptador extra corto. Ref. 046.460. Straumann. Basilea. Suiza), el cual se adapta perfectamente al cabezal octogonal del eje izquierdo.

4) Se aplicó una carga de 35 N a todas las muestras, llevando la palanca del dinamómetro hasta alcanzar la marca del torque mencionado. En ese momento

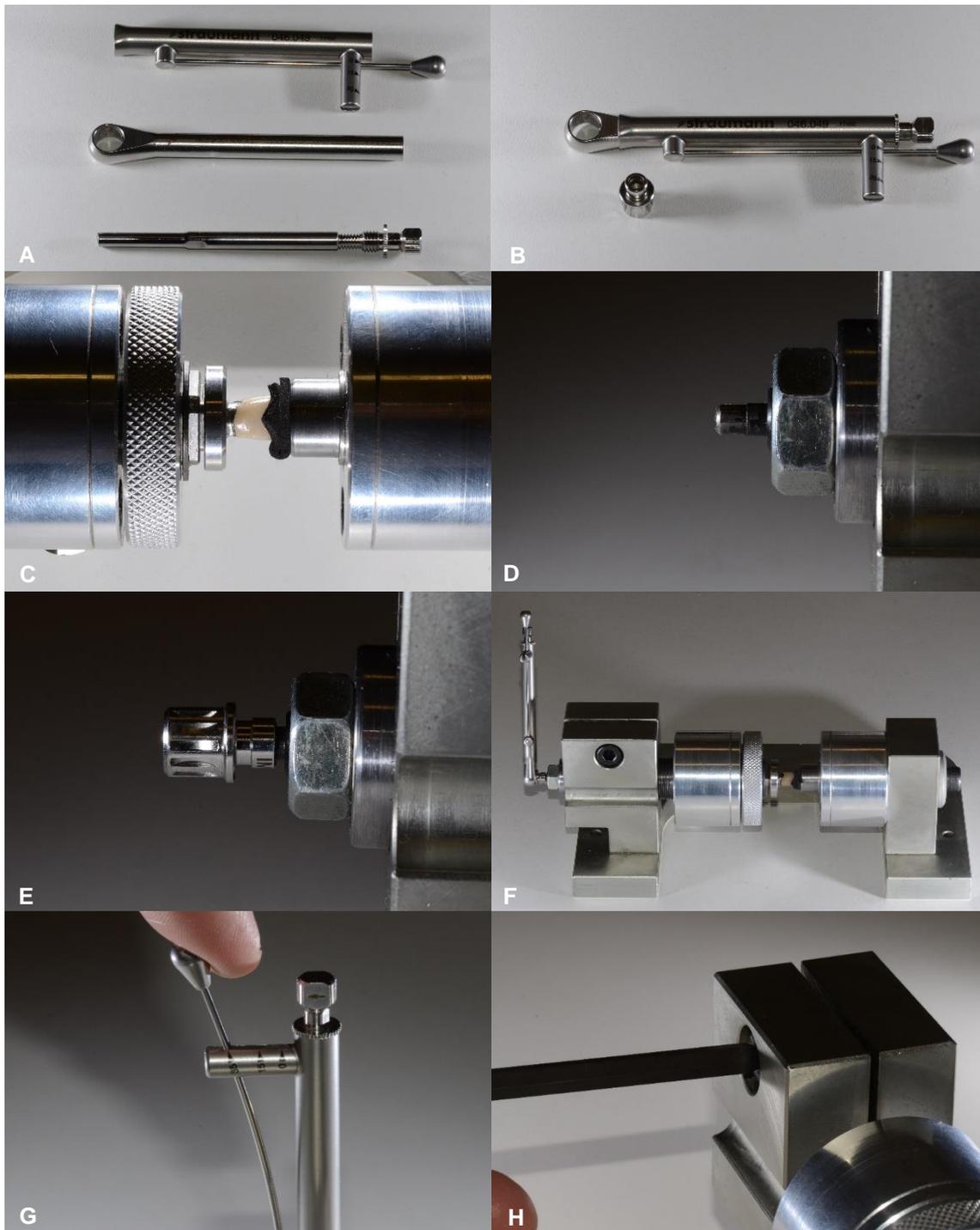
el eje izquierdo se volvió a desplazar por la aplicación de esa fuerza ajustando aún más la estructura sobre el pilar.

5) Se fijó la carga sobre la muestra, apretando el tornillo superior del soporte izquierdo. Esto generaba la flexión del soporte sobre el eje.

6) La rotación de la muestra con carga en las 8 posiciones, se producía girando la perilla del eje del pilar.

7) El orden de las posiciones para efectuar las mediciones de las muestras, como estructuras primarias y como restauraciones coronarias fue: (1) Mesio-Vestibular, (2) Mesial, (3) Mesio-Palatino, (4) Palatino, (5) Disto-Palatino, (6) Distal, (7) Disto-Vestibular y (8) Vestibular.

8) Finalizada la medición de una muestra, se aflojaba el tornillo del soporte izquierdo que fija la carga, se desplazaba el eje izquierdo y se retiraba la muestra montada sobre el modelo maestro; se colocaba otra muestra y se repetía el procedimiento.

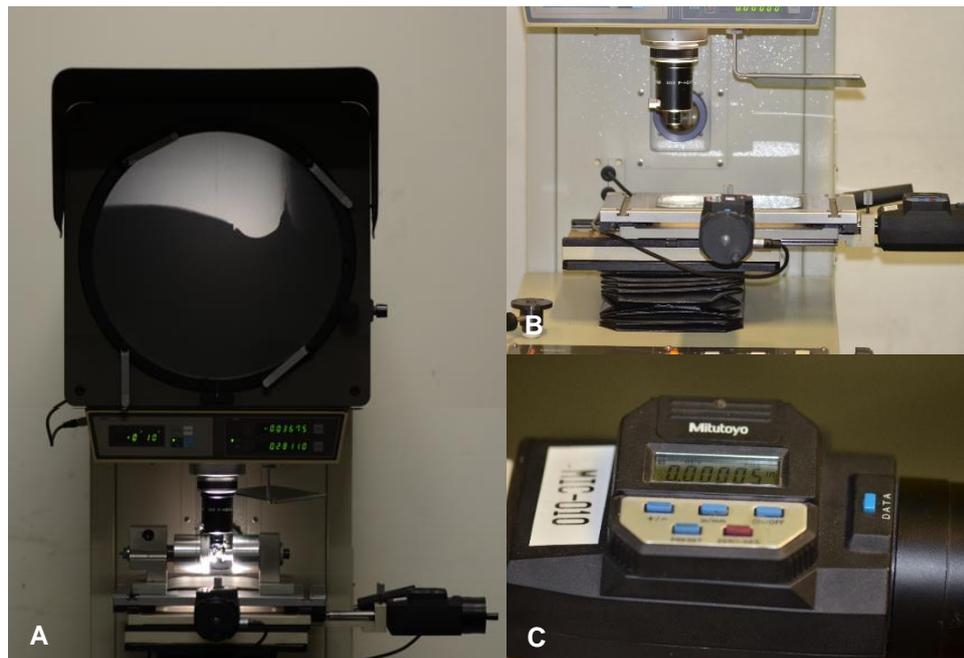


**Figura 41.** A. Partes del torquímetro manual. B. Adaptador y torquímetro ensamblado. C. Muestra posicionada y ajustada. D. Cabezal octogonal de aparato. E. Adaptador para cabezal y torquímetro. F. Torquímetro montado sobre adaptador. G. Aplicación de 35N. H. Apriete de tornillo superior del soporte izquierdo.

**Procedimiento de medición de la DMA.** (Fig. 42 y 43)

Se utilizó un proyector óptico de perfiles (Profile Projector PJ300. Mitutoyo. Japan) con un lente objetivo de 50X (Lens objective 50X. Mitutoyo. Japan).

Las mediciones se realizaron por enrase. La pantalla de vidrio del proyector tiene dos trazos grabados, los cuales son rigurosamente paralelos a los ejes de movimiento de la mesa de coordenadas (Ejes X e Y). La mesa de coordenadas del aparato utiliza para su desplazamiento dos cabezales digitales micrométricos (Digimatic Head. MIC 009/MIC 010. Mitutoyo. Japan), que se montan en soportes de la mesa y que coinciden con los ejes.



**Figura 42.** A. Proyector óptico de perfiles. B. Mesa de coordenadas con cabezales montados. C. Cabezal digital micrométrico.

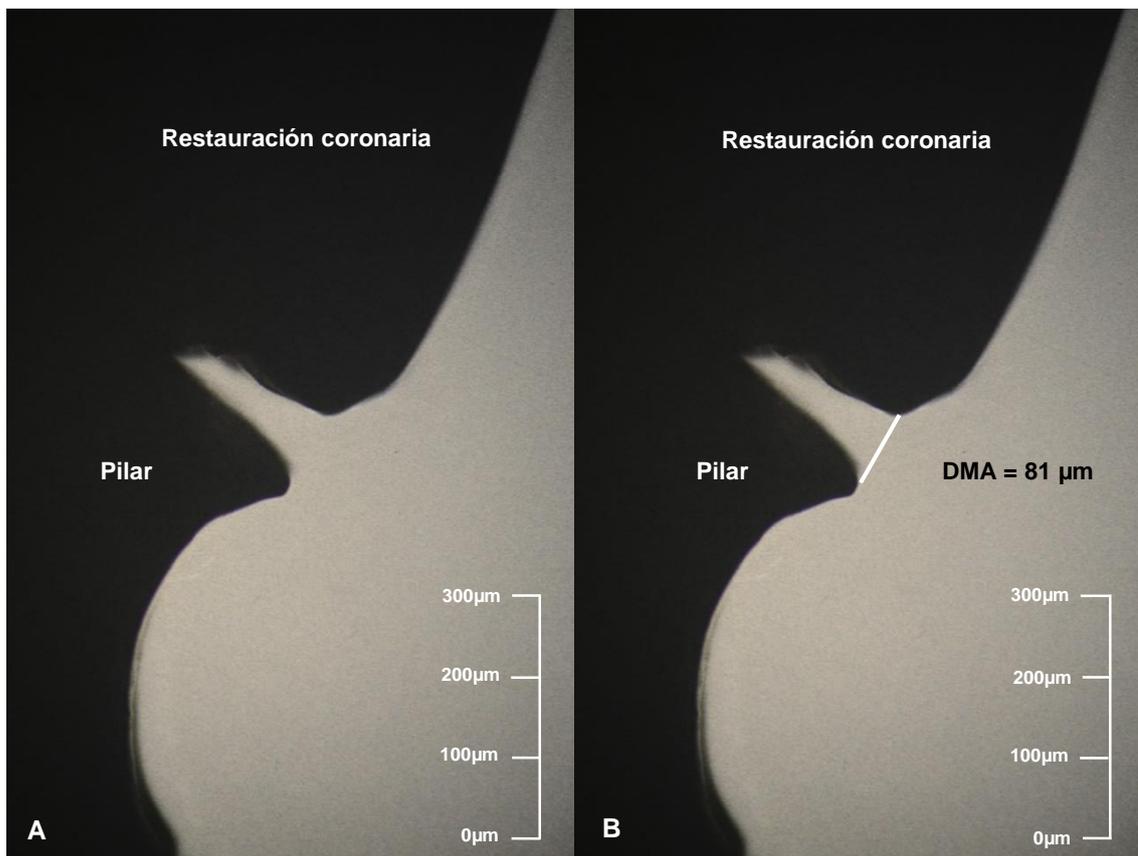
El aparato-soporte se colocaba en la mesa de coordenadas, con muestra y carga, y se posicionaba de manera que la DMA de la posición a medir de la muestra, quedara enrasada al eje X o al eje Y.

La medición se realizaba desde el punto más externo del margen del pilar, al punto más externo del margen de la estructura primaria o restauración coronaria; tomando como referencia, el punto donde los trazos de los ejes se cruzan en la pantalla. Identificados los puntos de inicio y finalización de la medición, se desplazaba la mesa de coordenadas mediante el giro del cabezal digital micrométrico correspondiente, al eje enrasado con la DMA de la muestra.

La lectura de la medición realizada se tomaba directamente de los cabezales digitales micrométricos o del tablero digital.

Habiendo medido la DMA de las muestras de los 5 grupos en dos momentos, primero como estructuras primarias y luego como restauraciones coronarias, se procedió a procesar estadísticamente los datos recolectados.

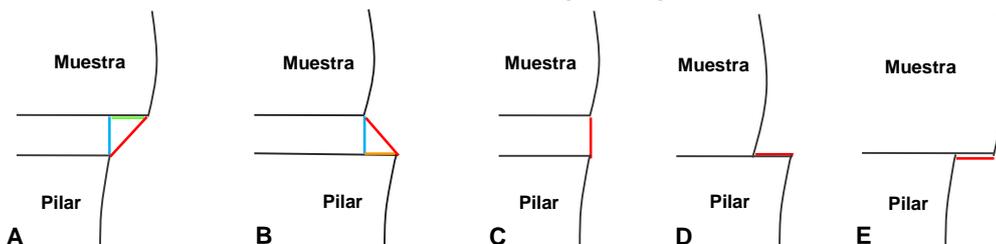
Se utilizó la prueba ANOVA verificando los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianza de los residuos. En todos los casos se utilizó la significancia del 5%.



**Figura 43.** Muestra 1, grupo C, post-carga cerámica (corona), posición 4 (palatino). A. Localización de la distancia a medir. B. Medición de DMA (línea blanca).

### Análisis y evaluación de la composición del desajuste marginal

El valor de la DMA puede estar compuesto por la combinación angular de la brecha marginal con un margen sobre o subextendido, coincidir con la brecha marginal o coincidir con la sobre o subextensión del margen (Fig. 44).

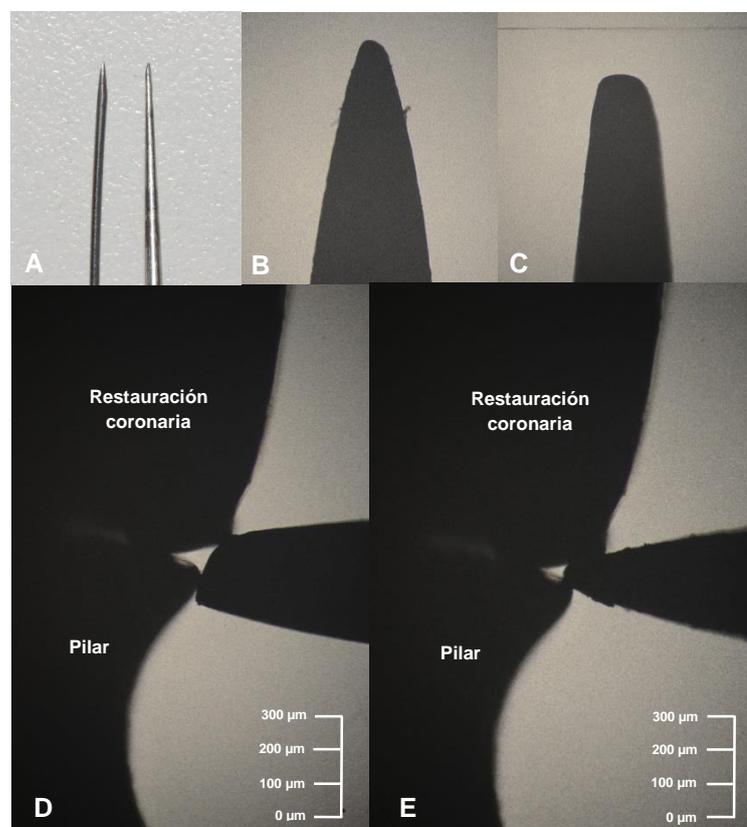


**Figura 44.** — Discrepancia marginal absoluta (DMA). — Brecha marginal (BM). — Sobreextensión. — Subextensión. A y B. DMA = combinación angular de BM + sobre o subextensión. C. DMA=BM. D. DMA = Subextensión. E. DMA = Sobreextensión.

Durante las mediciones de las muestras se determinó al mismo tiempo, en cada una de las posiciones medidas, la composición de la DMA.

Se utilizó un método combinado visual-táctil, donde el desajuste marginal era observado y explorado simultáneamente.

La observación directa se realizó sobre la pantalla del proyector de perfiles. La determinación táctil fue llevada a cabo, mediante la exploración del desajuste de cada posición observada, con una sonda periodontal y un alambre acerado preparados para este fin exclusivamente, con un diámetro aproximado en sus puntas de 100  $\mu\text{m}$  y 40  $\mu\text{m}$  respectivamente (Fig. 45).



**Figura 45.** A. Alambre y sonda. B. Alambre a 50X. C. Sonda a 50X. D. Desajuste explorado táctilmente con punta de sonda de 100  $\mu\text{m}$ . E. Desajuste explorado con alambre de 40  $\mu\text{m}$ .

Todas las mediciones de la DMA, al igual que el análisis de la composición del desajuste fueron realizadas por el mismo operador.

## RESULTADOS

### 1) Análisis Descriptivo

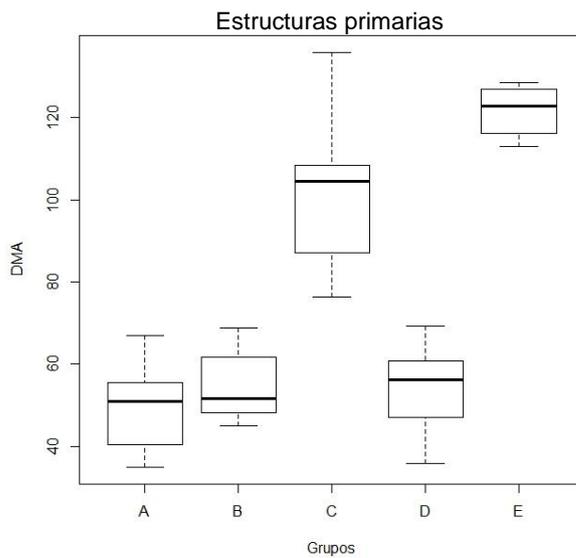
En la tabla 6 están expresados los valores en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ), de la media, desviación estándar y valor mínimo/máximo, de la DMA de cada grupo en sus dos momentos de medición, como estructuras primarias antes de la carga de cerámica y, como restauraciones coronarias posterior a la carga de cerámica.

Como estructuras primarias, el grupo A presentó el menor valor promedio seguido del grupo D, B, C y E respectivamente.

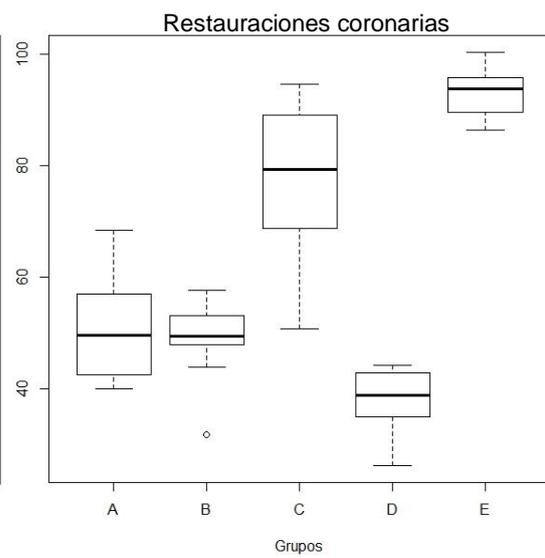
Como restauraciones coronarias, el grupo D presentó el menor valor promedio, seguido del grupo B, A, C y E respectivamente.

**TABLA 6.** DMA de estructuras primarias y restauraciones coronarias. Valores promedios, desviación estándar y valor mínimo/máximo.

Momento de Medición	Grupo	Media	Desviación Estándar	Valor Mínimo	Valor Máximo	N
Estructuras Primarias	A	50	11	0	130	10
	B	55	9	0	133	10
	C	103	18	16	258	10
	D	55	10	0	109	10
	E	122	6	14	185	10
Restauraciones Coronarias	A	51	10	0	130	10
	B	49	7	0	126	10
	C	77	14	12	143	10
	D	38	6	0	86	10
	E	94	5	27	151	10



**Figura 46.** Diagrama de cajas de la distribución de los valores promedios de la DMA de los 5 grupos de estructuras primarias



**Figura 47.** Diagrama de cajas de la distribución de los valores promedios de la DMA de los 5 grupos de restauraciones coronarias.

## 2) ANOVA

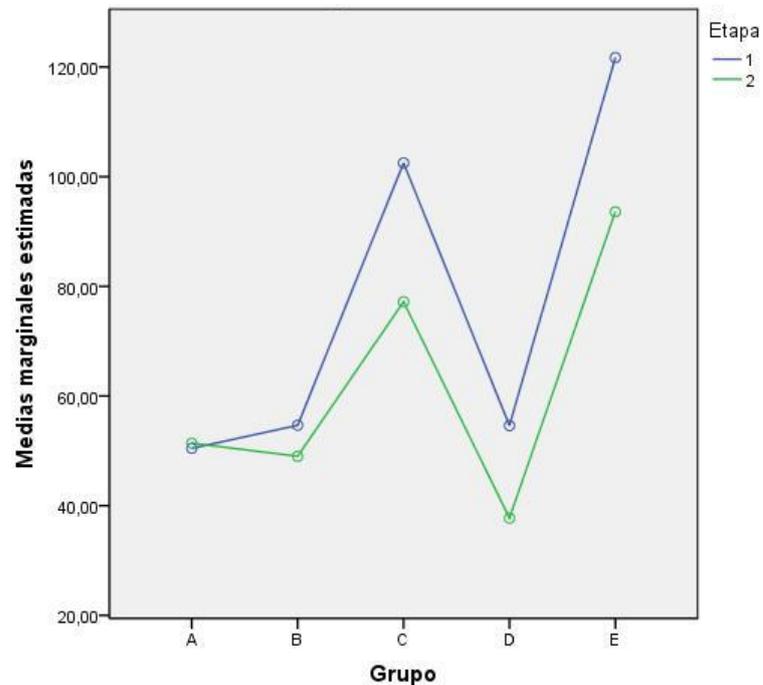
A partir del valor medio de las ocho mediciones de la DMA realizadas en cada muestra, en cada momento, se realizó un análisis de variancia de dos factores (momento y grupo) con medidas repetidas en el factor momento de medición (efectos intra-sujetos) (Tablas 7 y 8).

**TABLA 7.** ANOVA de medidas repetidas. Prueba de los efectos intra-sujetos.

Origen	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Momento</b>	5630,026	1	5630,026	52,397	<0,001
<b>Momento * Grupo</b>	3115,93	4	901,71	778,98	<0,001
<b>Error (etapa)</b>	4835,19	45	107,45		

El resultado de este análisis indicó que:

- La carga de cerámica (factor momento de medición), afecta significativamente la DMA; pero también es significativa su interacción con el factor grupo (Fig. 46).
- El efecto de la carga de cerámica no es el mismo para todos los grupos.



**Figura 48.** Gráfico de medias. Interacción factor momento de medición y factor grupo. Línea azul: Valor medio de la DMA de estructuras primarias. Línea verde: Valor medio de la DMA de restauraciones coronarias.

**TABLA 8.** ANOVA de medidas repetidas. Prueba de los efectos inter-sujetos.

Origen	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Slg.
<b>Grupo</b>	61413,85	4	15353,46	146,72	<0,001
<b>Error</b>	4708,91	45	104,64		

El resultado de este análisis indicó que:

- Al menos la DMA de uno de los grupos, es estadísticamente diferente.

## 2.1 Prueba a posteriori

Se realizó la prueba de Tukey (múltiple comparación de medias entre grupos), para determinar entre que grupos hubo diferencias estadísticas y, establecer si esa diferencia fue significativa (Tabla 9).

Este análisis no tuvo en cuenta la significación de la interacción de las mediciones de la DMA con el factor momento de medición (antes y después de la carga de cerámica).

**TABLA 9.** Prueba de Tukey. Comparación de medias entre grupos.

Grupo	N	Subconjunto		
		1	2	3
D	10	46,16		
A	10	50,92		
B	10	51,84		
C	10		89,84	
E	10			107,65

El resultado de este análisis indicó que:

- No hubo diferencias estadísticamente significativas entre la DMA de los grupos A, B y D.
- Hubo diferencias estadísticamente significativas de la DMA del grupo C con el resto de los grupos (A, B, D y E).
- Hubo diferencias estadísticamente significativas de la DMA del grupo E con el resto de los grupos (A, B, C y D).
- Hubo diferencia estadísticamente significativas entre la DMA del grupo C y E.

### 3) Análisis por factor.

Debido a que la prueba de Tukey no tuvo en cuenta la significación de la interacción de la DMA con el factor momento de medición, se realizó un análisis por procedimientos no paramétricos para comparar la DMA entre los grupos por cada momento de medición y entre momentos de medición dentro de cada grupo.

**3.1 Comparación de la DMA entre los grupos para cada momento de medición.** (Prueba de Kruskal-Wallis. Tablas 10 y 11).

**3.1.1 Primer momento de medición de la DMA.** Muestras como estructuras primarias antes de la carga de cerámica.

**TABLA 10.** Prueba de Kruskal-Wallis primera etapa de medición.

Grupo	Medias	
A	13,30	A
B	16,35	A
D	16,85	A
C	36,90	B
E	44,10	B

*Medias con una letra común no son significativamente diferentes ( $p > 0,05$ )*

El resultado de este análisis indicó que:

- No hubo diferencias estadísticamente significativas, ( $p > 0,05$ ), entre la DMA de las estructuras primarias de los grupos A, B y D.
- No hubo diferencias estadísticamente significativas, ( $p > 0,05$ ), entre la DMA de las estructuras primarias de los grupos C y E.
- Hubo diferencias estadísticamente significativas, ( $p \leq 0,05$ ), entre la DMA de las estructuras primarias de los grupos A, B y D, con la DMA de los grupos C y E.

**3.1.2 Segundo momento de medición de la DMA.** Muestras como restauraciones coronarias después de la carga de cerámica.

**TABLA 11.** Prueba de Kruskal-Wallis segunda etapa de medición

Grupo	Medias		
D	7,40	A	
B	19,90	A	
A	20,10	A	
C	35,70		B
E	44,40		B

*Medias con una letra común no son significativamente diferentes ( $p > 0,05$ )*

El resultado de este análisis indicó que:

- No hubo diferencias estadísticamente significativas, ( $p > 0,05$ ), entre la DMA de las restauraciones coronarias de los grupos D, B y A.
- No hubo diferencias estadísticamente significativas, ( $p > 0,05$ ), entre la DMA de las restauraciones coronarias de los grupos C y E.
- Hubo diferencias estadísticamente significativas, ( $p \leq 0,05$ ), entre la DMA de las restauraciones coronarias de los grupos D, B y A, con la DMA de los grupos C y E.

### 3.2 Comparación de la DMA entre momentos de medición dentro de cada grupo. (Prueba de Wilcoxon. Tabla 12).

**TABLA 12.** Prueba de Wilcoxon (muestras apareadas).

Grupo	Obs(1)	Obs(2)	N	media(dif)	DE(dif)	p(2 colas)
A	DMA_s	DMA_p	10	0,92	12,18	0,5726
B	DMA_s	DMA_p	10	-5,64	14,11	0,5560
C	DMA_s	DMA_p	10	-25,31	23,25	0,0166
D	DMA_s	DMA_p	10	-16,88	11,07	0,0036
E	DMA_s	DMA_p	10	-28,12	8,01	0,0018

**Diferencia entre momento 2 (obs 1/DMA\_s) y momento 1 (obs 2/DMA\_p):** valores negativos de media(dif) indican que el valor en el segundo momento fue menor que en el primero.

El resultado de este análisis indicó que:

- El efecto de la carga de cerámica no afectó significativamente la DMA del grupo A y B,  $p = 0,5726$  y  $p = 0,5560$  respectivamente.
- El efecto de la carga de cerámica afectó significativamente la DMA del grupo C, D y E,  $p = 0,0166$ ,  $p = 0,0036$  y  $p = 0,0018$  respectivamente.

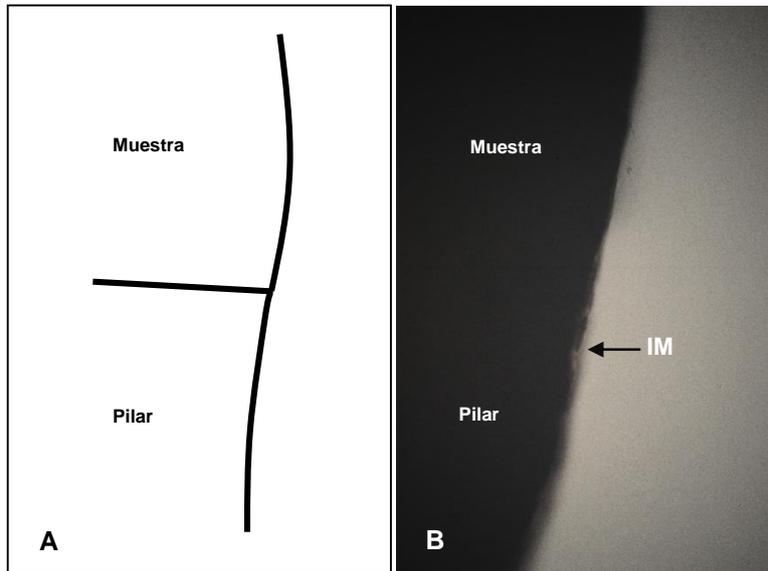
#### 4) Análisis y evaluación de la composición del desajuste marginal de restauraciones coronarias, fabricadas por sistemas metal-cerámicos y cerámicos puros.

Durante las mediciones de la DMA en sus dos momentos, se evaluó simultáneamente que tipo de error vertical, horizontal o la combinación de ellos, conformaba el desajuste marginal de las muestras. El error vertical correspondía a la brecha marginal y los errores horizontales correspondían a sobre o subextensiones.

Como resultado de ese análisis se estructuró la siguiente clasificación (Fig. 49 a 54) (Tabla 13).

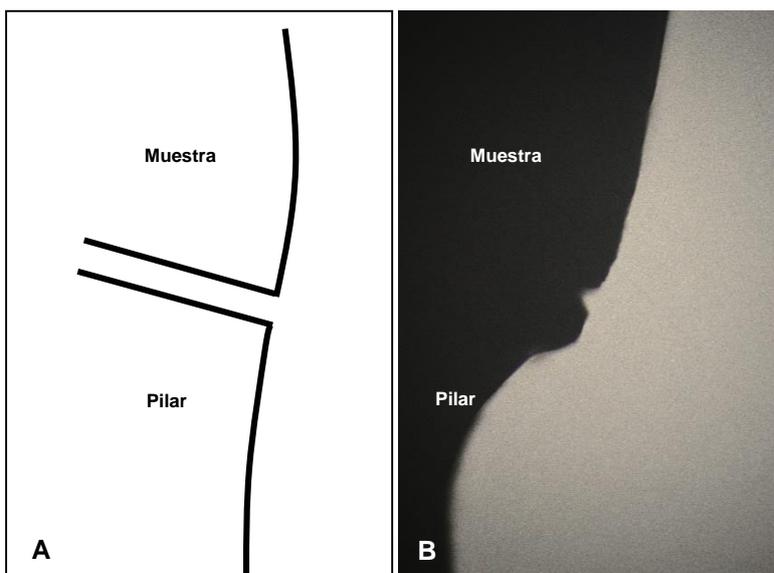
#### 4.1 Clasificación del desajuste marginal según su composición y su relación con el valor de la DMA.

**Desajuste marginal Tipo 1 (Ajuste marginal real):** No hay brecha marginal, ni sobre ni subextensiones. La DMA es igual a cero.



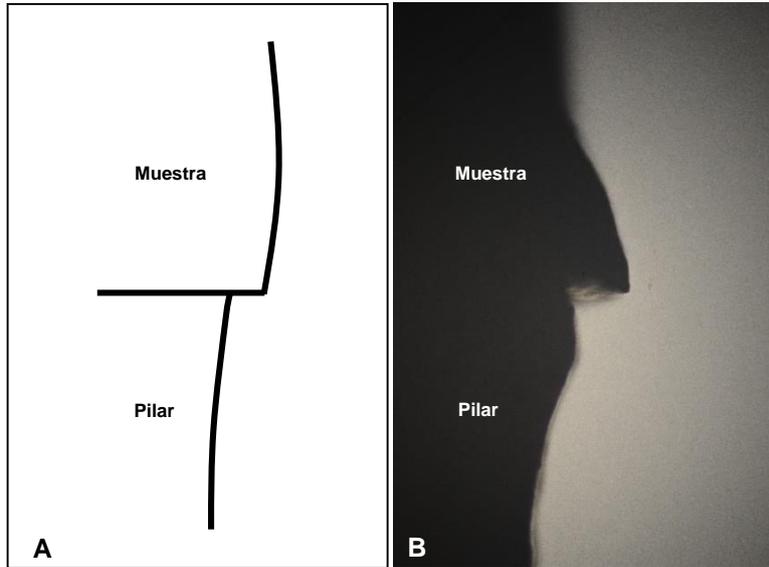
**Figura 49.** Desajuste tipo 1. A. Esquema. B. Muestra 4, Grupo D, sin cerámica (estructura primaria), posición 2 (mesial). IM: Interfaz marginal

**Desajuste marginal Tipo 2:** Hay brecha marginal, sin sobre o subextensiones. La DMA es igual a la brecha marginal.



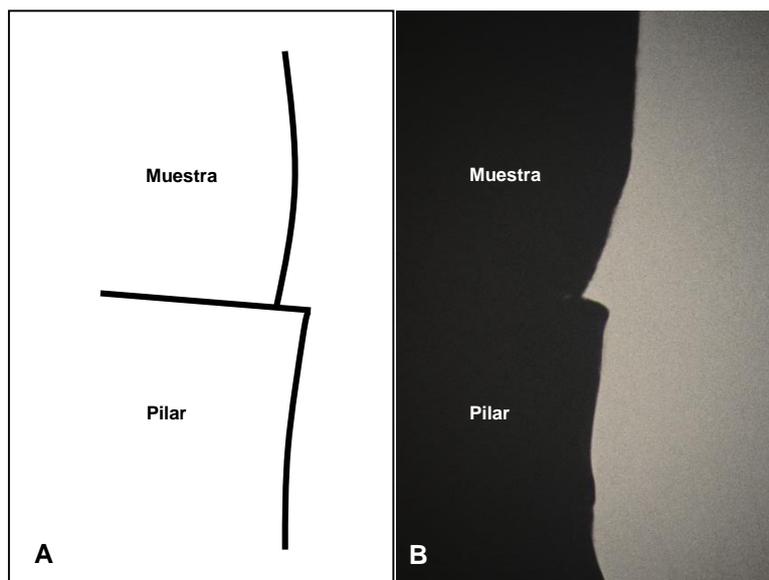
**Figura 50.** Desajuste tipo 2. A. Esquema. B. Muestra 9, Grupo A, con cerámica (restauración coronaria), posición 3 (mesio-palatino).

**Desajuste marginal Tipo 3:** Hay sobreextensión sin brecha marginal. La DMA es igual a la sobreextensión del margen de la restauración.



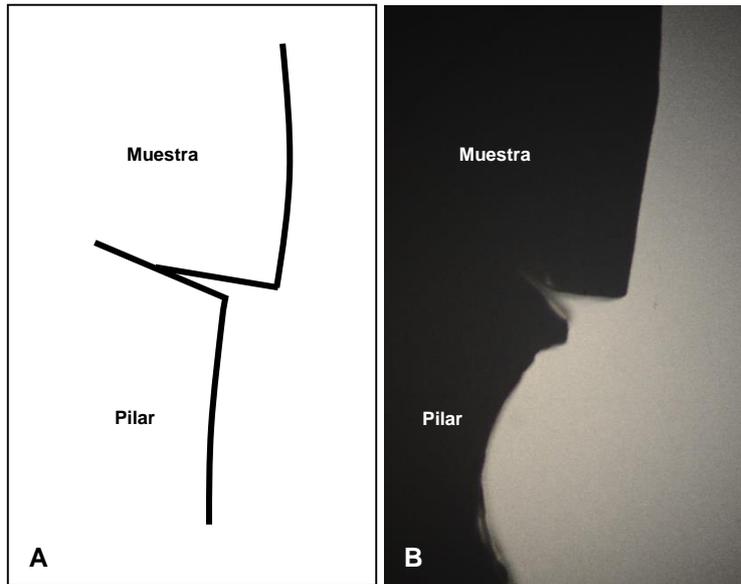
**Figura 51.** Desajuste tipo 3. A. Esquema. B. Muestra 8, Grupo E, sin cerámica (estructura primaria), posición 6 (distal).

**Desajuste marginal Tipo 4:** Hay subextensión sin brecha marginal. La DMA es igual a la subextensión del margen de la restauración.



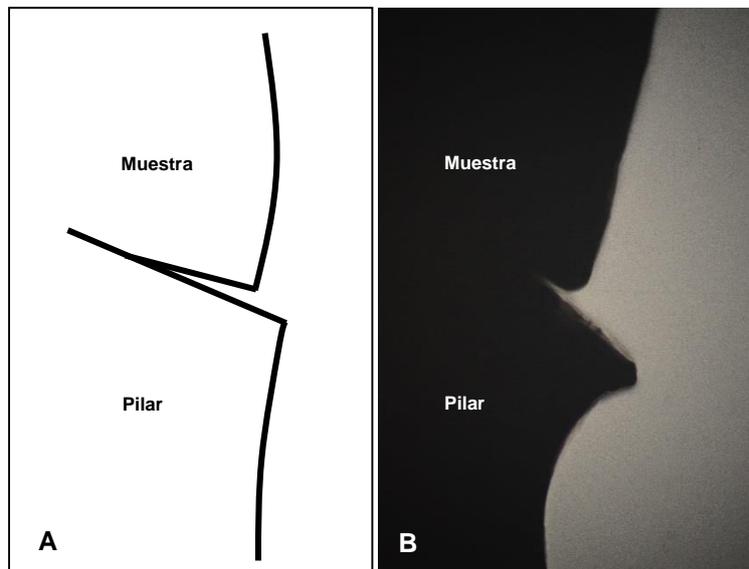
**Figura 52.** Desajuste tipo 4. A. Esquema. B. Muestra 2, Grupo C, con cerámica (restauración coronaria), posición 7 (disto-vestibular).

**Desajuste marginal Tipo 5:** Hay brecha marginal con sobreextensión del margen de la restauración. La DMA es igual a la combinación angular de estas.



**Figura 53.** Desajuste tipo 5. A. Esquema. B. Muestra 8, Grupo E, sin cerámica (estructura primaria), posición 4 (palatino)

**Desajuste marginal Tipo 6:** Hay brecha marginal con subextensión del margen de la restauración. La DMA es igual a la combinación angular de estas.



**Figura 54.** Desajuste tipo 6. A. Esquema. B. Muestra 1, Grupo C, sin cerámica (estructura primaria), posición 4 (palatino).

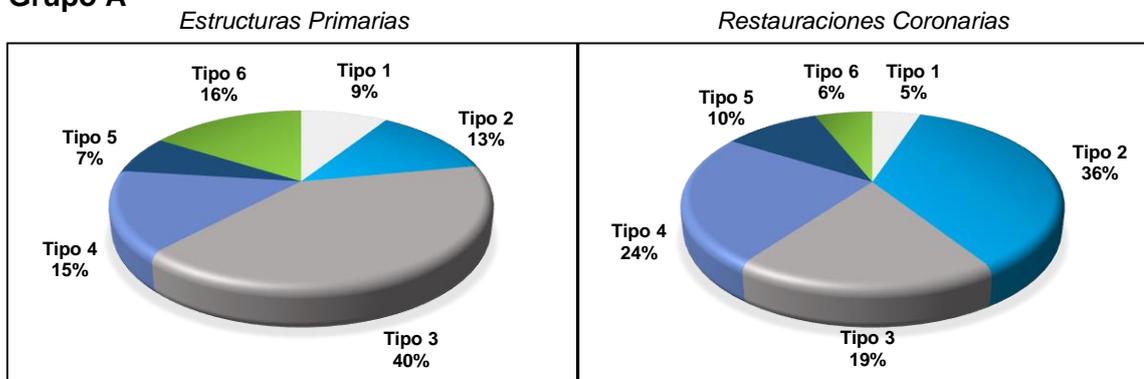
**TABLA 13.** Clasificación y composición del desajuste marginal.

		<b>DESAJUSTE MARGINAL</b>					
<i>Error Presente</i>	Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3	Tipo 4	Tipo 5	Tipo 6	
Brecha marginal	X	✓	X	X	✓	✓	
Sobre-extensión	X	X	✓	X	✓	X	
Sub-extensión	X	X	X	✓	X	✓	
<b>Valor DMA</b>	Cero	Igual a BM	Igual a Sobre-E	Igual a Sub-E	Sobre-E + BM	Sub-E + BM	

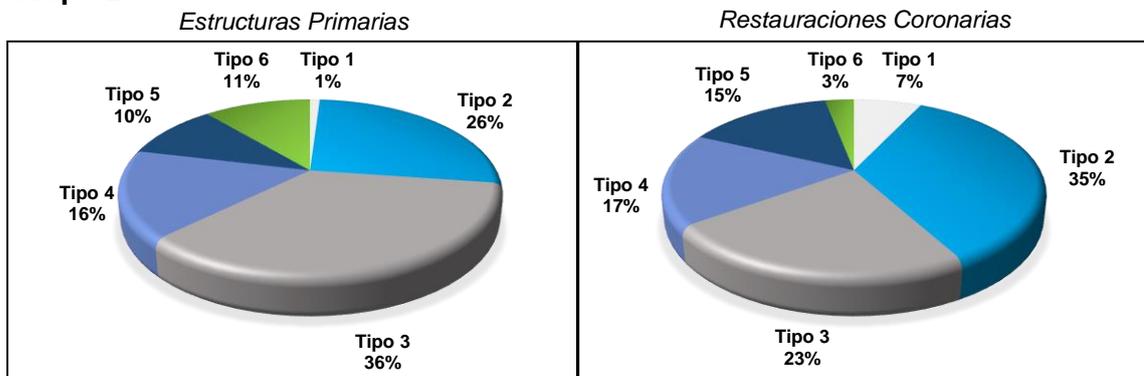
✓ : error presente. X: error ausente. **BM**: Brecha marginal. **Sobre-E**: Sobreextensión. **Sub-E**: Subextensión. **+**: Más.

4.2 Tipos y porcentajes de desajuste marginal presentes en la interfaz marginal de estructuras primarias y restauraciones coronarias fabricadas por diferentes técnicas

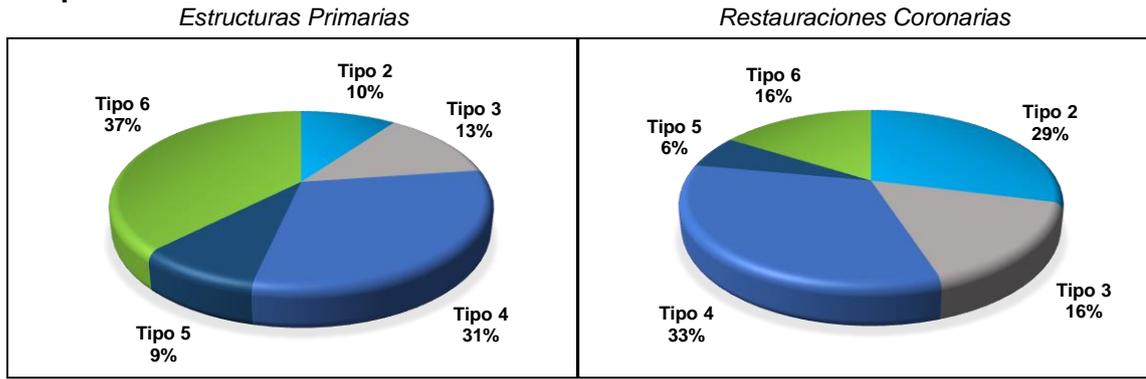
**Grupo A**



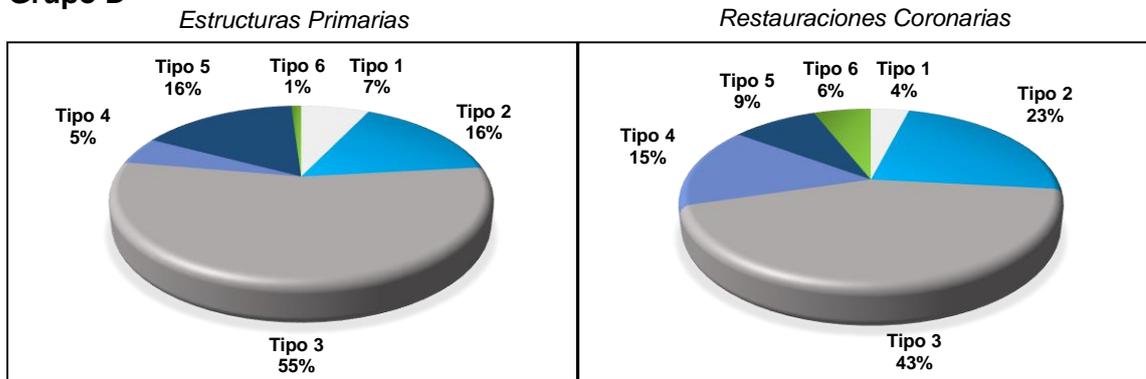
**Grupo B**



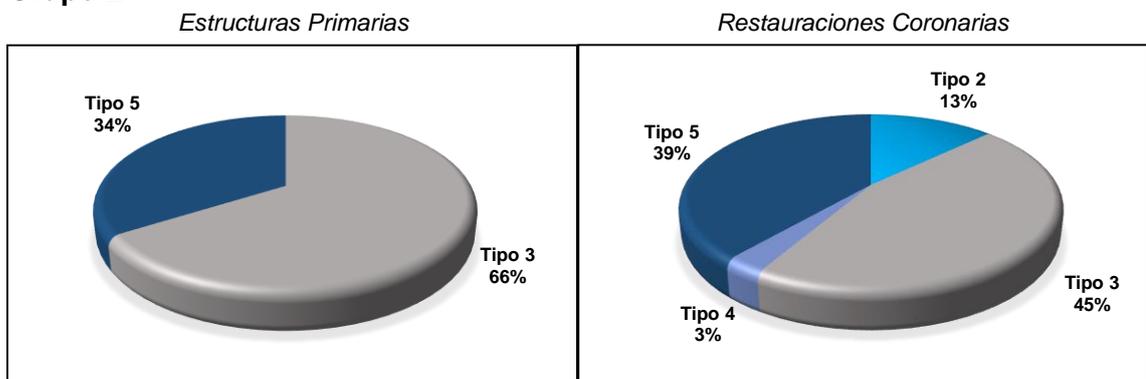
**Grupo C**



**Grupo D**



**Grupo E**



## DISCUSIÓN

El principal factor que determina la longevidad, éxito y calidad clínica de una prótesis parcial fija, es el mayor o menor desajuste marginal que se obtiene durante su fabricación.<sup>1,3-5</sup> Desajustes clínicamente inadecuados son perjudiciales para el elemento dentario, la salud periodontal-pulpar, el cemento y la restauración.

Uno de los principales limitantes que se encontró a la hora de analizar y evaluar este factor, fue su denominación literaria predominante, “ajuste o adaptación marginal”; debido a que no representa de manera fehaciente, lo que sucede en la interfaz restauración-diente.

Holmes et al,<sup>14</sup> establecieron que el ajuste de las restauraciones puede ser mejor definido y medido en términos de desajuste, ya que esto es lo que realmente sucede. Propusieron términos y sitios específicos para medir y evaluar en diferentes puntos de la interfaz restauración-diente el desajuste marginal, estableciendo que la DMA es la mejor alternativa ya que representa la mayor medición de error o desajuste. Estos conceptos son ampliamente referenciados en la literatura, aunque no siempre respetados.

En el presente trabajo al analizar, evaluar y medir el desajuste marginal, se tuvieron en cuenta, los conceptos y consideraciones propuestas por estos autores.

Existen dos métodos bien diferenciados para evaluar el desajuste marginal, métodos in-vivo y métodos in-vitro; estos últimos pueden ser invasivos o no invasivos de las muestras.

En este estudio in-vitro, se desarrolló y utilizó un método no invasivo.

Estos procedimientos, tienen mayor aplicación a la clínica, no destruyen la muestra, permiten realizar numerosas mediciones en diferentes posiciones y evaluar el desajuste durante los diferentes pasos de una reconstrucción coronaria.<sup>10,11,96,99</sup>

Las desventajas, sobre su utilización, hacen referencia a la dificultad para sostener, posicionar y re-posicionar, el conjunto muestra-pilar; así como repetir el sitio de medición y el ángulo de observación.<sup>7,93</sup>

Estas desventajas son relativas dependiendo de cómo se soporte y se posicione la muestra.

Gassino et al,<sup>98</sup> desarrollaron un novedoso aparato para estudiar el ajuste marginal in-vitro de restauraciones coronarias, mediante un procedimiento de observación externa de 360°; utilizando análisis de imagen, la cual era captada con una máquina fotográfica montada en un microscopio con una magnificación de 50X. El propósito del aparato era rotar la muestra, manteniendo el perímetro marginal de las restauraciones a una distancia idéntica del objetivo del microscopio, y por lo tanto,

obtener en cada muestra el mismo enfoque. La muestra se posicionaba horizontalmente.

Ferreira Quintas et al,<sup>21</sup> emplearon un proyector óptico de perfiles para evaluar el efecto de la línea de terminación, técnicas de fabricación y cementado, sobre la discrepancia marginal vertical de estructuras primarias de cerámica. Fabricaron un marco especial de aluminio, que permitía colocar en él, el conjunto pilar maestro-muestra. El pilar se fijaba en el borde inferior atornillándolo, el borde superior era atravesado por un tornillo de 5 mm de diámetro, mediante el cual se aplicaba una carga de 10N a la muestra. La fuerza era producida por un torquímetro con control digital.

Balkaya et al,<sup>10</sup> estudiaron el efecto de la cocción y glaseado de la cerámica de revestimiento, sobre el ajuste de coronas de cerámica pura; utilizando un proyector óptico de perfiles con un magnificación de 20X. Desarrollaron un aparato para aplicar una carga uniforme a las muestras y poder reposicionarlas después de cada etapa de fabricación. El aparato consiste en dos unidades, una fija y una de rotación, sobre una base rectangular. El pilar maestro se colocaba en la barra horizontal que pertenecía a la unidad que rota. Para posicionar la muestra en el primer punto de medición, la barra horizontal se rotaba hacia la derecha hasta que indentaciones, hechas en ella, coincidían con otras presentes en la unidad fija.

Para el presente trabajo se construyó un aparato soporte-mecánico que permitió, posicionar y sostener al conjunto modelo maestro-muestra en el plano horizontal, perpendicular al objetivo del proyector óptico de perfiles. Su base abierta, no interfiere en ningún momento con el haz de luz que emerge desde abajo, sin perjudicar la proyección de la imagen, ni la precisión del aparato.

La reposición del pilar y la muestra en los mismos sitios, durante los diferentes pasos de fabricación de las restauraciones coronarias, se logró gracias a que el pilar maestro esta soldado a una base cuadrada que ingresa a presión, en una faceta hueca del eje izquierdo con la misma forma, lo que impide cualquier tipo de movimiento o rotación del conjunto modelo maestro-muestra.

La carga se aplica con un torquímetro manual calibrado, esta se trasmite a la muestra gracias al desplazamiento del eje izquierdo del aparato, el cual soporta el conjunto modelo maestro-muestra, hasta hacer contacto con la superficie de apoyo del eje derecho.

La carga fue de 35 N, ya que en pruebas pilotos realizadas con cargas menores, se observaron diferencias en el asentamiento de las muestras.

Este aparato posee dos características distintivas a los aparatos fabricados por otros autores.

La primera es la posibilidad de fijar la carga y mantenerla durante toda la medición de la muestra que se está analizando, esto es posible gracias a la flexión y ajuste del soporte izquierdo sobre el eje del mismo lado.

Balkaya et al,<sup>10</sup> no informan como aplican la carga a la muestra, ni su valor, tampoco si es mantenida durante las mediciones.

Ferreira Quintas et al,<sup>21</sup> aplican una carga de 10 N, antes y durante el cementado de las muestras, pero no la fijan. Dejan entrever que, durante el proceso de medición, esta debía ser reestablecida.

Gassino et al,<sup>98</sup> no cargan ni cementan la muestra, entienden que la fricción entre la restauración y el pilar es suficiente para mantener la muestra en su lugar.

Se puede considerar que estando la muestra en posición horizontal, sin carga y sin una superficie de apoyo que la estabilice, es probable que, en algún punto se haya movido o por lo menos, no haya alcanzado un asentamiento completo sobre el pilar.

La segunda característica distintiva, del instrumento utilizado en el presente estudio, es la posibilidad de rotar el conjunto modelo maestro-muestra con una carga de 35 N fijada, en 8 posiciones repetibles cada 45°. Este sistema de giro es mecánico, gracias a una perilla, con resorte calibrado y una bolilla; los giros no generan una fricción de la muestra con la superficie de apoyo del eje derecho, ya que este también rota sobre su eje y acompaña el giro del conjunto modelo maestro-muestra.

Balkaya et al,<sup>10</sup> rota el conjunto mediante un sistema de indentaciones y marcas externas. Gassino et al,<sup>98</sup> utilizan un sistema de rotación similar mediante una perilla graduada con líneas externas; ambos controlan visualmente la rotación de la muestra según la coincidencia de líneas externas.

El sistema utilizado por estos autores parecería carecer de precisión a la hora de fijar la posición de las muestras.

Ferreira Quintas et al,<sup>21</sup> no rota la muestra ya que solamente mide en un punto.

Actualmente no hay un consenso sobre cómo medir el desajuste marginal, debido a la diversidad de técnicas, parámetros e instrumentos utilizados.

En 2013, Nawafleh et al,<sup>99</sup> en una revisión de la literatura sobre métodos para medir adaptación marginal que abarcó un período de 41 años (1970-2011), y 183 artículos, encontraron que el método más utilizado en un 47,5 % (87 artículos), fue la visión directa bajo magnificación, y que solo el 2,2% de la bibliografía revisada (4 artículos), combinaron dos métodos, la técnica de la réplica y seccionar muestras cementadas.

Se obtuvo acceso a dos de los cuatro artículos citados por los autores de la revisión, Shearer et al<sup>31</sup> en 1996 sobre coronas In-Ceram, y Tsitrou et al<sup>33</sup> en 2007 sobre coronas de resina compuestas procesadas por CAD/CAM.

Otros autores han realizado investigaciones similares.

Gonzalo et al,<sup>93</sup> realizan un análisis comparativo sobre el ajuste marginal, de puentes posteriores de tres unidades de cerámica sobre metal y zirconia, utilizando dos métodos de medición no invasivo; análisis de imagen con magnificación de 40X y escaneo de la muestra con microscopio electrónico a una magnificación de 1000X.

Kim et al,<sup>62</sup> comparan la brecha marginal e interna de coronas metal-cerámicas, fabricadas por sinterización láser selectiva (LS) y por el método convencional de la cera perdida-colada, antes y después de la carga de cerámica. Evalúan la brecha marginal con la técnica de la réplica convencional bajo microscopio digital con una magnificación de 160X; y la brecha interna la evalúan con la técnica de la réplica 3-D. Emplearon ambos métodos antes y después de la carga de cerámica.

Kuhn et al,<sup>106</sup> evalúan la brecha marginal e interna de estructuras primarias de titanio utilizando y comparando un análisis analógico 2-D cuantitativo (Técnica de la réplica convencional), bajo un microscopio de luz con magnificación de 40X; con un análisis digital 2-D cuantitativo y 3-D cuantitativo-cualitativo de réplicas tridimensionales.

Los trabajos citados anteriormente<sup>31,33,62,93,106</sup> no combinan métodos, realizan una comparación de resultados obtenidos por dos métodos diferentes de evaluación.

Entendemos que la combinación, es la utilización de dos o más métodos al mismo tiempo.

Dentro de la bibliografía consultada para este trabajo, se encontró un solo artículo que combina métodos.

Jahangiri et al,<sup>34</sup> evalúan la precisión marginal de restauraciones coladas con diferentes tipos de terminación marginal. Utilizan un instrumento de evaluación clínica, el explorador dental, conjuntamente con un método para revelar puntos de sobre-compresión.

En el interior de las restauraciones colocaron silicona liviana, las asentaron sobre modelos maestros bajo una carga de 30 lbs, y evaluaron la precisión marginal, explorando táctilmente 20 sitios aleatorios, conjuntamente con la observación del espesor de silicona, bajo un aumento de 1.5X.

En nuestra investigación se combinó la observación directa con un proyector óptico de perfiles, con evaluación simultánea, mediante exploración táctil, del sitio observado bajo una magnificación de 50X.

Este método visual-táctil permitió, explorar y analizar la composición del desajuste marginal en la interfaz pilar-muestra.

La combinación se pudo llevar a cabo gracias al aparato-soporte de la muestra, y al proyector óptico de perfiles; particularmente a dos aspectos de este, la amplitud y

acceso de la mesa de coordenadas, y la proyección del campo visual en una pantalla de observación que permite una amplia visión periférica.

Otra característica importante de este aparato es que la imagen proyectada en la pantalla es un perfil de la muestra sobre el pilar, donde se aprecia la interfaz marginal, con los ángulos cavo-periféricos del pilar y restauración completos, lo que permite medir errores verticales, horizontales o la combinación de ambos; es decir, brecha marginal, sobre y subextensiones y la DMA respectivamente.

Distintos autores han utilizado en sus estudios, estéreo-microscopios y microscopios ópticos, los cuales poseen oculares para observar el campo visual, con una visión periférica limitada y una platina de diámetro reducido, que limita el acceso y el tamaño del soporte de la muestra a utilizar.

Con estos instrumentos, al no destruir la muestra, la interfaz marginal es observada frontalmente, no de perfil; permitiendo únicamente medir brecha marginal; haciendo imposible medir errores de extensión, y por lo tanto la DMA.

Tienen poca profundidad de campo, lo que impide hacer foco en dos puntos a la vez, salvo que estén exactamente en el mismo plano. Es por esto que las mediciones realizadas con estos aparatos, o en combinación con análisis de imagen mediante software, pueden ser inadecuadas.<sup>10,102</sup>

Jahangiri et al,<sup>34</sup> utilizaron su método combinado para clasificar cada sitio explorado en dos categorías, ajuste o desajuste.

Los sitios clasificados como ajuste debían tener a la inspección visual y táctil, un aparente sellado, el cual debía corresponderse con un espesor translúcido muy fino de la silicona o inclusive con una perforación. Los sitios que no cumplían con esos parámetros se clasificaban como desajuste, definidos como clínicamente inaceptables que incluían sin distinguir, discrepancias marginales horizontales, discrepancias marginales verticales, márgenes subextendidos y discrepancias de asentamiento.

Consideramos que la clasificación propuesta por Jahangiri et al, es inadecuada por dos razones. Primero, la categoría desajuste no especifica su conformación, abarcando en un término todas las posibilidades de errores verticales u horizontales que se pudieran presentar en la interfaz. Segundo, es poco preciso determinar la condición de ajuste mediante un aparente sellado, observado bajo un aumento de 1.5X y su corroboración con un espesor de silicona translúcido.

Gracias al método visual-táctil se pudo determinar y confirmar la existencia de 6 tipos de desajuste marginal, coincidiendo con lo planteado en forma teórica por Holmes et al.<sup>14</sup>

Los tipos de desajustes observados fueron clasificados según la presencia o no de brecha marginal, de sobreextensión, de subextensión, o la combinación entre ellos; teniendo en cuenta su relación con el valor de la DMA.

De esta clasificación in-vitro, surge que el tipo 1, es la única situación de ajuste o adaptación marginal real.

Solamente se puede dar en restauraciones no cementadas, ya que está demostrado que este procedimiento, necesario en la clínica, aumenta significativamente la brecha marginal<sup>1,7,31,58,69,70</sup> y por lo tanto la DMA.

Este estudio al ser in-vitro, ofrece condiciones estandarizadas y optimizadas en el desarrollo experimental, lo cual puede no ser posible de lograr in-vivo.<sup>99</sup> Por lo tanto, se clasifica al desajuste tipo 1 como tal, y no como ajuste o adaptación marginal, ya que al cementar la restauración coronaria, terminaría como mínimo, como un desajuste tipo 2.

Evaluar el desajuste mediante el método combinado propuesto, conociendo el diámetro de la punta del instrumento utilizado para palpar, permite confirmar errores mínimos de sobre o subextensiones, de manera muy precisa. Esto coincide con lo que plantea Shamsedine et al,<sup>4</sup> en referencia a que el uso de un explorador es más apto para determinar tamaño y forma de proyecciones o balcones, que para determinar la dimensión de la brecha marginal.

En esta investigación se evaluó el desajuste marginal de 5 técnicas de fabricación, de restauraciones coronarias estratificadas, antes y después de la carga de cerámica de revestimiento, sin cementar.

Beschnidt y Strub,<sup>7</sup> evalúan la precisión marginal de cinco técnicas de fabricación de coronas de cerámica pura y un grupo control de coronas metal-cerámica, antes y después de cementar, sometidos a envejecimiento en una boca artificial.

Tallaron 60 incisivos centrales, les tomaron una impresión en un solo paso, vaciaron 60 troqueles y fabricaron 60 restauraciones coronarias utilizando los siguientes sistemas, In-Ceram convencional, Celay In-Ceram, Celay feldespática, Empress técnica de pigmentar, Empress técnica estratificada y cerámica sobre metal convencional; las cuales fueron divididas en 6 grupos, de 10 muestras cada uno.

Cada corona fue asentada en su respectivo pilar mediante presión digital, y se duplico el conjunto corona-pilar mediante una impresión con silicona de adición. De cada impresión obtuvieron una réplica en resina epoxi, sobre la cual efectuaron las mediciones de la brecha marginal sin cementar.

Las mediciones las realizaron, cada 10  $\mu\text{m}$ , mediante análisis de imágenes con software. Las imágenes fueron capturadas con una cámara montada en un estero-

microscopio con una magnificación de 400X. Un total de 2500-3000 mediciones fueron hechas por muestra.

Los resultados obtenidos por los autores, muestran que el menor valor promedio de discrepancia marginal fue el grupo de Empress pigmentada 47  $\mu\text{m}$ , seguido por In-Ceram convencional 60  $\mu\text{m}$ , Empress estratificada 62  $\mu\text{m}$ , cerámica sobre metal 64  $\mu\text{m}$ , Celay In-ceram 78  $\mu\text{m}$  y Celay feldespática 99  $\mu\text{m}$ . No evaluaron si hubo diferencias significativas entre los grupos, antes de cementar.

Estos valores coinciden parcialmente con los obtenidos en el presente trabajo, respecto a que obtienen el menor valor promedio de desajuste, con un sistema de cerámica inyectada.

No obstante no se pueden interpretar de igual modo, el menor valor promedio obtenido en este estudio fue de 38  $\mu\text{m}$ , con el grupo de cerámica inyectada con técnica estratificada por capas, es decir una estructura primaria con cargas y cocciones de cerámica de revestimiento.

Los autores citados logran 47  $\mu\text{m}$  con la técnica de pigmentar. Esta técnica tiene diferencias importantes en el proceso de fabricación con la técnica estratificada. El proceso de confección e inyección es el mismo, pero se obtiene una restauración monolítica con la forma definitiva, que únicamente se pigmenta; por lo tanto se eliminan varios pasos que pueden introducir errores en las mediciones, como la carga de cerámica de revestimiento, cocciones de sinterización y glaseado de un material, con un CET distinto a la estructura primaria, y los ajustes respectivos en cada paso.

El resultado que logran del grupo In-Ceram convencional, 60  $\mu\text{m}$ , fue mejor que el obtenido para esa técnica en el presente trabajo, 77  $\mu\text{m}$ .

En el grupo de cerámica sobre metal, Beschmidt y Strub<sup>7</sup> realizan una combinación de margen cerámico por vestibular y técnica convencional por palatino, obtienen 64 $\mu\text{m}$  de valor promedio. En el presente estudio ambos grupos de cerámica sobre metal, convencional y con margen cerámico (A y B), obtuvieron un desajuste con mejores valores, 51  $\mu\text{m}$  y 49  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

Si bien la cantidad de puntos de medición efectuados, hacen que los datos obtenidos sean considerables, Beschmidt y Strub<sup>7</sup> utilizan un estéreo-microscopio y análisis de imagen, que presentan las dificultades planteadas anteriormente para este sistema de evaluación. Inclusive los propios autores manifiestan que, el posicionamiento preciso de la muestra cada 10  $\mu\text{m}$  usando un aparato especial micromecánico, que no describen, fue difícil de realizar, ya que los movimientos fueron controlados visualmente.

Otro aspecto que puede haber influido en los resultados de los autores, es la utilización de una variación de la técnica de la réplica; en este caso haber medido el desajuste sobre réplicas de resina epoxi.

Ural et al,<sup>69</sup> realizan una evaluación in-vitro de la adaptación marginal de restauraciones coronarias, fabricadas por cinco técnicas, antes y después de cementarlas.

Fabricaron 50 modelos de acero representando un molar, con una terminación marginal en hombro de 1.2 mm de profundidad, 6 mm de altura y un TOC de 6 grados. Colocaron grupos de 5 en un bloque de resina acrílica para impresionarlos con silicona de adición y fabricar troqueles de yeso individuales. Los dividieron en 5 grupos de 10 troqueles cada uno.

Para fabricar las restauraciones de cada grupo, utilizaron dos sistemas CAD/CAM, Cerec 3- y Cercon, cerámica de infiltración (In-Ceram), cerámica calentada e inyectada (Empress 2) y la técnica convencional de la cera perdida-colada (metal-cerámica).

Realizaron una llave de silicona sobre una corona fabricada mediante un equipo Cerec 3, para utilizarla como guía durante la carga de cerámica de revestimiento de los otros grupos, y obtener un espesor relativamente similar.

Las mediciones de la discrepancia marginal las realizaron con un SEM (microscopio electrónico de barrido), bajo una magnificación de 150X.

Los resultados muestran que el menor valor promedio de apertura marginal obtenido, antes de cementar, fue el de las restauraciones coronarias fabricadas por el sistema Cerec-3, 29.26  $\mu\text{m}$ , seguidas por los grupos Empress-2 61.94  $\mu\text{m}$ , Cercon 77.10  $\mu\text{m}$ , In-Ceram 109.11  $\mu\text{m}$  y metal-cerámica 120.63  $\mu\text{m}$ .

En la presente experiencia el menor valor promedio de las 5 técnicas evaluadas para fabricar restauraciones coronarias, fue el grupo de cerámica inyectada, seguidos por los grupos de cerámica sobre metal, cerámica infiltrada y cerámica CAD/CAM respectivamente.

Es necesario mencionar que los autores son confusos al describir los pasos de fabricación de cada grupo, sobre todo el de Cerec 3, lo cual podría explicar la diferencia significativa obtenida con el resto de los grupos.

Aparentemente las muestras de ese grupo fueron fabricadas tomando una impresión óptica directamente sobre los modelos maestros de acero, y no sobre los troqueles, lo cual quita el error que puede sumar la impresión y obtención del troquel de yeso.

Otra diferencia fue que las restauraciones de ese grupo fueron monolíticas y no estratificadas, lo cual quita el error posible de la carga y cocciones de cerámica de revestimiento.

Utilizan además modelos maestros estandarizados, que no representan la anatomía dentaria, ni la anatomía de la línea cervical; situación que favorece la precisión de la impresión óptica.

Sulaiman et al,<sup>9</sup> evaluaron el ajuste marginal de restauraciones de cerámica pura fabricadas por tres sistemas, In-Ceram, Empress y Procera. Las muestras fueron evaluadas en tres etapas de su fabricación, como estructuras primarias, después de la carga y cocción de la cerámica de revestimiento y posterior a la cocción de glaseado.

Confeccionaron un modelo maestro en una aleación metálica base, le tomaron 30 impresiones individuales que vaciaron obteniendo los modelos de yeso, los cuales fueron divididos en 3 grupos de 10 troqueles cada uno.

Las mediciones las realizaron con un microscopio digital con una magnificación de 225X, y análisis de imagen. Midieron en 4 sitios, vestibular, mesial, distal y palatino.

Ellos hallaron que, el menor valor promedio, de discrepancia marginal de restauraciones terminadas, perteneció al grupo Empress 62.77  $\mu\text{m}$ , seguido por Procera 82.88  $\mu\text{m}$ , y finalmente In-Ceram 160.66  $\mu\text{m}$ , y que estos valores tenían una diferencia estadísticamente significativa, entre sí ( $p < 0.05$ ).

Este resultado coincide con los obtenidos en el presente estudio en relación a que el menor valor promedio obtenido, posterior a la carga de cerámica fue con el grupo D, cerámica inyectada, y la diferencia con los grupos C y E, (cerámica infiltrada y CAD/CAM respectivamente), fue estadísticamente significativa.

Petteno et al,<sup>50</sup> compararon la adaptación marginal de restauraciones coronarias de cerámica sobre metal, confeccionadas con 3 estructuras primarias diferentes.

Utilizaron un modelo maestro de acero que se preparó para recibir restauraciones que simularan un incisivo superior. Tomaron 75 impresiones con silicona de adición y obtuvieron 75 troqueles que se dividieron en 3 grupos de 25 cada uno.

Los grupos se dividieron según el material y la técnica utilizada para fabricar la estructura primaria en, grupo 1, estructura de aleación noble por técnica de la cera perdida y colada, grupo 2, aleación compuesta especial cuyos componentes se interconectan por capilaridad (Sistema Captek) y grupo 3, aleación electroformada.

Las mediciones de las muestras las realizaron con estéreo-microscopio con un aumento de 200X, en tres momentos, sobre el troquel de yeso antes de la carga de cerámica, sobre el troquel de yeso después de la carga de cerámica y sobre el modelo maestro después de la carga de cerámica.

Los valores que obtuvieron antes de la carga de cerámica fueron, 11  $\mu\text{m} \pm 2 \mu\text{m}$  aleación compuesta, 14  $\mu\text{m} \pm 5 \mu\text{m}$  electroformada y 16  $\mu\text{m} \pm 5 \mu\text{m}$  convencional. Y los valores posteriores a la carga de cerámica fueron, 33  $\mu\text{m} \pm 7 \mu\text{m}$  convencional, 34  $\mu\text{m} \pm 11 \mu\text{m}$  electroformada y 44  $\mu\text{m} \pm 10 \mu\text{m}$  aleación compuesta. No mencionan si esta

diferencia antes y después de la carga de cerámica fue significativa, concluyen que la carga, afecta el ajuste marginal de las restauraciones de cerámica sobre metal.

En este estudio, en el grupo A y B, antes de la carga de cerámica, se obtuvieron 50  $\mu\text{m}$  y 55  $\mu\text{m}$  respectivamente. Posterior a la carga de cerámica el valor promedio del grupo A aumentó, 51  $\mu\text{m}$ , y el del grupo B disminuyó, 49  $\mu\text{m}$ . Estas diferencias entre ambos grupos, antes y después de la carga, no fueron estadísticamente significativas ( $p > 0.05$ ).

Las diferencias encontradas, pueden deberse a que Petteno et al,<sup>50</sup> utilizan como modelo maestro un incisivo de acero estandarizado, no una réplica de un tallado dentario anatómico, el cual no posee curvatura de la línea cervical en toda su circunferencia, lo que facilita los pasos de encerado y ajuste de las estructuras. Otro aspecto es que utilizan en los tres grupos, aleaciones con alto contenido en oro, las cuales tienen una mejor colada y manipulación que las de Ni-Cr,<sup>58</sup> utilizadas en el presente trabajo en los grupos A y B.

Es necesario mencionar que los valores reportados por Petteno et al,<sup>50</sup> son realmente bajos, comparados a los que conseguimos en el presente trabajo y con otros autores.

Estos valores están relacionados al método que utilizaron para medir; independientemente del estéreo-microscopio, el mayor factor que podría haber influido es la grilla que interpusieron para realizar las mediciones, la cual tenía un poder de resolución de 9  $\mu\text{m}$ ; posicionaron la muestra a 45°, sostenida por dos *stents*, que permitían su rotación manual en 8 posiciones.

No precisan otros datos respecto al sostén y forma de rotación de la muestra que lo mencionado.

En el presente estudio el grupo D (cerámica inyectada), obtuvo el menor valor promedio de DMA, tanto como restauraciones coronarias terminadas con un valor medio de 38  $\mu\text{m}$ , como en la múltiple comparación de medias (prueba de Tukey) con un valor medio de 46,16  $\mu\text{m}$ .

Se han reportado resultados similares al evaluar el desajuste de restauraciones de cerámica inyectada, con diferentes métodos, y compararlas con otras técnicas de fabricación.

Holden et al,<sup>74</sup> evaluaron la adaptación marginal de restauraciones coronarias fabricadas por la técnica de cerámica sobre metal convencional y por dos técnicas de cerámica inyectada, convencional y sobre una estructura metálica.

Obtuvieron el menor valor promedio con la técnica de cerámica inyectada sobre metal, seguido por la cerámica inyectada convencional y la cerámica sobre metal. Los valores fueron 49  $\mu\text{m}$ , 55.8  $\mu\text{m}$  y 72.2  $\mu\text{m}$ , respectivamente. No hallaron diferencias

estadísticamente significativas, ( $p = 0.720$ ), entre ambas técnicas de inyección, pero sí entre la inyección sobre metal y la cerámica sobre metal, ( $p = 0.035$ ).

Anadioti et al,<sup>44</sup> evaluaron mediante un análisis 2D y 3D el ajuste marginal de coronas de cerámica pura, fabricadas a partir de impresiones convencionales y digitales, con técnicas de inyección de cerámica convencional y sistemas CAD/CAM.

La técnica de impresión convencional con la técnica de cerámica inyectada, obtuvo el menor valor promedio de desajuste en los dos análisis, 3-D 48  $\mu\text{m}$  y 2-D 40  $\mu\text{m}$ . Las diferencias de esta técnica con los otros grupos, fue estadísticamente significativa, ( $p = 0.048$ ).

Ji et al,<sup>89</sup> evaluaron el ajuste marginal de coronas monolíticas de zirconio y disilicato de litio, fabricadas por dos sistemas CAD/CAM y por la técnica convencional de cerámica inyectada; sobre dos terminaciones marginales diferentes.

Encontraron que los valores obtenidos por la técnica de inyección convencional con disilicato de litio, con las dos terminaciones marginales, fue menor que las coronas de zirconio fabricadas por los dos sistemas CAD/CAM.

Para la terminación en hombro los valores fueron, E-max press 41.2  $\mu\text{m}$ , Zenostar ZR 91.5  $\mu\text{m}$  y Prettau Zirconia 118.8  $\mu\text{m}$ . Para la terminación en chamfer los valores fueron, E-max press 40.5  $\mu\text{m}$ , Zenostar ZR 84.7  $\mu\text{m}$  y Prettau Zirconia 109  $\mu\text{m}$

Alajaji et al,<sup>108</sup> evaluaron la adaptación marginal e interna de restauraciones inlays de disilicato de litio fabricadas por tres sistemas, 2 grupos fueron procesados por sistemas CAD/CAM de 3 y 5 ejes y uno por la técnica de inyección convencional.

Los resultados demostraron diferencias entre los valores de DMA del grupo de cerámica inyectada, que fue el de menor valor promedio con 58.75  $\mu\text{m}$ , con los grupos de CAD/CAM de 5 y 3 ejes, los cuales obtuvieron valores de 88.28  $\mu\text{m}$  y 99.83  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

Diversos autores,<sup>21,59,70,102</sup> evalúan solamente el desajuste marginal de estructura primarias. Entendemos que una mejor aproximación a las condiciones clínicas de coronas estratificadas o de múltiples capas, puede ser alcanzada si las mediciones de las estructuras primarias se complementan y se comparan, con mediciones realizadas sobre la restauración terminada.<sup>1</sup>

Contrepolis et al,<sup>1</sup> aconseja para analizar el desajuste marginal in-vitro, discontinuar el uso de modelos metálicos estandarizados con forma excesivamente simplificadas, que no muestran relación con la anatomía dentaria y, señalan que se deberían emplear modelos con líneas de terminación que muestren algún grado de curvatura.

Para este trabajo utilizamos un modelo maestro, proveniente del duplicado y colado de un incisivo central superior tallado; donde se respetó la anatomía del elemento

y la curvatura de la línea cervical; tratando de imitar al máximo la situación que se presenta en la clínica

En este sentido Tao y Han,<sup>28</sup> analizaron el efecto de la curvatura de la línea de terminación, sobre el ajuste de restauraciones coronarias de cerámica pura y de metal-cerámica. Evaluaron curvaturas de 1 mm, 3 mm y 5 mm, antes y después de la carga de cerámica de revestimiento.

Encontraron que en coronas de cerámica pura fabricadas por sistemas CAD/CAM, los diferentes niveles de curvatura analizados, no tienen un efecto significativo sobre el ajuste marginal posterior a la carga de cerámica.

No así en las restauraciones de metal-cerámica donde encontraron que el desajuste en vestibular y palatino, era mayores que mesial y distal. Estas diferencias fueron significativas con curvaturas de 3 mm, ( $p = .01$  y  $.007$  para mesial y  $p = .03$  y  $.02$  para distal), y de 5 mm, ( $p = .001$  y  $.001$  para mesial y distal).

La curvatura del modelo maestro que se utilizó fue de 1 mm a 3 mm, similar a lo planteado por los autores, si bien no era un objetivo de este trabajo establecer la relación grado de curvatura-desajuste; no se observó diferencias significativas entre las restauraciones de metal-cerámica del grupo A y B, y si encontramos diferencias significativas en los tres grupos de cerámica pura, posterior a la carga de revestimiento.

El efecto que tiene sobre el desajuste marginal, la carga y cocciones de sinterización de la cerámica de revestimiento, sobre las estructuras primarias, ha sido tratado por varios autores.<sup>8-10,28,29,31,50,65,92</sup>

Algunos indican que este procedimiento, no afecta a las estructuras y por lo tanto no incide en el valor final del desajuste de la restauración terminada,<sup>8,9,28,29,31,65</sup> mientras que otros, obtienen resultados donde este procedimiento si influye.<sup>10,28,50,92</sup>

En el presente estudio se encontró que 2 ciclos de cocciones de cerámica de revestimiento y uno de glaseado, afectó de manera diferente la DMA de los grupos de cerámica pura y los grupos de cerámica sobre metal.

Los grupos A y B, antes y después de la carga de cerámica, no presentaron diferencias estadísticamente significativas en la DMA,  $p = 0.5726$  y  $p = 0.5560$ , respectivamente.

El grupo A presentó un aumento de su valor promedio de la DMA, de 50  $\mu\text{m}$  a 51  $\mu\text{m}$ . Esto indicaría que diseñar una estructura primaria metálica coincidente con la anatomía dentaria para lograr espesores uniformes de cerámica, con una aleación base de Ni-Cr y un espesor del margen metálico de 0,3 mm como mínimo, asegura una modificación mínima del desajuste marginal durante las cocciones de la cerámica de revestimiento.

El grupo B logró una mejora en el valor promedio de la DMA, de 55  $\mu\text{m}$  a 49  $\mu\text{m}$ , esto probablemente se deba a que una estructura metálica con margen cerámico, permite al técnico durante la carga de cerámica, seguir intentando condensar partículas en la interfaz para sellarla, ya que durante la cocción, estas se sinterizarán correctamente sobre el margen cerámico previamente conformado.

Esto no es posible realizarlo con estructuras completamente metálicas, ya que cualquier ingreso de una partícula por debajo de un margen metálico, provocaría el aumento de la brecha marginal.<sup>10</sup>

La DMA de los grupos C, D y E, sí fue afectada significativamente ( $p < 0,05$ ), posteriormente a la carga de cerámica de revestimiento.

Esta diferencia significativa se puede explicar gracias a la clasificación elaborada en este trabajo, que permite conocer, tipo y porcentaje de desajuste marginal presente en cada grupo de estructuras primarias, y su modificación o no, posterior a la cocción y glaseado de la cerámica de revestimiento.

En la clasificación in-vitro propuesta, hay un “ajuste” ideal y 5 desajustes, los cuales son, uno vertical (BM), dos horizontales (sobre y subextensión) y dos combinados (BM + sobre o subextensión).

Los desajustes con sobreextensión (Tipo 3 y 5), permiten ser corregidos con instrumental rotatorio bajo magnificación.

Los desajustes con subextensión (4 y 6), permiten ser completados durante la carga de cerámica, al igual que el desajuste tipo 2, siempre y cuando este último sea un margen cerámico.

Estos ajustes y correcciones, realizados por el técnico de laboratorio sobre las estructuras primarias, antes, durante y después de la carga de cerámica, provocan un cambio en el tipo de desajuste de la restauración terminada, modificando el valor promedio de la DMA.

En el grupo C se encontró diferencias significativas en la DMA, ( $p = 0.0166$ ), antes y después de la carga de cerámica, con valores promedios de 103  $\mu\text{m}$  y 77  $\mu\text{m}$  respectivamente.

Esta diferencia se explica ya que el 68% del desajuste encontrado en las estructuras primarias, fueron tipo 4 y 6, desajustes con subextensiones; y el 22% fueron tipo 3 y 5, desajustes con sobreextensiones.

Posterior a la carga de cerámica, los desajustes tipo 4 y 6, pasaron de 68% a 49%. Los tipo 3 y 5 se mantuvieron en 22%, pero la conformación fue diferente, el tipo 3 aumentó de 13% a 16%, mientras que el 5 disminuyó de 9% a 6%. Estos cambios en el porcentaje de errores con sobre y subextensiones, también se ve reflejado en el aumento del desajuste tipo 2, del 10% al 29%.

En el grupo D se observaron diferencias significativas en la DMA, ( $p = 0.0036$ ), antes y después de la carga de cerámica, con valores promedios de 55  $\mu\text{m}$  y 38  $\mu\text{m}$  respectivamente.

Esta diferencia se debe a que en las estructuras primarias hubo un 71% de desajustes con sobreextensión, un 6% con subextensión y un 16% desajuste tipo 2.

Posteriormente a los ajustes y a la carga de cerámica, los porcentajes de desajuste presentes fueron, 52% con sobreextensión, 21% con subextensión y un 23% de desajuste tipo 2.

En el grupo E, también se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la DMA, ( $p = 0.0018$ ), antes y después de la carga de cerámica, con valores promedios de 122  $\mu\text{m}$  y 94  $\mu\text{m}$  respectivamente.

Esta diferencia fue producto de que las estructuras primarias de este grupo, presentaron un 100% de desajustes con sobreextensión, 66% tipo 3 y 34% tipo 5.

Posteriormente a los ajustes de laboratorio y a la carga de cerámica, los porcentajes presentes fueron, 84% con sobreextensión, 3% tipo 4 y 13% tipo 2.

Es de importancia señalar que las muestras de los grupos A, B y D, confeccionadas por la técnica convencional de la cera perdida, presentaron los 6 tipos de desajuste marginal como estructuras primarias y como restauraciones coronarias terminadas.

Las muestras del grupo C, confeccionadas por el método de infiltración de cerámica (slip-cast), presentaron como estructuras primarias y coronas terminadas, 5 tipos de desajuste marginal; no se encontró el tipo 1.

Las muestras del grupo E, confeccionadas por sistema CAD/CAM, presentaron únicamente, como estructuras primarias, dos tipos de desajuste 3 y 5. Como restauraciones coronarias presentaron cuatro tipos de desajuste 2, 3, 4 y 5.

Estas observaciones revelan que la interfaz de restauraciones coronarias, producidas por técnicas convencionales, presenta en su conformación, una gran variabilidad del tipo de desajuste, probablemente como consecuencia de los múltiples pasos y materiales involucrados en el proceso de fabricación.

Mientras que en técnicas actuales producidas por sistemas CAD/CAM, se observa una interfaz con menor variabilidad en los tipos de desajuste que la conforman, sobre todo como estructuras primarias, una explicación a esto podría ser la disminución de pasos y manufactura mecanizada. No obstante, posteriormente a la carga de cerámica de revestimiento, los tipos de desajustes presentes aumentaron de 2 a 4.

Estos resultados pueden explicarse debido a la mayor o menor participación del técnico de laboratorio dental en el proceso de fabricación, al conocimiento y experiencia

que posea sobre la técnica que está ejecutando; así como el equipamiento utilizado, el cual, no asegura un menor desajuste.

Coincidimos con Shamseddine et al,<sup>4</sup> y Beuer et al,<sup>17</sup> en que todavía, independientemente de que la técnica de fabricación de restauraciones coronarias, sea convencional o no, es necesaria la participación del técnico de laboratorio, para lograr un menor desajuste marginal.

## CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos y, dentro de las limitaciones que presenta este estudio in-vitro, podemos concluir lo siguiente:

- El desajuste marginal de los sistemas metal-cerámicos y cerámicos puros evaluados fue inferior a 120  $\mu\text{m}$ , valor clínicamente aceptado como referencia.
- Los sistemas que emplean las técnicas de la cera perdida y colada, cera perdida e inyectado de cerámica y la técnica de infiltración de cerámica, presentan mayor variabilidad de tipos de desajustes presentes en la interfaz marginal, que el sistema CAD/CAM.
- El valor promedio de DMA de los cinco grupos de estructuras primarias evaluadas, estuvo dentro del valor clínicamente aceptado como referencia (120  $\mu\text{m}$ ), con un rango entre 50  $\mu\text{m}$  y 122  $\mu\text{m}$ .
- El valor promedio de DMA de los cinco grupos de restauraciones coronarias evaluadas, fue inferior al valor clínicamente aceptado como referencia (120  $\mu\text{m}$ ), con un rango entre 38  $\mu\text{m}$  y 94  $\mu\text{m}$ .
- La etapa de carga de cerámica de revestimiento afectó significativamente la DMA de los tres grupos de cerámica pura ( $p < 0,05$ ). Este proceso no fue significativo en los dos grupos de cerámica sobre metal ( $p > 0,05$ ).

## BIBLIOGRAFÍA

1. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal Adaption of ceramic crowns: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013 December 2013; 110(6): 447-454.
2. Kocaagaoglu H, Kilinc HI, Albayrak H, Kara M. In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *J Prosthet Dent.* 2016 September; 116(3): 368-374.
3. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen C, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A sistematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2016 August; 116(2): 184-190.
4. Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Marginal and internal fit of pressed ceramic crowns made from conventional and computer-aided manufacturing wax patterns: An in vitro comparison. *J Prosthet Dent.* 2016 August; 116(2): 242-248.
5. Tsirogiannis P, Reissmann DR, Hydecke G. Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2016 September; 116(3): 328-335.
6. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2014 September; 112(3): 555-560.
7. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 582-593.
8. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 441-447.
9. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak W. A comparison of the marginal fit of In-ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont.* 1997; 10: 478-484.
10. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2005; 93: 346-355.
11. Mitchell CA, Pintado , M-R , Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 575-584.
12. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007 November; 98(5): 389-404.
13. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 459-464.

14. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik DS. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989; 62: 405-408.
15. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009; 101: 239-247.
16. Euan R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barberà M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *J Prosthodont.* 2012; 21: 291-295.
17. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int.* 2009 March; 40(3): 243-250.
18. Zeltner M, Sailer I, Mühlemann S, Özcan M, Hämmerle CH, Benic GI. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part III: marginal and internal fit. *J Prosthet Dent.* 2017; 117: 354-362.
19. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer aid design/ computer aid manufacturing systems. *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 319-325. *Eur J Oral Sci.* 2009; 117: 319-325.
20. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1995; 8: 303-310.
21. Ferreira Quintas A, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 250-257.
22. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. Precision fit of two margins designs for metal ceramic crowns. *J Prosthodont.* 2007; 16: 233-237.
23. Naert I, Van Der Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 51-57.
24. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966; 16(2): 297-305.
25. McLean J, von Fraunhofer J. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 August; 131(3): 107-111.
26. Re D, Cerutti F, Augusti G, Cerutti A, Augusti D. Comparison of marginal fit of Lava CAD/CAM crown-copings with two finish lines. *Int J Esthet Dent.* 2014; 9: 426-435.
27. Vigolo P, Mutinelli S, Biscaro L, Edoardo S. An in vivo evaluation of the fit of zirconium-oxide based, ceramic single crowns with vertical and horizontal finish line Preparations. *J Prosthodont.* 2015 December; 24(8): 603-609.

28. Tao J, Han D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2009 October; 40(9): 745-752.
29. Seymour KG, Samarawickrama DYD, Lynch EJ. Metal ceramic crowns-a review of tooth preparation. *Eur J Prosthodont Rest Dent.* 1999; 7: 79-84.
30. Ates SM, Zeynep YD. Influence of tooth preparation design on fitting accuracy of CAD-CAM based restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2016; 28: 238-246.
31. Shearer B, Gough M, Setchell D. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials.* 1996; 17: 1891-1895.
32. Krasanaki M, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas S, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD-CAM alumina copings: A pilot study. *Int J Prosthodont.* 2012; 25(2): p. 170-172.
33. Tsitrou EA, Northeast S, Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent.* 2007; 35: 68-73.
34. Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. *J Prosthet Dent.* 2005; 93: 138-142.
35. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J.* 2008; 27: 814-820.
36. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand.* 2008; 66: 214-218.
37. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 244-248.
38. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, et al. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Dent Mater J.* 2005; 24: 456-459.
39. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiao YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent.* 2002; 87: 248-255.
40. Kharat SS, Tatikonda A, Raina S, Gubrellay P, Gupta N, Asopa SJ. In vitro evaluation of the accuracy of seating cast metal fixed partial denture on the abutment teeth with varying degree of convergence angle. *J Clin Diagn Res.* 2015; 9: 56-60.
41. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Principios de Tallado. En *Fundamentos esenciales en prótesis fija*. Tercera edición. Barcelona: Quintessence ; 2002. 119-137.

42. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 363-376.
43. Kocaagaoglu H, Kilinc H, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *J Prosthet Dent.* 2017; 117: 102-108.
44. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, et al. 3D and 2D Marginal Fit of Pressed and CAD/CAM Lithium Disilicate Crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont.* 2014; 23: 610-617.
45. Yun MJ, Jeon YC, Jeon CM, Huh JB. Comparison of the fit of cast gold crowns fabricated from the digital and the conventional impression techniques. *J Adv Prosthodont.* 2017; 9: 1-13.
46. Sailer I, Benic GI, Fehmer V, Hämmerle CHF, Mühlemann S. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part II: CAD-CAM versus conventional laboratory procedures. *J Prosthet Dent.* 2017; 118: 43-48.
47. Benic GI, Mühlemann S, Fehmer V, Hämmerle CHF, Sailer I. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part I: digital versus conventional unilateral impressions. *J Prosthet Dent.* 2016; 116: 777-782.
48. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent.* 2015; 114: 554-559.
49. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011; 27: 83-96.
50. Pettenò D, Schierano G, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2000; 13: 405-408.
51. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.* 2008; 24: 1311-1315.
52. Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi A. Comparison the marginal and internal fit of metal copings cast from wax patterns fabricated by CAD/CAM and conventional wax up techniques. *J Dent Shiraz Univ Med Sci.* 2013 Sept; 14(3): 118-119.
53. Kocaagaoglu H, Kilinc I, Albayrak H, Kara M. In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *J Prosthet Dent.* 2016 September; 116(3): 368-374.

54. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Revestimiento y colado. En *Fundamentos esenciales en prótesis fija*. Tercera edición. Barcelona: Quintessence; 2002. 365-384.
55. Capusselli H, Schwartz T. Compensación de cambios dimensionales. En *Temas de colado*. Buenos Aires: Mundi S.A; 1969. 67-83.
56. Ito M, Kuroiwa A, Nagasawa S, Yoshida T, Yagasaki H, Oshida Y. Effect of wax melting range and investment liquid concentration on the accuracy of a three-quarter crown casting. *J Prosthet Dent*. 2002 January; 87(1): 57-61.
57. Anusavice K. Revestimientos y procedimientos para colado. En *Phillips Ciencia de los Materiales Dentales*. Madrid: Elsevier España S.A; 2004. 295-350.
58. Gómez-Cogolludo P, Castillo-Oyagüe R, Lynch C, Suarez-García M. Effect of electric arc, gas oxygen torch and induction melting techniques on the marginal accuracy of cast base-metal and noble metal-ceramic crowns. *J Dent*. 2013; 41(9): 826-831.
59. Karaman T, Ulku SZ, Zengingul AI, Guven S, Eratilla V, Sumer E. Evaluation and comparison of the marginal adaptation of two different substructure materials. *J Adv Prosthodont*. 2015; 7: 257-263.
60. Anusavice KJ. Aleaciones dentales para colado y soldadura. En *Phillips Ciencia de los Materiales Dentales*. Madrid: Elsevier España S.A; 2004. 563-620.
61. Farjood E, Vojdani M, Kiyanoosh T. Marginal and internal fit of metal copings fabricated with rapid prototyping and conventional waxing. *J Prosthet Dent*. 2017; 117: 164-170.
62. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont*. 2013; 5: 179-186.
63. Real-Voltas F, Romano-Cardozo E, Figueras-Alvarez O, Brufau-de Barbera M, Cabratosa-Termes J. Comparison of the marginal fit of cobalt-chromium metal-ceramic crowns fabricated by CAD/CAM techniques and conventional methods at three production stages. *Int J Prosthodont*. 2017; 30: 304-305.
64. Shenoy A, Shenoy N. Dental Ceramics: An update. *J Conserv Dent*. 2010 Oct-Dec; 13(4): 195-203.
65. Pera P, Gioldi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1994 December; 72(6): 585-590.
66. Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain M. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*. 2004 July; 20: 441-448.
67. Fahmy N. Influence of Veneering Materials on the Marginal Fit and Fracture Resistance of an Alumina Core System. *J Prosthodont*. 2011; 20: 45-51.

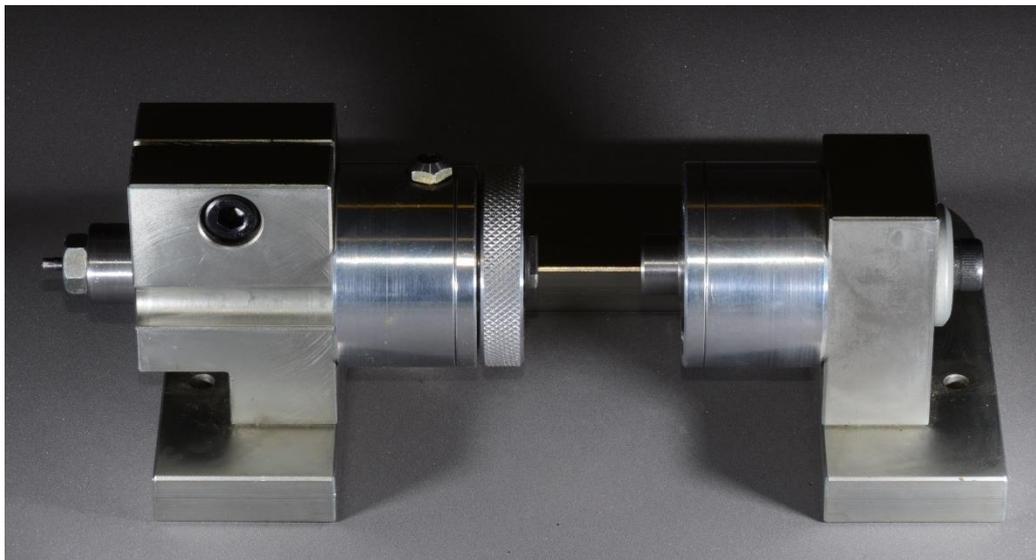
68. Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García M, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE. 2007; 12(4): 253-263.
69. Ural Ç, Burgaz Y, Saraç D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. Quintessence Int. 2010 July/August; 41(7): 585-590.
70. Alghazzawi T, Liu P, Essig M. The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types of glass-infiltrated ceramic crown copings fabricated by cad/cam technology. J Prosthodont. 2012; 21: 167-172.
71. Yilmaz H, Aydin C, Gul B. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Den. 2007; 98(2): 120-128.
72. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-Pressed Ceramics: Technology and Strength. Int J Prosthodont. 1992; 5(1): 9-16.
73. Brochu JF, El-Mowafy O. Longevity and Clinical Performance of IPS-Empress Ceramic Restorations-A Literature Review. J Can Dent Assoc. 2002; 68(4): 233-237.
74. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the Marginal Fit of Pressable Ceramic to Metal Ceramic Restorations. J Prosthodont. 2009; 18: 645-648.
75. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses. A systematic review. J Prosthet Dent. 2014 July; 112(1): 22-30.
76. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. Compend Contin Educ Dent. 2014; 35(3): 161-166.
77. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J. 2011; 56(1 Suppl): 97-106.
78. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: A new way to achieve an all-ceramic crown. Quintessence Int. 1998; 29(5): 285-296.
79. Priv-Doz MK. In vitro studies on CAD/CAM restorations fabricated with Procera technology: An overview. Quintessence Int. 2015; 46(7): 561-574.
80. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. J Prosthodont Res. 2016; 60: 72-84.
81. Kalpana D, Harish G, Mahesh PC, Swati S, Madhuri V. CAD / CAM in dentistry- A Review. IJRID. 2015; 5(2): 14-21.
82. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. J Prosthodont Res. 2013; 57: 236-261.

83. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004; 20: 449-456.
84. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* 2017; 48: 369-380.
85. Lugh V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010; 26: 807-820.
86. Kelly JR, Benetti P. Ceramic material in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56(1 Suppl): 84-96.
87. Datla SR, Alla RK, Alluri VR, Jithendra BP, Konakanchi A. Dental Ceramics: Part II – Recent Advances in Dental Ceramics. *American Journal of Materials Engineering and Technology.* 2015; 3(2): 19-26.
88. Kim Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res.* 2014; 58: 208-216.
89. Ji MK, Park JH, Park SW, Yun KD, Oh GJ, Lim HP. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *J Adv Prosthodont* 2015. 2015; 7: 271-277.
90. Gwinner FP, Bottino MA, Nogueira Junior L, Della Bona A. Effect of Finish Line on Marginal Fit of Sintered Gold Copings. *Braz Dent J.* 2013; 24(4): 322-325.
91. Boyle Jr JJ, Naylor P, Blackman RB. Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins. *J Prosthet Dent.* 1993; 69: 19-27.
92. Vojdani M, Safari A, Mohaghegh M, Pardis S, Mahdavi F. The effect of porcelain firing and type of finish line on the marginal fit of zirconia copings. *J Dent Shiraz Univ Med Sci.* 2015; 16(2): 113-120.
93. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2009; 22: 374-377.
94. Smith B, Morrow J, Parashar V, Murphy MT, Jernberg T. Radiographic vs tactile evaluation of marginal fit: A pilot study. *Am J Esthet Dent.* 2013 Summer; 3: 124-129.
95. Calesini G, Micarelli C, Fabianelli A, Papacchini F. The evaluation of marginal gaps with and without optical aids: Clinicians versus technicians. *Int J Prosthodont.* 2014; 27: 161-164.
96. Trifkovic B, Budak I, Todorovic A, Hodolic J, Puskar T, Jevremovic D, et al. Application of replica technique and SEM in accuracy measurement of ceramic crowns. *Measure Sci Rev.* 2012; 12(3): 90-97.

97. Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta RT. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. *Quintessence Int.* 2011 September; 42(8): 651-657.
98. Gassino G, Morfin SB, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal Adaptation of Fixed Prosthodontics: A New In Vitro 360-Degree External Examination Procedure. *Int J Prosthodont.* 2004; 17: 218-223.
99. Nawafleh N, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh M. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: A literature review. *J Prosthodont.* 2013 July; 22(5): 419-428.
100. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil.* 2008; 35: 116-122.
101. das Neves FD, do Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancoppe K, Davi LR, et al. Microcomputed tomography marginal fit evaluation of computer-aided design/computer-aided manufacturing crowns with different methods of virtual model acquisition. *Gen Dent.* 2015 May-Jun; 63(3): 39-42.
102. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent.* 2009; 4: 278-292.
103. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(6): 680-685.
104. Schaefer O, Watts D, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dent Mater.* 2012; 28(3): 320-326.
105. Schaefer O, Kuepper H, Sigusch BW, Thompson GA, Hefti AF, Guentsch A. Three-dimensional fit of lithium disilicate partial crowns in vitro. *J Dent.* 2013; 41: 271-277.
106. Kuhn K, Ostertag S, Ostertag M, Walter MH. Comparison of an analog and digital quantitative and qualitative analysis for the fit of dental copings. *Comput Biol Med.* 2015; 57: 32-41.
107. Demir N, Ozturk AT, Malko MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent.* 2014 Oct-Dec; 8: 437-444.
108. Alajaji NK, Bardwell D, Finkelman M, Ali A. Micro-CT evaluation of ceramic onlays: Comparison of the marginal and internal fit of five and three axis CAM systems with a heat press technique. *J Esthet Restor Dent.* 2017; 29: 49-58.

## **ANEXOS**

## **1. APARATO-SOPORTE DINÁMICO PARA EVALUAR EL DESAJUSTE MARGINAL**



El aparato consta de las siguientes partes:

1. Base.
2. Soportes de los ejes.
  - 2.1. Soporte Izquierdo.
  - 2.2. Soporte Derecho.
3. Eje Izquierdo.
4. Eje Derecho.

### **1) Base**

Es plana, abierta, presenta una forma de C con ángulos marcados, permite al conjunto modelo maestro-muestra estar sobre el espacio que separa sus extremos.

### **2) Soportes de los ejes**

Están fijados a los extremos de la base, por tornillos y pernos guías. Se encuentran colineados entre sí.

#### **2.1 Soporte izquierdo**

Soporta el eje izquierdo permitiendo su rotación y traslado del en el plano horizontal. Es el responsable de mantener la carga aplicada al conjunto modelo maestro-muestra durante las mediciones.

#### **2.2 Soporte derecho**

Soporta y permite la rotación del eje derecho en el plano horizontal.

### **3) Eje izquierdo**

Está montado sobre el soporte izquierdo, es dinámico ya que puede trasladarse en el plano horizontal. Está formado por un eje principal y un eje del pilar.

#### **3.1 Eje Principal**

En su extremo izquierdo se aloja un cabezal octogonal, que permite la adaptación de un instrumento (torquímetro), mediante el cual se aplica la carga a la muestra.

En su extremo derecho tiene un cabezal hueco donde se aloja un rulemán de contacto frontal y el extremo izquierdo del eje del pilar. Rotando el cabezal se desplaza todo el eje izquierdo.

#### **3.2 Eje del pilar**

Está alineado y sostenido por su extremo izquierdo mediante una tapa atornillada al cabezal del eje principal, pasando por el centro del rulemán de contacto

Este eje permite rotar, mediante una perilla, al conjunto modelo maestro-muestra en 8 posiciones repetibles después de haber aplicado y fijado la carga al eje principal.

La rotación del conjunto modelo maestro-muestra se produce debido a que posee labradas en su circunferencia 8 cavidades cada 45 grados. Se fijan mediante la presión que ejerce un resorte, sobre una bolilla que asienta en las cavidades.

En su extremo derecho tiene una faceta cuadrada hueca en su interior, que permite el alojamiento de la base cuadrada del modelo maestro.

### **4) Eje derecho**

Está montado sobre el soporte derecho, centrado en el plano horizontal con el eje izquierdo. Está formado por un eje principal y un eje de apoyo. Rota pero no se traslada en el plano horizontal.

#### **4.1 Eje principal**

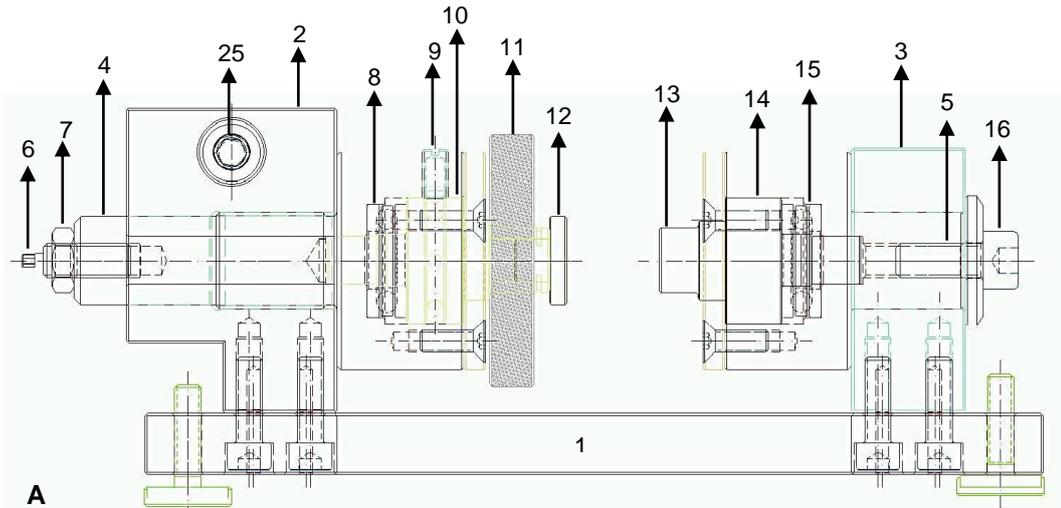
En su extremo derecho posee un tornillo y una arandela para fijarlo al soporte derecho.

En su extremo izquierdo tiene un cabezal hueco donde se aloja un rulemán de contacto frontal y el extremo derecho del eje de apoyo.

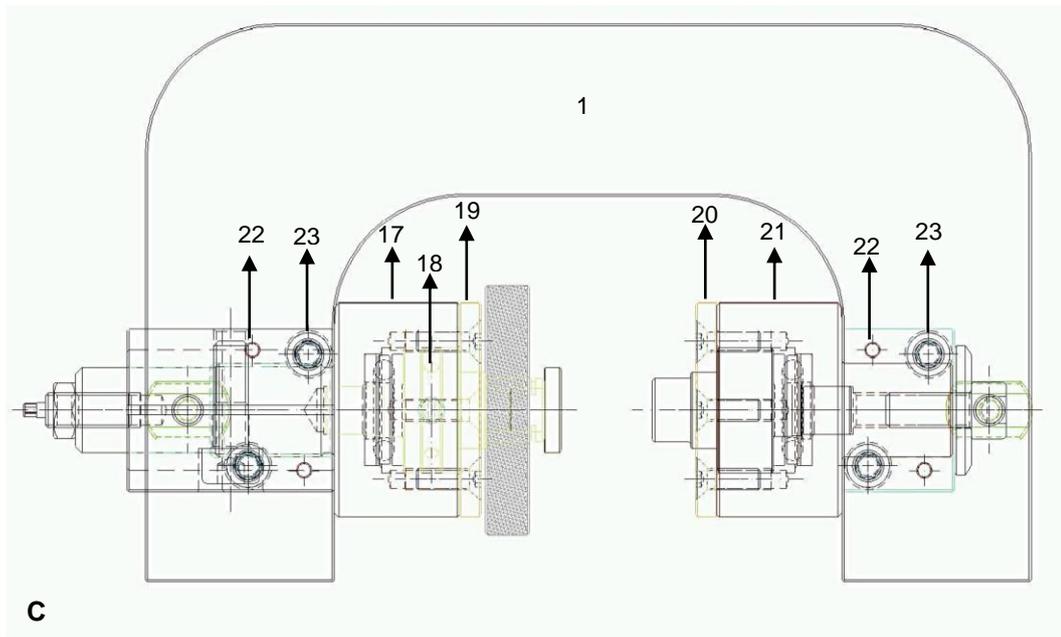
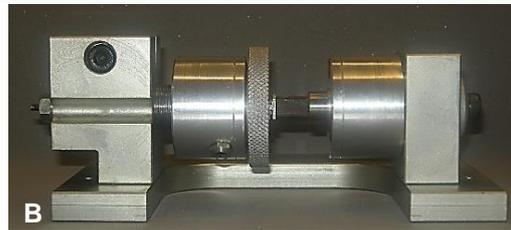
#### **4.2 Eje de apoyo**

Está alineado y sostenido por su extremo derecho mediante una tapa atornillada al cabezal del eje principal.

En su extremo izquierdo tiene una superficie redonda maciza que funciona como superficie de apoyo a la muestra. Este eje acompaña el giro del conjunto modelo maestro-muestra.

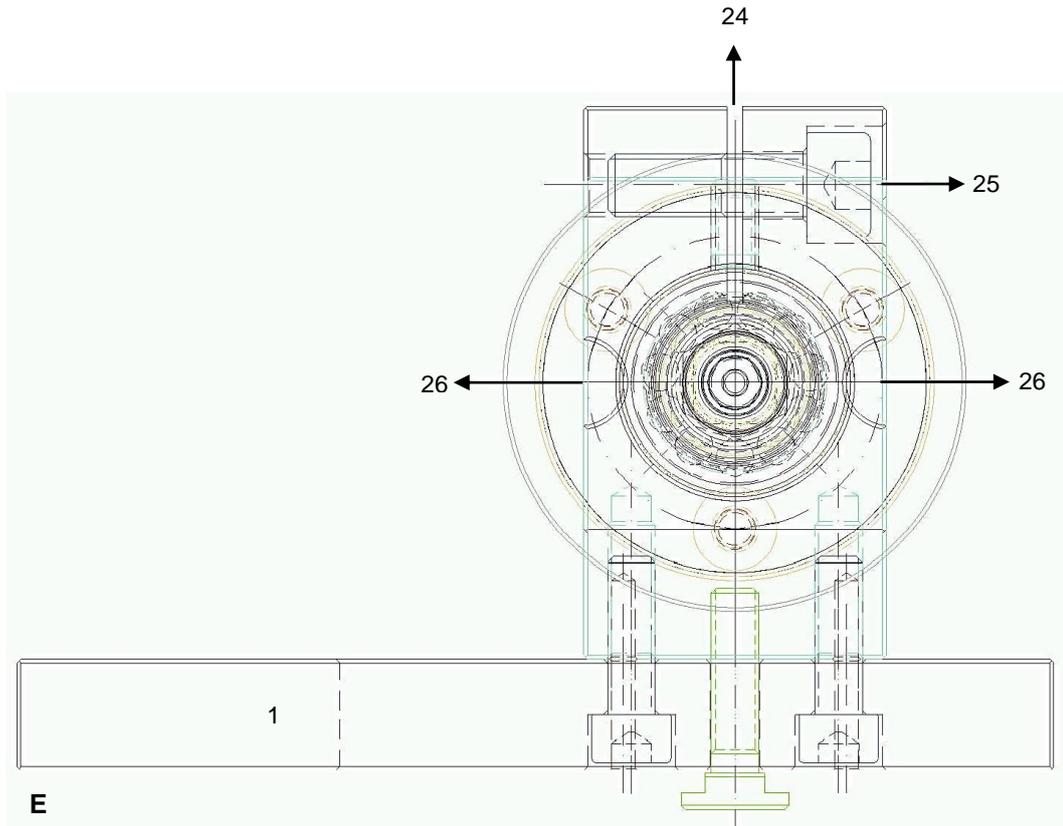


**A**  
**Vista frontal del aparato-soporte. A. Esquema con referencias. B. Foto**

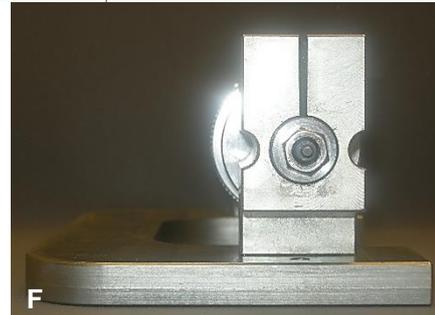


**C**  
**Vista superior del aparato-soporte. C. Esquema con referencias. D. Foto**





**Vista lateral derecha del aparato-soporte. E.**  
Esquema con referencias. F. Foto



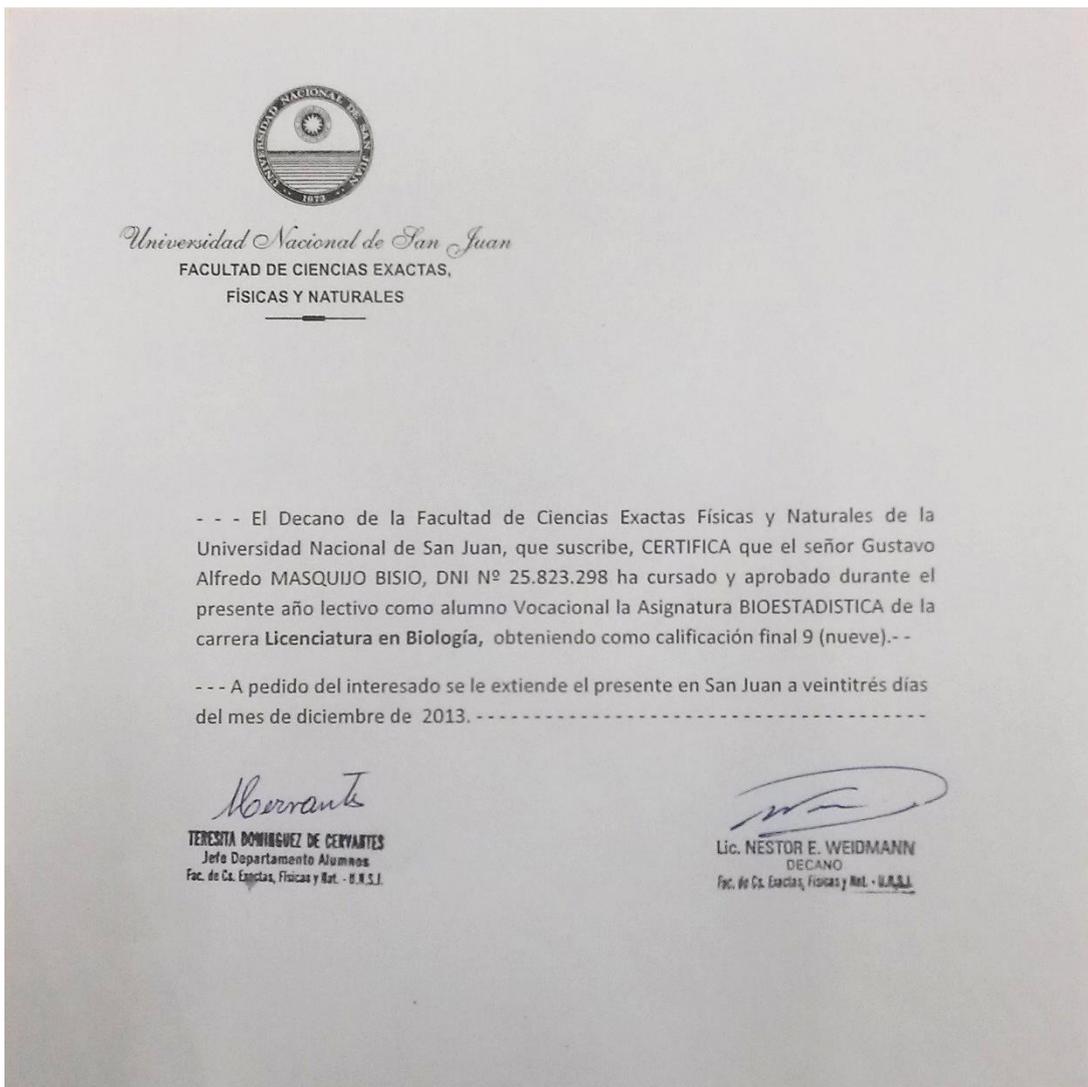
### **Referencias:**

1. Base.
2. Soporte Izquierdo.
3. Soporte Derecho.
4. Eje principal izquierdo.
5. Eje principal derecho.
6. Cabezal octogonal.
7. Tuerca del cabezal octogonal.
8. Rulemán frontal izquierdo.
9. Resorte calibrado y bolilla.
10. Eje del pilar.
11. Perilla para girar el eje del pilar.
12. Base del modelo maestro, montada en la faceta cuadrada del eje del pilar.
13. Superficie redonda maciza del eje de apoyo.
14. Eje de apoyo
15. Rulemán frontal derecho.
16. Tornillo y arandela para fijar el eje derecho.
17. Cabezal hueco del eje izquierdo.
18. Concavidades para asiento de bolilla.
19. Tapa atornillada del cabezal izquierdo.
20. Tapa atornillada del cabezal derecho.
21. Cabezal hueco del eje derecho.
22. Pernos guías.
23. Tornillos de fijación de soportes.
24. Ranura vertical del soporte izquierdo.
25. Tornillo para ajustar el soporte izquierdo.
26. Surcos cóncavos anterior y posterior del soporte izquierdo

## 2. Producción de este trabajo

- Masquijo Bisio, G; Santi, R. Aparato-soporte dinámico para evaluar el desajuste marginal de restauraciones coronarias. Boletín de patentes de invención y modelos de utilidad (INPI). 2016. 885. pág. 18.

## 3. Curso Complementario



#### 4. Certificaciones



Calle 10 (oeste) entre Lemos y Vidart  
5427 Pocito - San Juan

San Juan, 27 de Julio de 2017

Por la presente dejo constancia que en el año 2012, se fabricó en el TALLER de nuestra empresa, un aparato solicitado por el Od. Gustavo Alfredo Masquijo Bisio, para soportar las muestras de su trabajo de tesis doctoral.

Sin otro particular, me despido.

Atentamente.

Rubén A. SANTI

Socio

Buenos Aires, 27/7/2017

Por la presente certifico que en el año 2014 se confeccionaron en este laboratorio dental, 12 estructuras primarias de óxido de aluminio infiltradas con vidrio, para el trabajo de tesis doctoral del Od. Gustavo Alfredo Masquijo Bisio,

Sin otro particular, me despido.

Atentamente.



Firma

Marcelo E. Cagnone

Train the trainer VITA

Buenos Aires, 21 de Julio de 2017

Por la presente certifico que en el año 2013 se confeccionaron en este laboratorio dental, 15 estructuras primarias de dióxido de zirconio con tecnología CAD/CAM, para el trabajo de tesis doctoral del Od. Gustavo Alfredo Masquijo Bisio,

Sin otro particular, me despido.

Atentamente.



Ricardo Schäfer  
Técnico Dental



CHARCAS 2172 (X5004ERB) CORDOBA (REP. ARGENTINA) TEL/FAX:+54 - 351 - 4511299/4522971  
www.instrelec.com.ar e-mail: ventas@instrelec.com.ar

Sr.  
Gustavo Masquijo Bisio  
Catamarca 493 (S)  
(5400) San Juan

Por el presente, **CERTIFICO** que al horno marca INSTRELEC, modelo Proceram, N° de serie 3147, se le ha efectuado el cambio de termocupla y calibrado su temperatura de cocción de acuerdo con los patrones trazables al INTI que forman parte de nuestro sistema de control de calidad y fabricación original.

A los fines que hubiere lugar, se extiende el presente en la ciudad de Córdoba a los veintiocho días del mes de Septiembre de 2015.-----

INSTRELEC SRL  
Lic. LUIS M. CARGNELUTTI  
SOCIO GERENTE



---

San Juan, 25 de Julio de 2017

Por la presente deajo constancia que el Od. Gustavo Alfredo Masquijo Bisio concurrió a esta empresa durante el año 2015 y 2016, para analizar y medir las muestras de su tesis doctoral, utilizando un proyector óptico de perfiles marca Mitutoyo, modelo PJ300, el cual posee un lente objetivo de 50X y dos cabezales digitales micrométricos.

Sin otro particular, me despido/nos despedimos.

Atentamente.

José Serfaty – Jefe de Mantenimiento

La Campagnola San Juan

---

Agustín Gómez 1189 Va. Krause -San Juan  
Teléfono 4345001/2/3/4