



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

COMPARACIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL DE LA ESTRUCTURA METÁLICA EN ALEACIÓN DE CROMO NÍQUEL Y CROMO COBALTO DE CORONAS ELABORADAS CON ENCERADO MANUAL Y ENCERADO EN CAD/CAM: ESTUDIO *IN VITRO*

Autor

Byron Fabian Robayo Freire

Año  
2018



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

COMPARACIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL DE LA ESTRUCTURA METÁLICA EN ALEACIÓN DE CROMO NÍQUEL Y CROMO COBALTO DE CORONAS ELABORADAS CON ENCERADO MANUAL Y ENCERADO EN CAD/CAM: ESTUDIO *IN VITRO*

Trabajo de titulación en conformidad con los requisitos establecidos para optar por el título de Odontólogo

Profesor guía

Dra. María Gabriela Romero

Autor

Byron Fabian Robayo Freire

Año

2018

## **DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA**

Declaro haber dirigido este trabajo, comparación de la adaptación marginal de la estructura metálica en aleación de cromo níquel y cromo cobalto de coronas elaboradas con encerado manual y encerado en CAD/CAM: estudio in vitro, a través de reuniones periódicas con la estudiante, Byron Fabián Robayo Freire, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación.

---

Dra. Ma. Gabriela Romero G.  
Especialista en Odontología (Protesis Bucal e Implantología)  
C.I.0201708492

## **DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR**

Declaro haber revisado este trabajo, comparación de la adaptación marginal de la estructura metálica en aleación de cromo níquel y cromo cobalto de coronas elaboradas con encerado manual y encerado en CAD/CAM: estudio in vitro, en Noveno semestre, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación.

---

Dra. Andrea Victoria Guerrero Aguilar  
Especialista Medico en Rehabilitacion Oral  
C.I. 1803838752

## **DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE**

“Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes.”

---

Byron Fabian Robayo Freire  
C.I. 1719745745

## **DEDICATORIA**

A mis padres Fabián Robayo Ortiz y Sara Freire Moran, por ser mi pilar y ejemplo a seguir en la vida. Por sus consejos, su apoyo incondicional y confianza depositada en mí durante todo mi proceso de estudio.

A toda mi familia por sus palabras de aliento recibidas en cada momento difícil.

## **Agradecimientos**

A Dios por haberme permitido llegar a culminar mi proceso de estudio y por haberme dado la sabiduría para enfrentar cada obstáculo que se me presento en el camino.

A mi tutora Dra. Gabriela Romero por aconsejarme y compartirme sus diversos conocimientos, ser mi guía y encaminarme en todo el proceso de mi trabajo de titulación.

## RESUMEN

La adaptación marginal es uno de los factores más importantes en la elaboración de una restauración protésica fija. Es por eso, que cada vez los profesionales odontólogos buscan nuevas alternativas que logren una adaptación marginal ideal y así tener éxito en su tratamiento restaurador.

**Objetivos:** Comparar la adaptación marginal de estructuras metálicas cromo – níquel y cromo-cobalto para coronas elaboradas con encerado manual y encerado en CAD/CAM.

**Materiales y métodos:** Se seleccionaron 24 premolares superiores e inferiores aleatoriamente, posteriormente se realizó el protocolo de tallado y terminación tipo chanfer para una corona. Una vez terminada la preparación de las muestras se realizó la impresión mediante silicona de adición polivinil-siloxano y se realizó el vaciado con yeso tipo IV. De las muestras 12 entraron a un proceso de encerado CAD/CAM. Mientras que las otras 12 fueron enceradas mediante la técnica manual, para lo cual se aplicó espaciador y aislante para el encerado con técnica de inmersión. Una vez obtenidos los casquetes encerados se divide la mitad de cada técnica. Es decir 6 muestras enceradas en CAD/CAM fueron coladas en aleación Cr-Co y las otras 6 en aleación Cr-Ni. Una vez fundido los casquetes fueron desarenados con óxido de aluminio, se contorneó los casquetes y se cementaron con ionómero de vidrio de cementación, mediante una fuerza constante de 50 Newtons (N). Una vez cementadas las coronas fueron introducidas en una cápsula de polimetilmetacrilato transparente, con el fin de realizarlas un corte transversal mediante Iso Met™ 1000 a 950 rpm. Una vez hecho los cortes las muestras fueron llevadas al microscopio electrónico de barrido para una prueba de adaptación marginal tipo SEM.

**Resultados:** Las coronas realizadas con técnica CAD/CAM y en aleación Cr-Co presentaron una mejor adaptación marginal en comparación a la técnica de



encerado manual. Los valores encontrados en cuando al tipo de técnica no son estadísticamente diferentes. La aleación Cr-Co presentó una mejor adaptación marginal en las dos técnicas medidas.

**Conclusiones:** independientemente del tipo de técnica utilizada la aleación Cr-Co presenta mejor adaptación marginal. Sin embargo, las dos aleaciones y las dos técnicas se encuentran dentro de los límites clínicamente aceptables.

## **ABSTRACT**

Marginal fit is one of the most important factors in the development of a fixed prosthetic restoration. That is why dentists are looking for new alternatives that achieve an ideal marginal fit and in this way succeed in its restorative treatment.

### **OBJECTIVE:**

Compare the marginal fit of metal structures of chrome - nickel and chrome - cobalt in Crowns elaborated with manual waxing and CAD/CAM waxing.

### **MATERIALS AND METHODS:**

24 upper and lower premolars Were randomly selected, subsequently each crown was carved with a special protocol leaving a termination type chanfer. Once the sample preparation was carried out printing by addition silicone (polyvinyl siloxane) and was pouring with plaster type IV. The half of the simple (12 samples) entered in a CAD/CAM waxing process. Half of the sample was made with a CAD / CAM waxing system and the other half was fitted with a spacer and insulator with a manual waxing immersion technique. Once the waxed caps were obtained, half of each technique was divided into both alloys: Cr-Co and Cr-Ni respectively. Once melted, the caps were cleaned with aluminum oxide, the caps were contoured and cemented with a cement-based on glass ionomer, using a constant force of 50 N. Once the crowns were cemented, they were introduced into a transparent polymethylmethacrylate capsule, in order to make them a cross section using Iso Met™ 1000 at 950 rpm. Once the cuts were made, the samples were taken to the scanning electron microscope SEM for a marginal fit test.

### **RESULTS:**

The copes made with CAD / CAM technique and in Cr-Co alloy present a better marginal adaptation compared to the manual waxing technique. The values

found when the type of technique are not statistically different. The Cr-Co alloy showed a better marginal adaptation in the two measured techniques. The values found regarding the type of technique are not statistically different. The Cr-Co alloy showed a better marginal adaptation in the two measured techniques.

### **CONCLUSION:**

Regardless of the type of technique used, the Cr-Co alloy reveals a better marginal fit. However, the two alloys and the two techniques are within clinically acceptable limits

# INDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Planteamiento del problema .....	1
1.2. Justificación .....	2
2. MARCO TEÓRICO .....	3
2.1. Prótesis fija.....	3
2.2. Propiedades fundamentales en prótesis fija .....	5
2.3. Influencia del tallado en la adaptación marginal .....	6
2.4. Influencia de la cementación en la adaptación marginal .....	8
2.5. Influencia de la restauración provisional en la adaptación marginal.....	11
2.6. Restauraciones coronarias.....	12
2.7. Selección del material en la elaboración de prótesis coronaria.....	13
2.7.1. Coronas totalmente cerámicas .....	13
2.7.2. Coronas metal porcelana.....	13
2.8. Aleaciones en prótesis fija.....	14
2.9. Aleaciones en cromo .....	15
2.9.1. Cromo – Cobalto.....	15
2.9.2. Cromo- Níquel .....	17
2.10. Adaptación marginal.....	18
2.11. Técnicas para medir adaptación marginal .....	19
2.12. Desadaptación marginal.....	20
2.13. Elaboración de la estructura o cofia.....	21
2.13.1. Tecnología Cad/cam.....	21
2.13.2. Ventajas de la tecnología CAD/CAM .....	27
2.14. Ventajas de la utilización de encerado convencional .....	28

3. OBJETIVO GENERAL.....	29
3.1. Objetivos específicos.....	29
3.2. Hipótesis.....	29
4. MATERIALES Y MÉTODOS.....	30
4.1. Tipo de estudio.....	30
5. MUESTRA .....	30
5.1. Criterios de inclusión .....	30
5.2. Criterios de exclusión .....	30
5.3. Descripción del método.....	30
6. RESULTADOS .....	42
7. DISCUSIÓN .....	47
8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	50
8.1. Conclusiones.....	50
8.2. Recomendaciones.....	50
REFERENCIAS .....	51
ANEXOS .....	57

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Tallado dental.....	7
Figura 2. Tallado en la línea de terminación .....	8
Figura 3. Interface diente-cemento-preparación.....	9
Figura 4 bloque Cromo-cobalto Zirkozahn®.....	17
Figura 5 Zirkozahn ® Archiv .....	23
Figura 6. Zirkozahn ® Scan.....	24
Figura 7. Zirkozahn® Modellier .....	25
Figura 8. Zirkozahn® Nesting.....	26
Figura 9. Zirkozahn® fräsen .....	27
Figura 10. Técnica encerado manual Inmersión .....	29
Figura 11. Tallado de la muestra (premolares).....	31
Figura 12. Premolares Tallados .....	31
Figura 13. Muestras vaciadas en yeso tipo IV.....	31
Figura 15. Aplicación de die spacer yeti.....	32
Figura 14. Dados con die spacer yeti .....	32
Figura 17. Anillo en el horno de colado .....	34
Figura 16. Revestimiento Yeti Expansion Plus.....	34
Figura 18. Presentación Cromo-Níquel Cerámico.....	35
Figura 19. Presentación Cromo- Cobalto cerámico.....	35
Figura 20. Escaneado de las muestras en Zirkozahn® Scan.....	36
Figura 21. Diseño de las cofias en Zirkozahn® Modellier .....	36
Figura 22. Ubicación de las estructuras en el bloque de cera.....	37
Figura 23. QUANTROL™ by Dillon .....	37
Figura 24. Corona cementada con fuerza constante de 50 N .....	38
Figura 25. Colado de la muestra .....	38
Figura 26. Corona en dado para colar con Pólimetil Metacrilato .....	39
Figura 27. Muestra siendo cortada a 950 RMP .....	39
Figura 28. IsoMet™ 1000 .....	40
Figura 29. Muestras realizadas el corte transversal .....	40
Figura 30. Muestras después de aplicado el oro Sputter a 20 nm .....	41

Figura 31. Visualización de medidas en SEM (externa).....	41
Figura 32. Visualización de la muestra en el SEM .....	41
Figura 33. Medias de adaptación marginal interna.....	43
Figura 34. Medias de adaptación marginal externa.....	44
Figura 35. Medidas finales de adaptación marginal interna .....	45
Figura 36. Medidas finales de adaptación marginal externa .....	46
Figura 37: Imagen completa en microscopio electrónico de barrido .....	65
Figura 38: Punto de medición (externo) .....	65
Figura 39: Punto de medición (externo) .....	66
Figura 40: Punto de medición (interno) .....	66

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Propiedades físicas y mecánicas de la aleación cromo-cobalto para colar .....	16
Tabla 2 Propiedades físicas y mecánicas de la aleación Cromo-Níquel para colar .....	18
Tabla 3 Resultados de adaptación marginal Interna .....	42
Tabla 4 Resultados de adaptación marginal externa .....	43
Tabla 5 Resultados finales de adaptación marginal interna .....	44
Tabla 6 Resultados finales de adaptación marginal externa .....	45



## **1. INTRODUCCIÓN**

### **1.1. Planteamiento del problema**

La adaptación marginal es un pilar de importancia al hablar de la elaboración de una restauración coronaria definitiva, debido a que el correcto manejo de la misma puede asegurar el éxito del tratamiento en la consulta odontológica. Es por eso que cada vez la tecnología va evolucionando e innovándose para brindar un mejor servicio y, por lo tanto, un mejor estilo de vida tanto al profesional odontólogo, como al paciente e incluso al laboratorista (Caparroso, 2011).

En la actualidad cada vez son mayores las innovaciones tecnológicas que están a disposición de los profesionales de la salud. En cuanto a la rama de la Rehabilitación Oral actualmente se utilizan dichas innovaciones especialmente para asegurar un óptimo tratamiento en el cual no solo interviene el profesional odontólogo, sino también el auxiliar de laboratorio, quien es el encargado de elaborar las restauraciones protésicas (Cuevas, 2014).

La adaptación marginal en prótesis fija es definida como el asentamiento exacto y preciso de una restauración protésica sobre la línea previamente configurada en el margen. La adaptación marginal es uno de los puntos más importantes en prótesis fija debido a que su precisión determinará a futuro la longevidad del tratamiento protésico como tal (Acevedo, Suárez, Salido, López, 2008).

La tecnología CAD- CAM es un sistema asistido por un ordenador, que proporciona al Odontólogo y al laboratorista éxito en tu trabajo mediante un conjunto de programas, con el fin de garantizar precisión. No solo en el campo de la rehabilitación oral, sino también en las demás ramas de la odontología como cirugía e implantología. En cuanto a la rehabilitación oral, diversos estudios confirman que mediante técnicas realizadas en CAD/CAM se obtienen

mejores resultados en la adaptación marginal y con esto una extensa lista de beneficios en los que incluye la longevidad protésica (Lee, K. Park, C. Kim, K. Kwon, T., 2008).

Para lograr una correcta adaptación marginal en la realización de una prótesis coronaria es necesario emplear un óptimo agente cementante y para esto es importante conocer la ventaja que ofrecen distintos materiales y técnicas al momento de realizar este sustancial procedimiento en el tratamiento. El tipo de material a elegir y la técnica a destinada para el procedimiento de cementación dependerá de cada caso en particular y sobre todo de la decisión que tome el profesional, en el cual aplicar el conocimiento de las bases teóricas de prótesis fija y su experiencia adquirida en la vida profesional (Abdallah A. 2015).

En el intento de lograr un correcto asentamiento de la prótesis es fundamental elegir el material ideal para crear la interface entre el diente y la restauración protésica, un aspecto importante a considerar es que exista una correcta comunicación entre el odontólogo y el laboratorista ya que comprender las necesidades de cada parte es de suma importancia para así obtener de manera clara las ideas y sugerencias de cada uno y por ende tener como resultado que el trabajo sea más llevadero y exitoso (Carillo, 2006).

## **1.2. Justificación**

La presente investigación tiene como objetivo dar a conocer la importancia de una correcta adaptación marginal en prótesis fija, debido a que el correcto ajuste marginal garantiza la longevidad de las restauraciones protésicas. Además, en la presente investigación se destacará la importancia del uso actual de la tecnología en cuanto a su aplicación en el campo protésico para el beneficio del paciente y del profesional odontólogo. Por otro lado, el estudio aporta de manera beneficiosa a la comunidad odontológica para tener de una idea más clara sobre los valores de adaptación marginal externa e interna según el método utilizado y el tipo de aleación.

## 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1. Prótesis fija

El tratamiento de prótesis fija consiste en la reconstrucción o sustitución de las piezas perdidas del paciente mediante la utilización de elementos análogos que reemplacen las estructuras ausentes con el objetivo instalarse de forma fija o permanente en la boca del paciente. El objetivo principal de la restauración protésica fija consiste en:

- Restablecer la función que cumplen las piezas dentarias en boca, además de devolver factores importantes como la estética, comodidad y confianza al paciente.
- Corregir las desviaciones e imperfecciones propias de la anatomía y disposición de la pieza.

La prótesis fija puede abarcar la restauración de una sola pieza dentaria con una corona (unitaria), la restauración de una brecha extensa como el caso de una hemi arcada dental con un puente fijo e incluso una restauración implantosoportada (Mallat, 2007).

Este tratamiento restaurador está indicado para:

- Reemplazar los dientes perdidos.
- Fortalecer un diente que se ha debilitado o roto.
- Fortalecer los dientes con restauraciones de composite muy grandes.
- Proporcionar estabilidad y funcionalidad a la mordida.
- Reparar manchas permanentes por fines estéticos.

En prótesis fija como en otras disciplinas de la odontología es de vital importancia realizar una correcta apertura de la historia clínica que garantice el correcto análisis y diagnóstico del problema y que adjunte toda la información

necesaria desde el inicio hasta el final del tratamiento. En cuanto al plan de tratamiento es importante realizar una correcta planificación distribuida en varias citas según la necesidad y el avance del tratamiento (Vilarrubí, A., Pebé, P., & Rodríguez, A , 2011).

Si los puntos reflejados anteriormente no son cumplidos a cabalidad es muy probable que exista un contratiempo en el tratamiento y se ponga en juego la longevidad del mismo y por ende la confianza del paciente hacia el odontólogo. Uno de los factores que se debe tomar en cuenta en la prótesis fija o al realizar cualquier tipo de tratamiento rehabilitador es el espacio biológico debido a que el odontólogo rehabilitador debe confirmar mediante el diagnóstico clínico el buen estado del mismo para así asegurar que el periodonto se encuentre en óptimas condiciones de recibir una restauración protésica (Mallat, 2007).

Según Mezzomo (2010) los componentes fundamentales de los que está compuesta la prótesis fija son: dientes pilares (los cuales son aquellos que se encargan de soportar a la prótesis, es por eso que para la selección de los mismos se debe realiza un examen minucioso), retenedores (en el caso de utilizarse son aquellos en los cuales se apoya la restauración), pónicos (son las partes de la prótesis que van a remplazar a los espacios edéntulos) y por último los conectores (que como su nombre lo indica son puntos de unión entre en pónico y los pilares).

Según Lara, C. L., Fernández, J. J. P., Coz, G. P., de la Vega, G. A., & Hernández, S. C., en 2012. Un aspecto de suma importancia en proceso de cualquier tipo de tratamiento odontológico, es el correcto diagnóstico y planificación del mismo con el fin de optimizar resultados en el paciente. Además, es necesario tener un enfoque global y multi-disciplinario con el fin de tener una visión desde todas las perspectivas de tratamiento y ofrecer una correcta resolución.

Para tener éxito en las preparaciones dentales para prótesis fija, es necesario tener claros los principios básicos de una preparación, y como resultado poder optimizar los resultados en la consulta odontológica. Por ejemplo, se debe tratar de ser conservadores en las preparaciones para así preservar la vitalidad de las piezas dentarias a tallar. Además, la preparación dentaria debe evitar tener ángulos rectos es decir  $90^\circ$  con el fin de evitar fuerzas excesivas y una posible fractura de la prótesis coronaria. Por esta razón es recomendable realizar ángulos redondeados en los bordes internos de la preparación. Con el fin de que las preparaciones tengan una buena retención se debe lograr cierto grado de conicidad de  $10 - 20^\circ$  hacia oclusal (Lara et al., 2012).

## 2.2. Propiedades fundamentales en prótesis fija

Para que una restauración protésica tenga éxito debe cumplir con ciertas características y propiedades fundamentales las cuales Shillingburg (2012) señaló a continuación:

1. **Retención.** - La base para una buena retención en prótesis fija es el paralelismo que puede existir entre dos paredes proximales de una preparación por ejemplo la pared mesial y distal.
2. **Estabilidad.** - La estabilidad en prótesis fija es aquella propiedad que evita el desprendimiento de la prótesis en la preparación, producida por fuerzas oclusales. Debido a esto el diseño y material de una restauración protésica siempre va a depender de cada caso.
3. **Solidez estructural.** - Cuando hablamos de solidez estructural en prótesis fija nos referimos a la capacidad que tiene una restauración protésica para resistir a las fuerzas oclusales sin sufrir ningún tipo de fractura o deformación. La solidez está dada principalmente por el grosor que posee restauración y la misma va a ser directamente proporcional al desgaste realizado en la pieza dental

### **2.3. Influencia del tallado en la adaptación marginal**

Al hablar de una preparación dental hay tener en cuenta siempre realizarla con los principios mecánicos, biológicos y estéticos previamente establecidos, con el fin de tener éxito en el sellado periférico. El tallado dental es una de las bases de la prótesis fija, su correcta realización es importante para evitar posibles errores en la preparación dental que posteriormente resulten en la causa principal del fracaso en la restauración. Por ejemplo, si se produce un desgaste insuficiente en el tallado de la pieza dental se tendrá como resultado un sobrecontorno y por ende una alteración del color e inflamación gingival (Gupta, 2010).

Por otro lado, si existe una excesiva eliminación de la estructura dental durante el tallado es posible que exista debilitamiento, sensibilidad (en el caso de encontrarse la pieza vital) y por ende la disminución de retención y de resistencia de la estructura dental. Además, si la línea de terminación es realizada muy por debajo del margen gingival, el asentamiento de la estructura podría ocasionar problemas en el espacio biológico lo que origina el desarrollo de bolsas periodontales, pérdida de hueso y como resultado la alteración en el soporte y en la retención (Pantaleón, 2005).

Shillingburg en el 2012 sugiere un protocolo de tallado en el cual se emplea el uso de fresas diamantadas cónicas de preferencia, de esta manera se realizan surcos en la superficie vestibular e incisal con el fin de determinar la profundidad de tallado. Los mismos que tendrán de 1,5 a 2 mm en incisal y de 1,2 a 1,4 mm por vestibular. Se prosigue a la realización de tres surcos con la fresa en dirección paralela a la porción cervical, con el propósito de unir dichos surcos y no volver a profundizar el tallado. Como se indica en la figura 1. evitando así la eliminación excesiva del remanente dental, con la correcta utilización de una fresa tronco cónica de ángulos redondeados es posible dar una línea de terminación tipo chanfer.



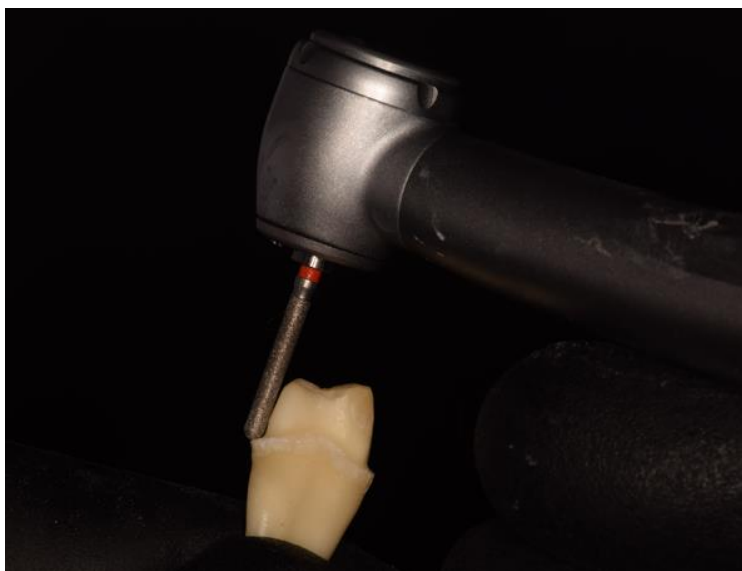
*Figura 1.* Tallado dental

Una vez terminado el tallado de la cara vestibular, incisal, lingual y palatino respectivamente, se prosigue con el desgaste de las paredes proximales. Se recomienda la utilización de una matriz de metal con el fin de proteger la estructura del diente adyacente. Se prosigue con el tallado de las paredes proximales que de preferencia se debe realizar con una fresa tipo aguja o con una fresa tronco cónica sumamente delgada, debemos tener en cuenta que la línea de terminación entre la preparación y el diente vecino debe ser de 1 mm como mínimo con el fin de dejar el espacio suficiente para no afectar a la papila interproximal (Shillingburg, 2012).

Por último, se realiza el desgaste de las caras linguales que debe ser de aproximadamente 1,3 mm, se recomienda la utilización de fresas tipo flama. Se recomienda además seguir la anatomía propia del diente al tallar y dejar los ángulos internos siempre redondeados con el fin de evitar una fractura a futuro de la restauración (Shillingburg, 2012).

En cuanto a las caras oclusales la preparación para esta zona debe ser anatómica, es decir, debe conservar la anatomía de las cúspides y surcos oclusales. Pero a su vez tener la reducción adecuada para el material restaurador que a futuro ocupara este lugar (Guerra, 2012).

El tipo de línea de terminación a realizar es de suma importancia, se debe realizar con una fresa diamantada que corresponda al tipo de terminación a utilizar, por ejemplo, se utilizará de ángulos redondeados con el fin de que el desgaste brinde una forma redondeada y así lograr un correcto chanfer redondeado como se observa en la figura 2. El chanfer es el tipo de terminación que se utiliza actualmente como referencia, debido a su sencillez y capacidad de conservar tejido dentario. Además, permite que el exceso del material cementante se disperse con más facilidad sobre la superficie. Si se profundiza más como en el caso del chanfer profundo existirán mejores resultados en cuanto a la estética y mejor resistencia a la deformación mecánica y térmica (Real, 2015).



*Figura 2.* Tallado en la línea de terminación

#### **2.4. Influencia de la cementación en la adaptación marginal**

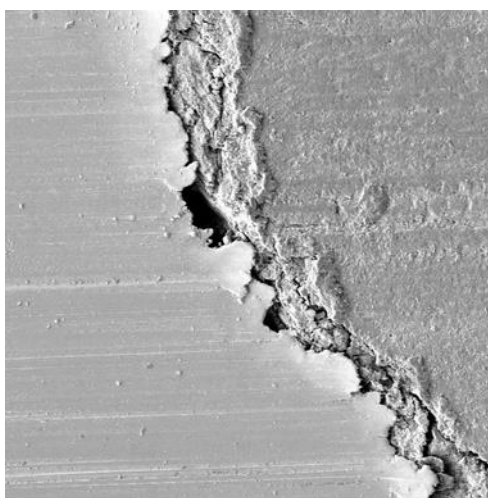
Uno de los pasos fundamentales en prótesis fija es la cementación, misma que constituye el último paso en el plan de tratamiento y es de vital importancia debido a que del mismo, en conjunto con la adaptación marginal depende el éxito clínico y la longevidad de la restauración. El cemento permite sellar de manera correcta y definitiva la interface entre el diente y la restauración, además aporta propiedades de retención y estabilidad ante las fuerzas masticatorias (Corral, D. Dominguez, J. Bader, M., 2015).



La viscosidad es la resistencia de un material a fluir bajo presión. Mientras más fuerzas se apliquen al material mejor será su fluidez y menor su viscosidad. Para una correcta decisión al elegir un cemento dental se debe tomar en cuenta que dicho cemento presente una baja viscosidad lo que proporcionará una correcta capacidad para fluir entre la interface del diente y la prótesis coronaria.

Además, deben ser capaces de cubrir ambas superficies con el fin de mantener la restauración en su sitio (Phillips, 2004).

Por otro lado, en lo que concierne a la influencia de la adaptación marginal, la cementación es una de las etapas fundamentales en prótesis fija debido a que el correcto uso del mismo, aportará con una interface correcta entre la restauración coronaria y el diente pilar, mientras mejor sea esta interfase menor discrepancia existirá. Como se puede observar en la figura 3. Siendo este uno de los factores indispensables para la longevidad de la restauración en la boca del paciente. Además, Cifuentes afirma que el asiento e incluso la adaptación marginal son modificados por el espacio para el material de cementación. Es así, que con el correcto uso del mismo creará un descanso entre la pared interna de la restauración y el remanente de la futura prótesis (Cifuentes et al ,2013)



*Figura 3.* Interface diente-cemento-preparación

En la actualidad es cada vez más importante que los profesionales Odontólogos conozcan sobre la utilización de la alta gama de cementos que se encuentran al alcance actualmente en el mercado, con el fin de garantizar al tratamiento restaurador indirecto una óptima longevidad.

Al momento de elegir un agente cementante se debe tomar en cuenta la solubilidad, la resistencia a la tensión, tiempo de trabajo, la adhesión a la dentina y esmalte, la viscosidad, la biocompatibilidad y el modo de acción de cada uno de los cementos dependiendo el caso (Calatrava, 2009).

Es por esa razón que cada vez los cementos han ido mejorando, es así como cementos de autograbado nos simplifican el trabajo. Sin embargo, es responsabilidad del profesional odontólogo conocer las propiedades de cada material de cementación para emplearlas según el caso que se presente en la consulta odontológica (Calatrava, 2009).

Entre los cementos de elección hoy en la consulta odontológica están los de ionómero de vidrio y resina, debido a que poseen cualidades positivas en el proceso de cementación como la adhesión físico-química a la dentina y esmalte, mínima expansión térmica y propiedades hidrofílicas. Además, el ionómero de vidrio posee en su composición fluoruro, el cual remineraliza la estructura del remanente teniendo como resultado de su aplicación propiedades cariostáticas (Yüksel, 2011).

Los cementos convencionales se han denominado como el “eslabón débil” en prótesis fija, es por eso que un cemento funcional no debe ser soluble a los fluidos orales, debe poseer una buena adherencia a los tejidos dentales y buena resistencia mecánica, con el fin de reducir la microfiltración alrededor de la prótesis dental. Como resultado se puede decir que los cementos modificados con resina son completamente insolubles al ambiente de la cavidad oral (Abdallah, 2015).

Sin embargo, se debe tener en cuenta que no todos los cementos responden de igual manera a las fuerzas masticatorias, por ejemplo un estudio realizado por Stawarczyk, B. Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T., en 2013, demostró que no todos los tipos de materiales utilizados en la cementación de restauraciones protésicas sufrían la misma carga de fractura.

Ese es el caso de los cementos resinosos duales en los que se demostró que existe una diferencia estadísticamente significativa entre el cemento de gravado convencional y de autograbado. Cuyos valores fueron de 677,47 N y 5500 N. (Alfaro, B. Ramírez, S. Cahuana, E. 2015).

Sin embargo, mismos valores reportados anteriormente no superan a la fuerza masticatoria de 727N medida en un individuo joven de sexo masculino descrita por Alfaro, P. et al 2012.

## **2.5. Influencia de la restauración provisional en la adaptación marginal**

No hay que dejar de lado el tema de las restauraciones provisionales debido a que toda prótesis coronaria completa que implique uno o más elementos se ve obligada a la utilización de un provisional con el fin de simplificar la confección de una restauración definitiva. El provisional no debe alterar en lo más mínimo la salud óptima de los tejidos periodontales. Para tener éxito en la elaboración de un provisional se debe cumplir dos simples requerimientos que son: adaptación marginal (para la preservación de los tejidos gingivales) y el contorno con el cual se van a respetar el perfil de emergencia y las troneras (Fradeani, 2009).

Entre las principales funciones de las coronas provisionales están:

- **Comodidad:** En el caso de tener la dentina expuesta, para cubrir la sensibilidad.

- **Oclusión y estabilidad posicional:** Para evitar el reposicionamiento dental no deseado mediante contactos intercuspídeos y proximales para evitar el empaquetamiento de alimentos.
- **Función:** Para proporcionar al paciente funcionalidad en su cavidad oral.
- **Salud gingival y contorno:** Se utiliza para evitar el sobre contorno gingival y cuando la encía se encuentra inestable posterior a un contorno gingival.
- **Estética y diagnóstico:** El provisional debe tener la apariencia de la corona definitiva así proporcionará la estética adecuada para el paciente. En cuanto al diagnóstico ayuda a verificar cargas oclusales de dentina o escasa eliminación del tejido en la preparación (Wassell et al, 2002).

La tecnología en la actualidad brinda mejor fidelidad en los tratamientos restauradores es por eso que coronas provisionales elaboradas en CAD/CAM presentan un rango de hasta menos de 74 un lo que clínicamente es aceptable para una restauración provisional, además de obtener una excelente estética comparada con las restauraciones provisionales tradicionales (Jianming et al, 2016).

## 2.6. Restauraciones coronarias

Una prótesis coronaria se entiende por una restauración que se encuentra reemplazando la superficie externa de una corona clínica. La misma debe cumplir con requisitos como reproducir la morfología dental y cubrir todos los contornos del diente. Además, cumplir con la función natural y proteger la pieza dental de alguna lesión anterior. Podemos encontrar distintos tipos de coronas dentales en cuanto a la extensión podemos encontrar coronas completas y parciales (Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviole O., 2013).

También las podemos clasificar de acuerdo al material que puede ser de aleación con metales nobles o no nobles, mixta también conocida como cerámica sobre metal y totalmente cerámicas (Cuevas, 2014).

## **2.7. Selección del material en la elaboración de prótesis coronaria**

### **2.7.1. Coronas totalmente cerámicas**

Hoy en día las exigencias por parte de los pacientes son mucho más complejas, es por eso que el uso de coronas totalmente cerámicas sin metal han ido ocupando un lugar cada vez más amplio el campo de la odontología restauradora. Poseen un gran atractivo estético, biocompatibilidad y excelentes propiedades mecánicas. En la actualidad muchas de las estructuras totalmente cerámicas son elaboradas por un sistema asistido por ordenador CAD/CAM en donde se realiza la estructura a base de dióxido de circonio que proporcionara una resistencia necesaria a la restauración.

Otro de los materiales usados en coronas totalmente cerámicas es el disilicato de litio, el mismo que por ser ácido sensible, tendrá mejores resultados en la adhesión (Yildiz, 2013). Una alternativa para el uso de restauraciones totalmente cerámicas, es el uso del dióxido de circonio debido a que este material ofrece buena resistencia mecánica, baja conductibilidad térmica, estética en comparación a las estructuras metálicas antes realizadas y buena radiopacidad. Esto sumado al desarrollo computarizado de las mismas CAD/CAM. Las convierten en una alternativa cada vez más solicitada en el campo laboral (Palomino, 2013).

### **2.7.2. Coronas metal porcelana**

En la actualidad y desde hace años atrás se ha usado la prótesis fija como el principal tratamiento para el edentulismo parcial. Existen diferentes tipos de prótesis fija como se mencionó anteriormente. Pero el uso de coronas metal porcelana sigue siendo una de las principales elecciones para la restauración.

Pese a que se han implementado nuevas técnicas como coronas totalmente cerámicas, se sigue utilizando la técnica metal cerámica por diferentes beneficios que aporta dicha restauración como son: alta resistencia y estética, fácil elaboración y accesibilidad de pago. Otro punto a favor es que tienen una longevidad de 15-20 años dependiendo de la adaptación marginal que posea (Zafar, N 2014).

## 2.8. Aleaciones en prótesis fija

Desde hace muchos años atrás los metales colados han sido una de las alternativas más utilizadas en prótesis fija desde 1986 el Dr. Philbrook aplicó un método para la elaboración de incrustaciones de oro a partir de la fundición a precisión.

Taggart, en 1972 introduce la primera técnica de colado para metales misma que es conocida como técnica de cera perdida. Método que es utilizado hasta la actualidad en donde se utiliza como medio de impresión un anillo de yeso París de una corona previamente encerada posteriormente ingresa el anillo a un horno que se encuentra a temperaturas elevadas con el fin de derretir la cera y por último la aleación es fundida mediante un crisol (Prabhu R., Geetha Prabhu K.R., T. Ilango., 2011).

La Asociación Dental Americana en 1984 planteó clasificarlas según el porcentaje de metal noble que contenga en su composición. Metal noble es aquel que presenta propiedades favorables a la corrosión, es decir, que no tiene problemas en su oxidación como: El oro (Au), el platino (Pt), el iridio (Ir), el paladio (Pd), el rodio (Rh), el rutenio (Ru) y el osmio (Os). Clasificándolas así en tres grandes grupos:

- **Aleaciones con un alto contenido de metal noble:** Son aquellas que presentan un gran porcentaje 60% de metales nobles y en el que un 40 % será compuesto de Oro.

- **Aleaciones nobles:** Son aquellas aleaciones abundantes en paladio. Entre las más conocidas están el paladio-plata y paladio-cobalto
- **Aleaciones con poco contenido noble:** Aquellas que presentan bajos porcentajes de metales nobles 25%. Entre las más conocidas tenemos el cromo-níquel y cromo-cobalto (Qiu, J. Yu, W. Zhang, F. Smales, R. Zhang, Y. Lu, C., 2011).

Es por ello que las aleaciones ideales para una prótesis coronaria es una aleación rica en metal noble. Debido a las excelentes características que presenta el oro en su composición. Sin embargo, en la actualidad y por el auge económico las aleaciones comúnmente utilizadas son las de poco contenido en metal noble. Es decir, las de Cro- Co y Cro- Níquel (Stappert, 2005)

Según Rivera, F. et al en 2014 señalaron que hay diferencias significativas en cuanto al sellado periférico de estas dos aleaciones teniendo como resultado que las aleaciones de cromo-cobalto presentan una mejor adaptación marginal. Pese a eso las dos aleaciones presentadas son recomendables para el uso en restauraciones protésicas, debido a que las dos se encuentran en un margen aceptable de adaptación marginal.

## **2.9. Aleaciones en cromo**

Son aquellas aleaciones compuestas del 15 al 25% de cromo en su composición, y que se encuentran unidas a una base que ocupa el resto de su composición que podría ser el cobalto y el cromo. Existe una gran lista de beneficios que aporta una aleación en relación a la otra. Sin embargo en la actualidad se sigue utilizando el cromo- níquel como primera opción en cuanto al tipo de aleación a utilizar. (Qiu et al, 2011).

### **2.9.1. Cromo – Cobalto**

En cuanto a la aleación cromo-cobalto en la actualidad podemos encontrar distintas técnicas de la elaboración de coronas protésicas como, por ejemplo:

- **Cromo-cobalto para colar.** - Es la aleación comúnmente utilizada con la técnica de colado por cera perdida introducida desde 1972. Misma aleación que debe cumplir la normativa ISO:1999 que será representada en una tabla a continuación Debido a la constante deficiente de corrosión que presenta esta aleación, se han propuesto nuevas aleaciones de cromo-cobalto que están enriquecidas con metales nobles. Los resultados de los análisis muestran una similitud con o sin metales nobles como el oro en su composición. Sin embargo, lo que sí es evidente es que los niveles de corrosión son mucho menores que los de cromo-níquel, y presenta mejores propiedades químicas como indica la tabla 1 (Qiu et al, 2011).

*Tabla 1*

*Propiedades físicas y mecánicas de la aleación cromo-cobalto para colar*

<b>Intervalo de fusión</b>	1310-1370°C
<b>Temperatura de colado</b>	1430°C
<b>Dilatación de rotura</b>	10,1%
<b>Dureza Vickers (HV10)</b>	280 HV
<b>Densidad</b>	8,2g/cm <sup>3</sup>
<b>Coeficiente de expansión térmica</b>	14,1*10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>

Tomado de: Yeti dental

- **Cromo-cobalto fresado.** - Para la fabricación de esta aleación se parte de un bloque sólido que posteriormente será fresado de acuerdo al diseño previamente realizado en CAD/CAM. El resultado final de la utilización de bloques prefabricados en conjunto del diseño en CAD/CAM brindará una estructura libre de impurezas como indica la figura 5.





*Figura 4* bloque Cromo-cobalto Zirkozahn®

Tomado de: Zirkozahn®

- **Cromo-cobalto sinterizado a laser.** - Carl Deckard en 1986 fue el precursor de la técnica de sinterización por adhesión a láser. La misma que se basa en la adaptación de un material capa por capa y a su vez el mismo ser adherido por un agente externo o laser (Riquier, R 2007).

### 2.9.2. Cromo- Níquel

Es una de las alecciones utilizadas comúnmente en el mercado. Sin embargo, diferentes estudios confirman la liberación de iones durante la corrosión del material por ser el níquel un metal altamente alergénico. Además, sus niveles de dureza, dilatación y coeficiente de expansión térmica son significativamente menores que la aleación cromo- cobalto. Por esta razón, la misma quedará en duda en cuanto a su utilización (Velezmoro, F 2016).

Pese a que en la comunidad europea el uso de este material está prohibido debido a sus inconvenientes en la biocompatibilidad del mismo, los niveles de adaptación marginal que presenta se encuentran en los límites clínicamente aceptables y es la razón por la que aún se sigue utilizando dicha aleación (Real, 2015).

Tabla 2

*Propiedades físicas y mecánicas de la aleación Cromo-Níquel para colar*

<b>Intervalo de fusión</b>	1250-1330°C
<b>Temperatura de colado</b>	1390°C
<b>Dilatación de rotura</b>	25%
<b>Dureza Vickers (HV10)</b>	180 HV
<b>Coefficiente de expansión térmica</b>	$14,1 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$

Tomado de: Yeti Dental

## 2.10. Adaptación marginal

Independientemente del tipo de material usado en la elaboración de la prótesis coronaria, la adaptación marginal es una parte fundamental para asegurar el éxito en el tratamiento y el principal factor con el que hay que lidiar en una mala adaptación marginal es la microfiltración, que es definida clásicamente como una difusión de sustancias como bacterias, moléculas, fluido oral en un espacio conformado por liquido o también es un daño estructura producido entre el íntimo contacto de la restauración y la estructura dental. La cantidad de microfiltración va a depender del tipo de estructura, su fabricación y el agente cementante utilizado (Yüksel, 2011).

La adaptación marginal se define como el correcto ajuste de una estructura protésica en la línea de terminación del tallado dental, el cual es realizado con instrumentos calibrados según la necesidad del tallado llamados fresas. Las cuales rotan a gran velocidad para desgastar las estructuras dentales, en este caso el esmalte o la dentina. Los beneficios de una correcta adaptación o sellado marginal es que nos proporcionará a futuro el éxito en la restauración protésica, además nos permite preservar el remanente coronario y los tejidos de sostén que rodean a la pieza dental (Hafezeqoran, A. Koodaryan, R. Esmaili, A. Noori, H. Shahbaz, A., 2014).

Una adaptación marginal exitosa es una tarea multifactorial, es decir que, no solo dependerá de la técnica de preparación del diente y la habilidad del técnico en la elaboración de la prótesis, sino también de la naturaleza del metal y como responde durante el proceso de la porcelana y cementación. También podemos encontrar discrepancias según el diseño de Margen utilizado y como resultado una desadaptación marginal (Shih, A. Flinton, R. Vaidyanathan, J. Vaidyanathan, T., 2011).

Como resultado de una mala adaptación marginal tendremos una microfiltración. Pero como saber cuál es el rango aceptable de adaptación marginal, según estudios los valores reportados en la literatura oscilan desde los 50 a 200  $\mu\text{m}$  (Martínez, 2011).

El ajuste interno o marginal interno de una prótesis coronaria es el completo asentamiento del colado durante la cementación y que se ha logrado creando un espacio, el cual ocupara posteriormente el cemento protésico. También se puede definir a la adaptación marginal como el ajuste con el cual una restauración se asienta en la línea de terminación y es aquella que asegurará la longevidad y evitara caries recurrente e inflamación de los tejidos gingivales (Cifuentes, 2013).

### **2.11. Técnicas para medir adaptación marginal**

Actualmente podemos encontrar varias técnicas para medir adaptación marginal, existen dos pruebas de laboratorio que lideran este grupo las cuales son el análisis semi- cuantitativo o también llamada *Scanning Electron Microscope (SEM)* y la segunda que es por penetración de colorantes. El análisis SEM permite una correcta medición a través de la elaboración de imágenes de alta resolución mediante la interacción de la materia y el electrón. Con el fin de medir la distancia entre la superficie dental y el material restaurador (Espinosa, R. Mariscal, E. Valencia, R. Ceja, I., 2013).

Mientras que, la técnica de colorantes propone encontrar discrepancias no encontradas en la técnica *SEM* debido a que utiliza colores para la pigmentación de la dentina. Sin embargo, estudios demuestran que la dentina se torna más permeable en pruebas en vivo que in vitro (Aschenbrener et al, 2010).

Además, existen otros métodos para medir adaptación marginal clínicamente. Por ejemplo, la punta del explorador ha sido utilizada por profesionales de la salud por varios años. Se dice que la punta del explorador en óptimas condiciones mide alrededor de 0,3  $\mu\text{m}$  y de ahí parten dos conceptos.

El escalón negativo es definido dentro de los desajustes marginales cuando la punta del explorador o sonda exploradora encuentra parte de la preparación cervical dental. Es decir, hay zonas del muñón descubiertas por metal (Cuevas., 2015)

Mientras tanto, el escalón positivo es definido como la discrepancia marginal observada en la sonda exploradora cuando se desliza por el material sobrepasando la línea de terminación. Además, se puede encontrar dicha discrepancia cuando hay una excesiva presión en los tejidos gingivales, es decir cuando hay isquemia de los tejidos (Guaranda., 2012).

## **2.12. Desadaptación marginal**

La mala adaptación marginal es el contacto del agente cementante al ambiente de la cavidad oral y sus fluidos lo que hace más susceptibles las restauraciones. Así es que mientras mayor sea la discrepancia marginal, mayor es la velocidad con la que el cemento se desintegra (Jhonson, 2017).

Una falla en el sellado marginal trae consecuencias que pueden ser aisladas o combinadas y que según varios autores las clasifican en: biológicas cuando están relacionadas a la salud de los tejidos de soporte del diente es decir

gingivales y periodontales. Estéticas que son aquellas que vienen a ser el resultado de las biológicas y que intervienen en el aspecto del paciente y por último las mecánicas que como su nombre lo indica van a estar relacionadas con la integridad, retención y durabilidad de las restauraciones protésicas (Ural, C. Burgaz, Y. Saraç, D., 2010).

Teniendo en cuenta estos aspectos podemos decir que mientras mayor sea la relación entre la cara interna de la restauración y la futura restauración coronaria, mayor es el grado de longevidad que existirá en la restauración. Del mismo modo mientras mayor sea la discrepancia marginal mayor es el porcentaje de descementación que habrá (Rubio, 2009).

Es de suma importancia la adaptación marginal debido a que las fallas en adaptación marginal influyen de gran manera en la longevidad del tratamiento rehabilitador. La presencia de un espacio entre el muñón y la restauración o también conocido como *GAP* contribuirá a la formación del bio film y como consecuencia la formación de caries secundarias en el remanente dentario (Suarez, 2015).

## **2.13. Elaboración de la estructura o cofia**

### **2.13.1. Tecnología Cad/cam**

Hoy en día los avances odontológicos que podemos encontrar al alcance de nuestras manos son múltiples y nos ayudan a brindar un éxito clínico en procedimientos de la rama de prótesis fija. Por ejemplo, los sistemas CAD/CAM buscan mejorar el asentamiento marginal y estética en sus procedimientos (Pinilla, 2009).

La tecnología CAD/CAM se podría definir como una herramienta indispensable en cuanto a prostodoncia fija como implantología, debido a que mediante el empleo de múltiples software de planificación proporciona de manera más

ordenada los tratamientos a seguir. En cuando a prótesis fija nos brinda una seguridad en la adaptación marginal lo que proporcionará una eficacia y longevidad en nuestras restauraciones (Miegimolle, 2013).

La palabra CAD/CAM hace referencia a las distintas técnicas de producción que han sido aplicadas en distintos ámbitos informáticos y que son utilizados para la fabricación de distintas piezas. Originalmente la tecnología CAD/CAM fue utilizada en ingeniería, pero con el paso del tiempo fue abriéndose camino en distintos campos por ejemplo en la odontología. Su origen viene del inglés: *Computer-Aided Desing / Computer-Aided Manufacturing*, que en español significa: diseño dirigido y manufacturado por ordenador (Jalali, 2015).

Mediante 3 procesos. Digitalización, Modelado y Fresado el sistema nos proporciona en un corto tiempo dependiendo de la restauración una estructura eficaz para el tratamiento restaurador (Rubio, 2009).

#### **2.13.1.1. ARCHIVO**

El archivo es un programa que permite ingresar la información del plan de tratamiento a seguir. Así como el nombre del doctor, paciente y técnico dental. Sirve para colocar el tipo de restauración protésica a realizar y el material de la misma. Además, permite personalizar cada tratamiento en cuanto al grosor de la prótesis, espacio para el cemento y porcentaje de contracción en el caso del Dioxido de Circonio como se representa en la figura 5 (Caparroso, 2011).

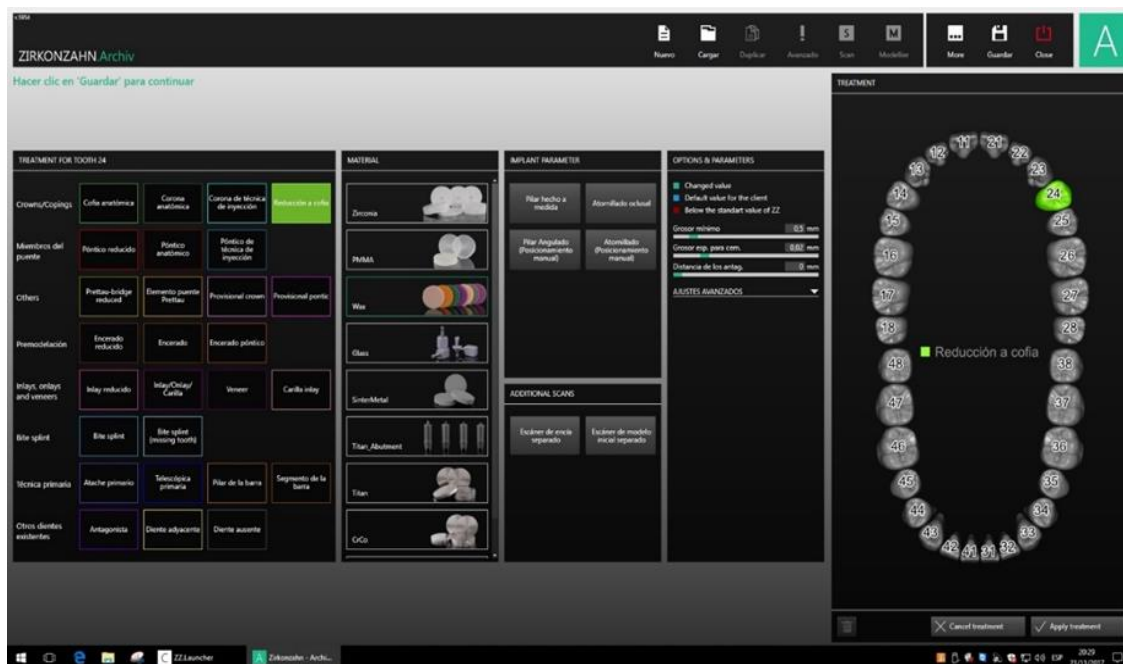


Figura 5 Zirkonzahn ® Archiv

Tomado de: Zirkonzahn ® Archiv

### 2.13.1.2. Digitalización

La digitalización es el proceso en el cual se busca la impresión tridimensional del modelo de trabajo mediante un escáner. Dicha herramienta es la encargada de obtener la información digitalizada de los dientes de la preparación, dientes adyacentes, registros oclusales, antagonistas, etc. Como se observa en la figura 6. Los mismos que serán procesados y preparados para el siguiente paso de modelado. Existen diferentes tipos de escáner utilizados en la actualidad entre los más utilizados se encuentran a laser, de contacto y de triangulación. (Caparros, 2011).

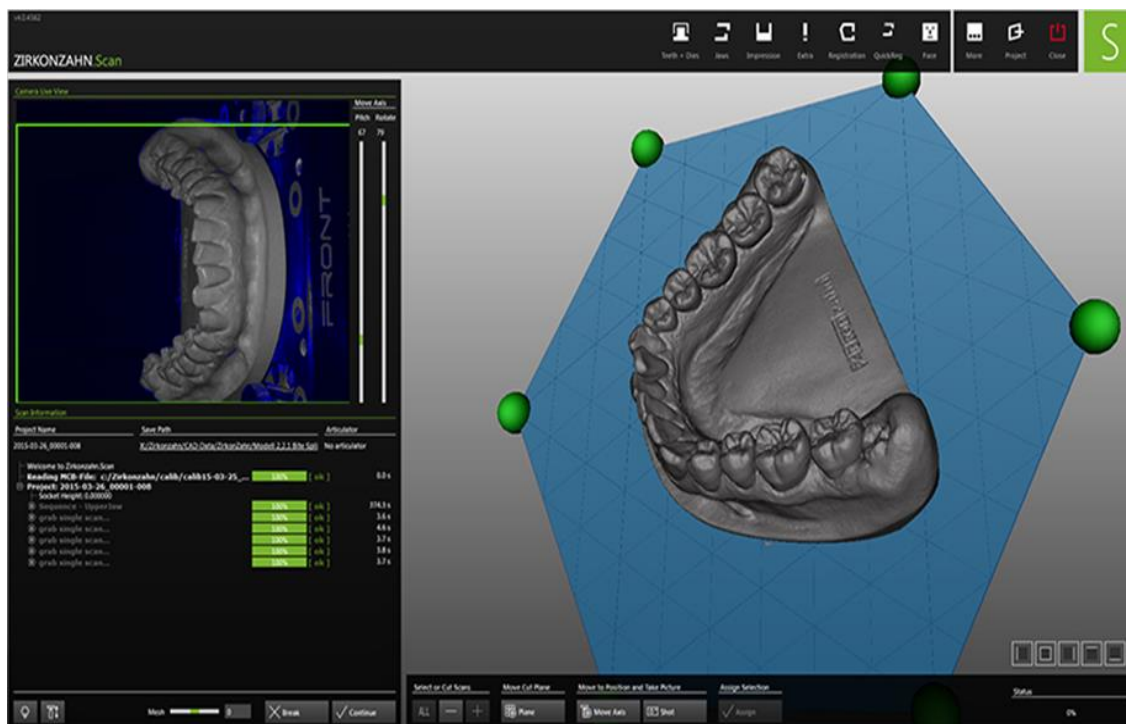


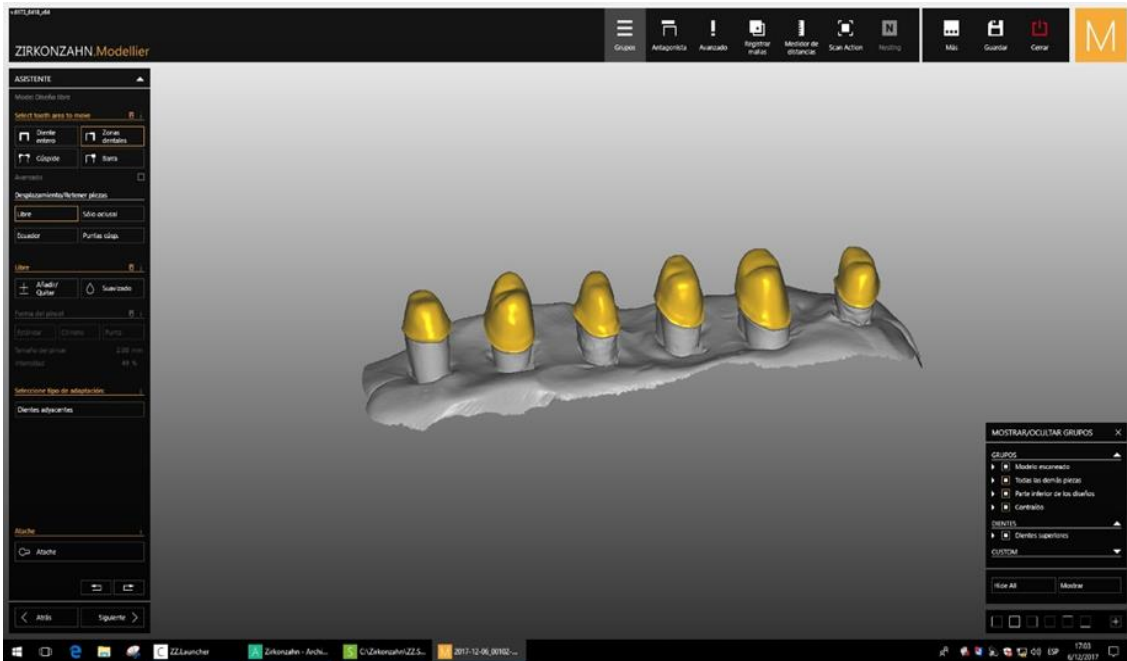
Figura 6. Zirkonzahn® Scan

Tomado de: Zirkonzahn® Scan

### 2.13.1.3. Modelado

Con la ayuda de programas de diseño gráfico, únicos para cada tipo de sistema. la información captada y digitalizada previamente en el escáner puede ser modificada. Una vez definido el muñón y ubicado perfectamente en el modelo maestro, se procede a marcar la línea de terminación. Lugar donde se asentará la corona protésica como indica la figura 7. Donde las cofias se encuentran diseñadas y listas para ser fresadas. Mediante este tipo de software se procede a elaborar la prótesis necesaria. Además de la posibilidad de la configuración de los pónicos, medios de retención indirecta, tipo de mordida y los diferentes tipos de prótesis según cada necesidad del paciente. Una vez terminado el diseño de estructura protésica, se almacena la información para proceder al siguiente paso: el fresado (Caparrosó, 2011).





*Figura 7. Zirkonzahn® Modeller  
Tomado de: Zirkonzahn® Modeller*

#### 2.13.1.4. Nesting

El nesting es un software que permite posicionar las preparaciones en el lugar exacto del bloque a ser utilizado. Además, proporciona estrategias de fresado en cuanto a la calidad del mismo, tamaño de los apoyos y si fuera necesario un estabilizador en el caso de puentes grandes. Cuenta con la biblioteca virtual de todos los tipos de materiales en el mercado Zirkonzahn® como se observa en la figura 8, donde el material a utilizar es WAX

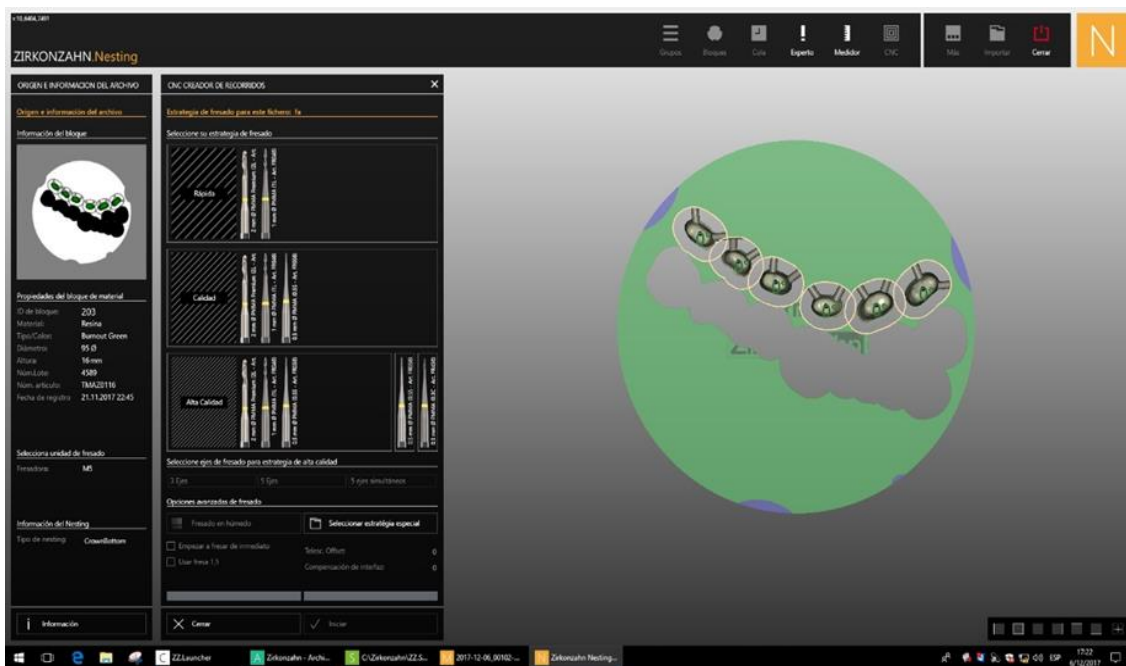


Figura 8. Zirkonzahn® Nesting  
Tomado de: Zirkonzahn® Nesting

### 2.13.1.5. Fresado

Una vez terminado el diseño de la prótesis, el tipo de bloque a usar y el espacio en el bloque de las mismas. Se procede a enviar la información a una maquinaria de fresado, la misma que será la encargada de transformar la información digital a un bloque de distinto material que dependerá de cada necesidad. El programa proporcionará información como el tiempo del fresado y reportará algún error en el caso de que existiera, como se observa en la figura 9. La fresadora va a distinguirse según los ejes de maquinado que contenga. Dichos ejes son los que brindará la capacidad de realizar tratamientos de más complejidad y con mayor reproducción de detalles (Caparroso, 2011).



Figura 9. Zirkonzahn® fräsen

Tomado de: Zirkonzahn® Fräsen

### 2.13.2. Ventajas de la tecnología CAD/CAM

Una de las principales ventajas del uso de los aportes informáticos en odontología en la actualidad en prótesis fija es que aseguran al profesional odontólogo el éxito en su trabajo. Es así que distintos estudios muestran un rango de adaptación marginal en coronas elaboradas en CAD/CAM con un margen de 23-74  $\mu\text{m}$  a diferencia de coronas elaboradas manualmente que reflejan un valor aceptable de adaptación marginal de 50 – 120  $\mu\text{m}$  (Özge, 2011).

Según Özge en 2011 la adaptación marginal juega un papel importante en la longevidad de una restauración protésica fija. Debido a que una prótesis con una correcta adaptación marginal brindará un apoyo biológico y mecánico a dicha restauración. Es así que los sistemas CAD/CAM brindan un sustento informático que aporta de mayor seguridad al momento de realizar una prótesis coronaria (Özge, 2011).

Mediante sistemas como el CAD/CAM en el ámbito odontológico se puede elaborar una prótesis coronaria mediante el apoyo informático del diseño y elaboración mecanizada. Lo que brinda una mayor fidelidad en cuanto a precisión y fidelidad de tratamiento para el profesional odontólogo. Además, en cuanto a adaptación marginal estudios demuestran que los niveles de adaptación marginal son menores en comparación a los de la técnica convencional de encerado manual (Kohorst, P. Junghanns, J. Dittmer, MP. Borchers, S. Stiesch, M., 2011).

#### **2.14. Ventajas de la utilización de encerado convencional**

Pese a las ventajas proporcionadas con la tecnología actualmente. Las coronas metal-porcelana con técnica convencional han sido utilizadas los últimos 10 años y han presentado un éxito en la vida profesional. Pero sin embargo hay discrepancias en los valores de adaptación marginal de dichas restauraciones protésicas.

- Los valores aceptables clínicamente son de 50 – 120  $\mu\text{m}$  los mismos que hay sido aceptables. Pero porque no utilizar la tecnología combinada con las restauraciones que han tenido éxito por años. Es por eso que el encerado CAD-CAM es una alternativa óptima que podrá mejorar los niveles de adaptación marginal, para ofrecer así un tratamiento de calidad y longevidad eficiente.

En cuanto a la elaboración con técnica convencional una de las más utilizadas es la técnica de inmersión la cual consta en sumergir el muños previamente troquelado y contorneado en una máquina que precalienta la cera a una temperatura constante con el fin de proporcionar una sola fase en la pared interna de la restauración. Como se observa en la figura 10 presentada a continuación.



*Figura 10. Técnica encerado manual Inmersión*

### **3. Objetivo general**

- Comparar la adaptación marginal de estructuras metálicas cromo – níquel y cromo-cobalto para coronas elaboradas con encerado manual y encerado en CAD/CAM

#### **3.1. Objetivos específicos**

1. Conocer la importancia de adaptación marginal en prostodoncia fija
2. Medir los valores de adaptación marginal según los tipos de encerados evaluados

#### **3.2. Hipótesis**

- Las estructuras metálicas la aleación cromo – cobalto presentan una mejor adaptación marginal en comparación con la aleación de cromo-níquel
- Las estructuras metálicas la aleación cromo – cobalto de coronas fresadas en CAD/CAM brindan mejor adaptación marginal en comparación a aquellas elaboradas con encerado manual.

## **4. MATERIALES Y MÉTODOS**

### **4.1. Tipo de estudio**

El presente estudio es de tipo experimental y transversal. Experimental debido a que va a analizar el resultado producido por la manipulación del investigador de una o más variables. Y trasversal debido a que los datos serán analizados en el momento de la ejecución de la investigación.

## **5. MUESTRA**

Serán seleccionados 24 muñones de premolares superiores e inferiores previamente tallados

### **5.1. Criterios de inclusión**

- Muñones de premolares superiores e inferiores en óptimas condiciones para la elaboración de prótesis coronarias

### **5.2. Criterios de exclusión**

- Muñones de primeros molares superiores que presenten deficiencias en su tallado
- Muñones de piezas dentarias que no sean premolares y presentes tallados deficientes

### **5.3. Descripción del método**

Para la realización del presente estudio se prepararon 24 dientes premolares entre superiores e inferiores con los parámetros idóneos para una restauración fija descrita anteriormente. Como se observa en las figuras 11 y 12. para la posterior realización de una prótesis coronaria metálica. Los mismos que

fueron duplicados con silicona de adhesión (polidimetil siloxano) ZHERMACK® Elite Light Body.



*Figura 11.* Tallado de la muestra (premolares)



*Figura 12.* Premolares Tallados



*Figura 13.* Muestras vaciadas en yeso tipo IV

Posteriormente fueron vaciados con yeso tipo IV como se indica en la figura 13. Se continuo con la elaboración de 12 muestras con encerado manual con técnica de inmersión y 12 con encerado en CAD/CAM.

A cada dado se le aplicó Die Spacer YETI de 10  $\mu\text{m}$  con el fin de crear un espacio para el agente cementante, indicado en la figura 14 y 15. Posteriormente YETI Lube con el fin de aislar el dado de la cera posteriormente aplicada en la técnica de encerado. Indicado en la figura 16 y 17.

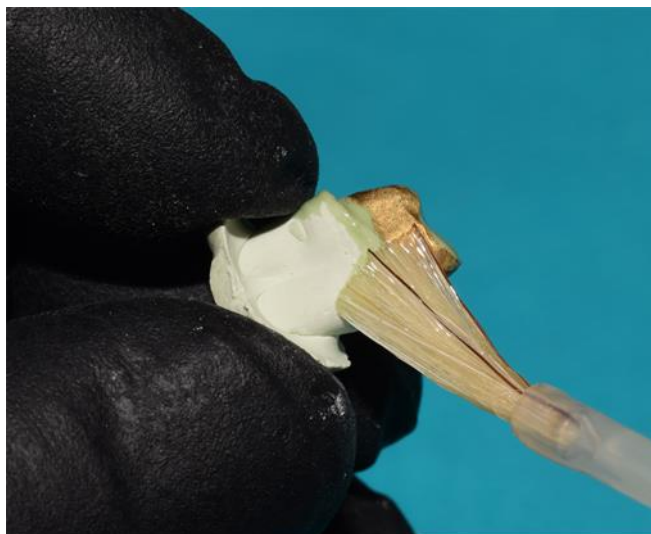


*Figura 14.* Aplicación de die spacer yeti



*Figura 15.* Dados con die spacer yeti





*Figura 16.* Aplicación de yeti lube



*Figura 17.* Yeti Lube

Luego fueron coladas mediante el revestimiento Expansión Plus YETI indicado en la figura 18. El mismo que formó dos anillos en los cuales se dividió 12 cofias respectivamente. Y se realizó el colado mediante la técnica de cera perdida para lo cual serán sometidos a 1500° centígrados lo que dará como resultado el derretimiento de la cera. Indicada en la figura número 19.



*Figura 16.* Anillo en el horno de colado



*Figura 17.* Revestimiento Yeti Expansion Plus

Para continuar con el proceso y fundir el primer anillo con metal de aleación cromo – níquel Solid Bond N YETI. Mientras el segundo anillo fue fundido en aleación cromo – cobalto Solid Bond C Plus YETI. Como se indica en las figuras 18 y 19.



*Figura 18.* Presentación Cromo-Níquel Cerámico



*Figura 19.* Presentación Cromo- Cobalto cerámico

Para la técnica número dos o técnica de fresado en CAD/CAM ZIRKONZAHN® se realizó el coping o escaneado de los muñones mediante el Zirkonzahn® scan, como se observa en la figura 20 en la que se muestra las 6 preparaciones siendo digitalizadas mediante Zirkonzahn® scan.

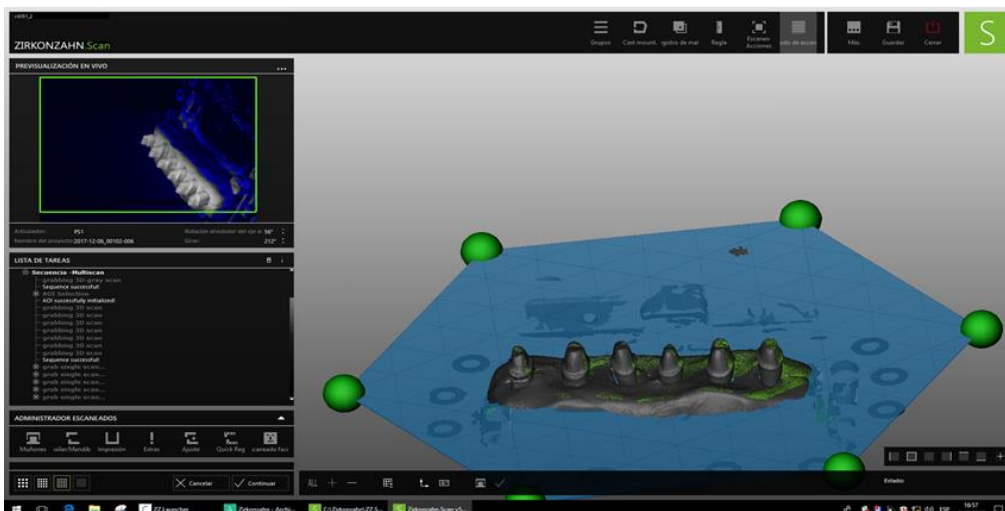


Figura 20. Escaneado de las muestras en Zirkonzahn® Scan

Posteriormente fueron diseñados mediante el Zirkonzahn® modellier en donde se delimitó la línea de terminación en donde se asentó la restauración protésica y se determinó la forma de las cofias y zonas a ser compensadas con el material restaurador, como se observa en la figura 21.

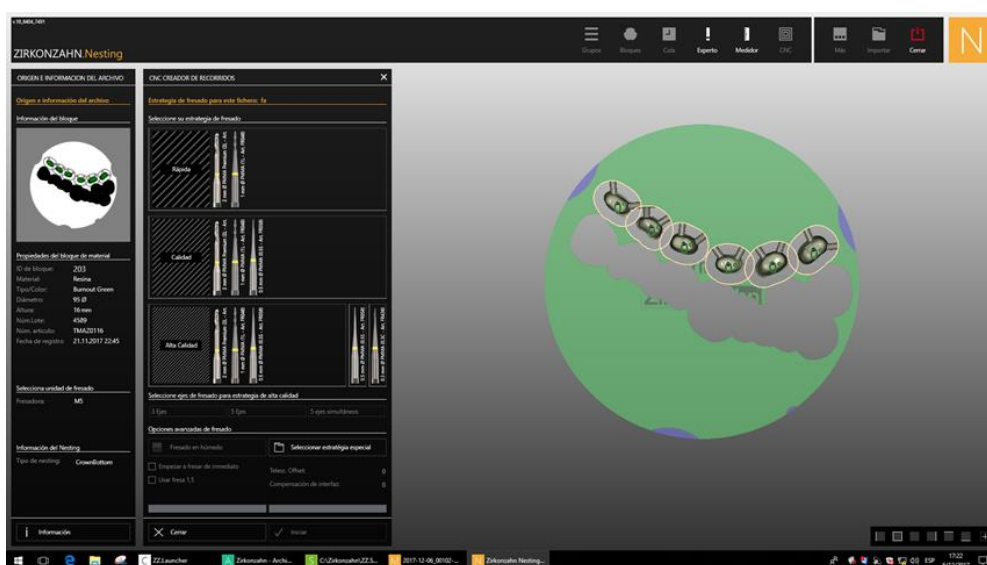


Figura 21. Diseño de las cofias en Zirkonzahn® Modellier

Finalmente fueron ubicadas en el bloque del material necesario, en este caso de cera y se verificó el tiempo de fresado y estrategia del mismo mediante Zirkonzahn® nesting. Como se observa en la figura 22. La misma que indica la posición de fresado y sus conectores.

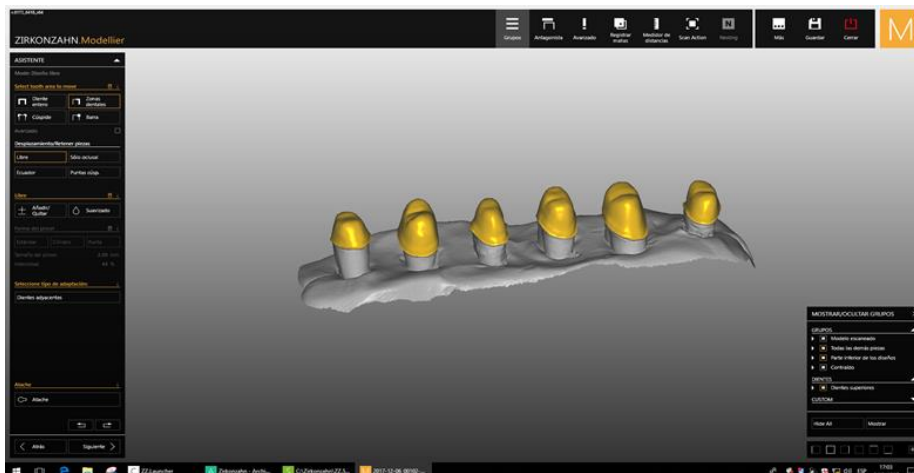


Figura 22. Ubicación de las estructuras en el bloque de cera

Una vez cumplido todo el procedimiento se realizó el colado de la misma manera que en la técnica número uno. Una vez que las cofias fueron fundidas en el anillo entraron a un proceso de desarenado con óxido de aluminio de 150  $\mu\text{m}$  a 6 bares para la eliminación del revestimiento y finalmente contornearlas y adaptarlas al modelo.

Una vez que las cofias se encontraron adaptadas en los muñones tallados previamente. Se procedió a cementar las mismas con un ionomero de vidrio de acción química. En este caso Meron de VOCO GmbH dental. Para luego ser sometidas a fuerzas constantes de 50N y comprobadas mediante un medidor de fuerzas QUANTROL™ by Dillon. Como se observa en la figura 23 y 24.

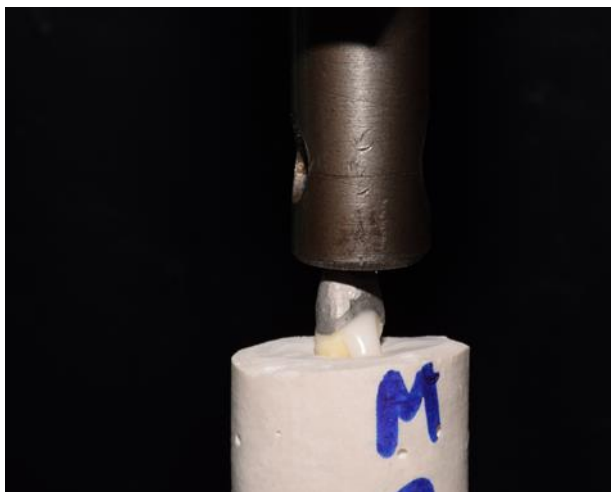
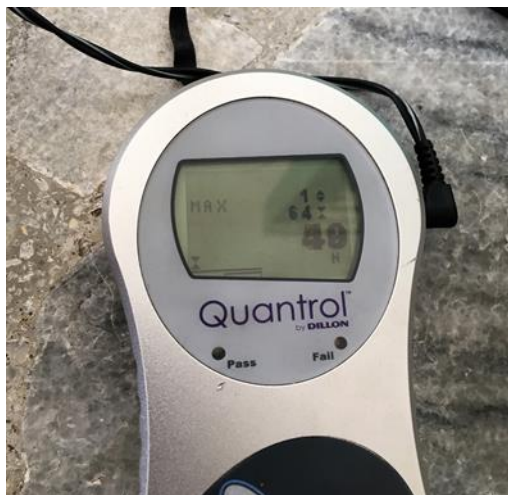
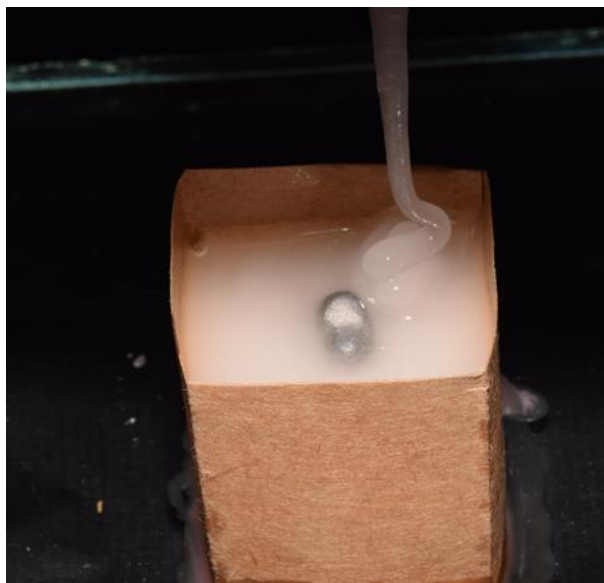


Figura 23. QUANTROL™ by Dillon



*Figura 24.* Corona cementada con fuerza constante de 50 N

Una vez terminada la cementación se procedió a encapsular las muestras con PÓLIMETIL METACRILATO para lo cual se elaboró una cofre de papel engomado con el fin de que el material no se escurra y la muestra quede totalmente encapsulada. Como se muestra en la figura N 25 y 26.



*Figura 25.* Colado de la muestra



*Figura 26.* Corona en dado para colar con Pólimetil Metacrilato

Una vez obtenidas las muestras coladas se procede a realizar un corte transversal para lo cual, se utilizó el I ISO MET™ 1000 Buehler a 950 rpm. Como se indica en las figuras 27 y 28 las muestras en el proceso de corte y en la figura 29 las muestras ya realizadas un corte transversal.



*Figura 27.* Muestra siendo cortada a 950 RMP



Figura 28. IsoMet™ 1000



Figura 29. Muestras realizadas el corte transversal

Finalmente, las coronas fueron sometidas a un examen de adaptación marginal mediante la técnica *SEM* para lo cual cada una de las muestras fueron fijadas con cinta de carbono conductora doble faz a un soporte para microscopia electrónica de barrido. Posteriormente, se secaron a 60° C durante una hora y posteriormente fueron cubiertas con un material conductor para su observación. Para este fin se empleó un vaporizador de oro Sputter Coating Quorum® Q105R bajo las siguientes circunstancias: 15 Ma Y 80 mTorr por 60 segundos para lograr una capa con un grosor aproximado de 20 nm. Como se indica en la figura 30.





Figura 30. Muestras después de aplicado el oro Sputter a 20 nm

Finalmente, las porta muestras ingresaron al microscopio electrónico de barrido TESCAN MIRA 3 alto vacío microscopio ubicado en la Universidad de las Fuerzas Armadas- ESPE y fueron observadas con un voltaje de 5 Kv en modo SEM y como resultado se obtuvo microfotografías en tres zonas de corte transversal de dientes.

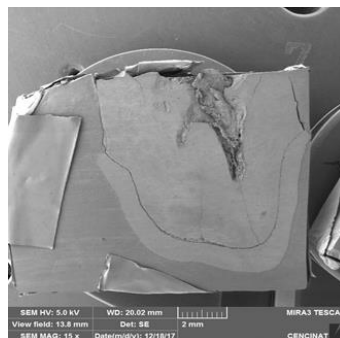


Figura 31. Visualización de medidas en SEM (externa)

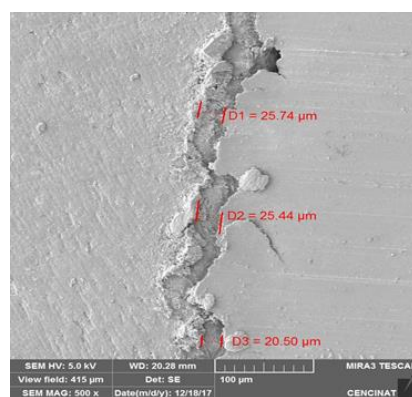


Figura 32. Visualización de la muestra en el SEM

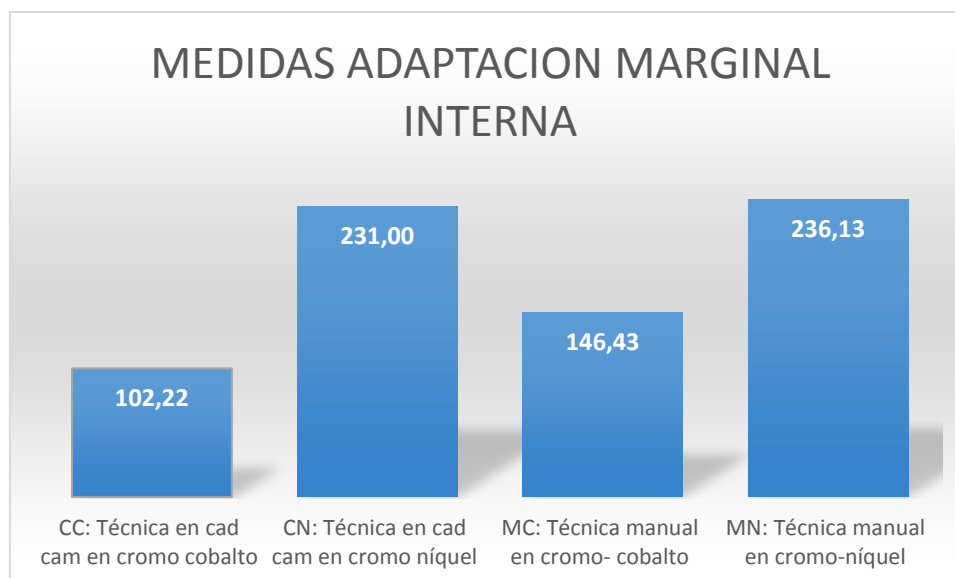
## 6. RESULTADOS

Los resultados se muestran en las tablas 5 y 6. En las cuales es posible observar que la técnica con mejores resultados en adaptación marginal externa, es la técnica CC (técnica en CAD/CAM en aleación cromo-cobalto). Con un índice de 38,08  $\mu\text{m}$ . Seguida de la técnica MC (técnica manual en aleación cromo-cobalto). Con una media de 45,53  $\mu\text{m}$ . Las técnicas CN y MN presentaron una media de 76,89  $\mu\text{m}$  y 79,16  $\mu\text{m}$  respectivamente ubicándolas como las técnicas que presentan mayor discrepancia marginal. Sin embargo, todas las técnicas se encuentran dentro del rango clínicamente aceptable <120  $\mu\text{m}$ .

En cuanto a la adaptación marginal técnica con mejores resultados en adaptación marginal interna, es la técnica CC (técnica en CAD/CAM en aleación cromo-cobalto). Con un índice de 32,33  $\mu\text{m}$ , seguida de la técnica MC (técnica manual en aleación cromo-cobalto) con una media de 93,21  $\mu\text{m}$ . Las técnicas CN y MN presentaron una media de 128,85  $\mu\text{m}$  y 136,10  $\mu\text{m}$  respectivamente ubicándolas como las técnicas que presentan mayor discrepancia marginal.

Tabla 3  
*Resultados de adaptación marginal Interna*

Descriptivos						
MEDIDAS INTERIOR						
	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	Mínimo	Máximo
CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	3	102,22	90,08	52,01	22,68	200,04
CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	3	231,00	153,77	88,78	122,59	406,99
MC: Técnica manual en cromo- cobalto	3	146,43	76,47	44,15	58,14	191,44
MN: Técnica manual en cromo-níquel	3	236,13	68,41	39,50	191,05	314,85
Total	12	178,95	105,89	30,57	22,68	406,99



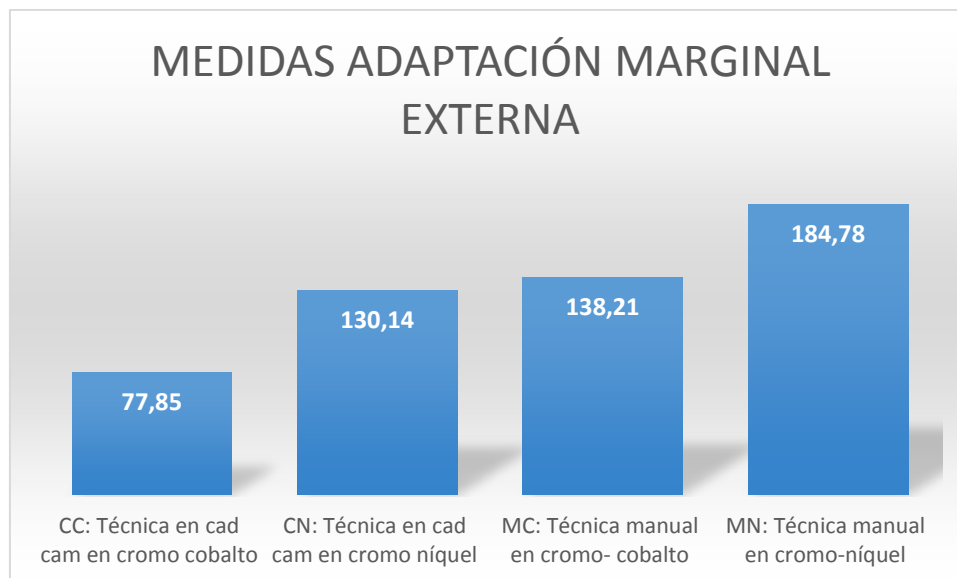
*Figura 33. Medias de adaptación marginal interna*

En la gráfica se observa que la técnica CC es la que tiene el menor valor con una media de 102,22 la cual indica que es la técnica con mejor adaptación marginal, le sigue la técnica MC con una media de 146,43, muy por encima se ubican las técnicas CN con una media de 231 y MN con una media de 236,13.

Tabla 4

*Resultados de adaptación marginal externa*

Descriptivos						
MEDIDAS_ EXTERIORES						
	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	Mínimo	Máximo
CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	3	77,85	98,70	40,29	12,36	276,58
CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	3	130,14	111,41	45,48	22,04	285,90
MC: Técnica manual en cromo- cobalto	3	138,21	33,14	13,53	98,66	188,97
MN: Técnica manual en cromo-níquel	3	184,78	129,39	52,82	65,92	380,65
Total	12	132,74	100,98	20,61	12,36	380,65

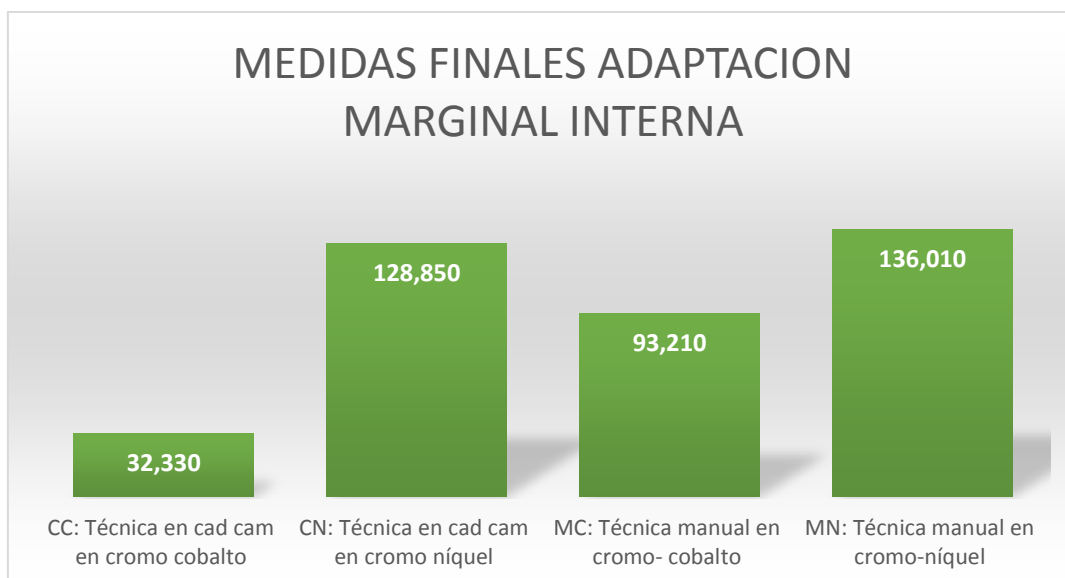


*Figura 34. Medias de adaptación marginal externa*

En la gráfica se observa que la técnica CC es la que tiene el menor valor con una media de 77,85, le sigue la técnica CN con una media de 130,14, muy similar se ubican la técnica MC con una media de 130,21 y muy por encima se tiene la técnica MN con una media de 184,78.

**Tabla 5**  
*Resultados finales de adaptación marginal interna*

<b>Descriptivos</b>						
MEDIDAS_INT						
	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	Mínimo	Máximo
CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	6	32.330	8.010	4.630	24.210	40.230
CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	6	128.850	18.220	10.520	110.920	147.340
MC: Técnica manual en cromo- cobalto	6	93.210	49.310	28.470	62.610	150.100
MN: Técnica manual en cromo-níquel	6	136.010	59.570	34.390	67.600	176.450
Total	24	97.600	54.730	15.800	24.210	176.450



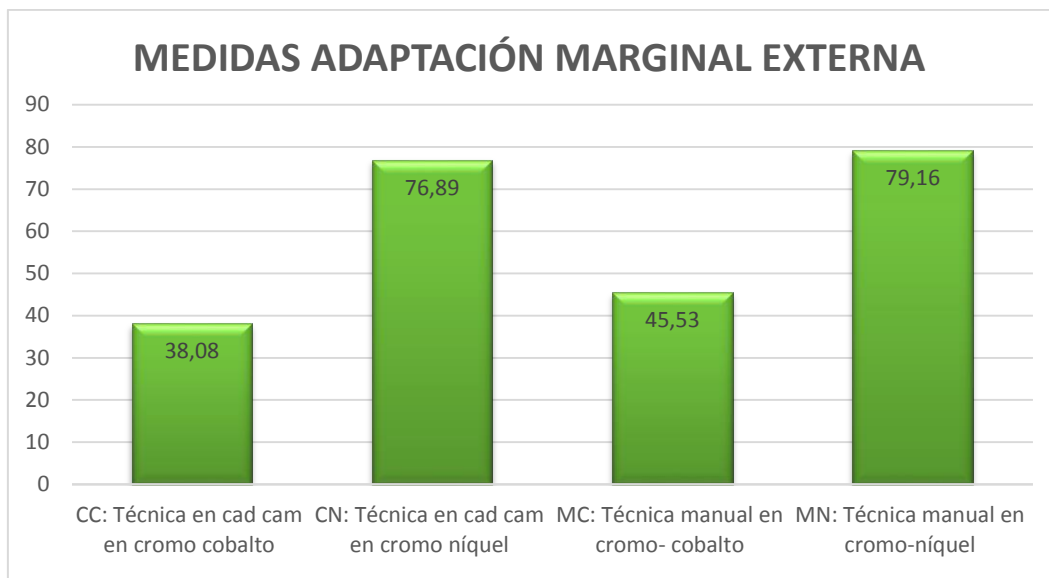
*Figura 35. Medidas finales de adaptación marginal interna*

En la gráfica se observa que la técnica CC es la que tiene el menor valor con una media de 32,330, le sigue la técnica MC con una media de 93,210, muy por encima se ubican las técnicas CC con una media de 128,85 y MN con una media de 136,010.

Tabla 6

*Resultados finales de adaptación marginal externa*

<b>Descriptivos</b>						
MEDIDAS_ EXTERIORES						
	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	Mínimo	Máximo
CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	6	38.08	22.52	9.19	21.6	82.9
CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	6	76.89	26.15	10.67	51.18	122.09
MC: Técnica manual en cromo- cobalto	6	45.53	24.48	9.99	22.9	84.36
MN: Técnica manual en cromo-níquel	6	79.16	47.62	19.44	19.02	145.47
Total	24	59.91	35.1	7.17	19.02	145.47



*Figura 36.* Medidas finales de adaptación marginal externa

En la gráfica se observa que la técnica **CC** es la que tiene el menor valor con una media de 38,08 lo que indica que es la técnica con mejor adaptación marginal externa, le sigue la técnica MC con una media de 45,53, muy por encima se ubican la técnica CN con una media de 76,89 y similar se tiene la técnica MN con una media de 79,16.

## 7. DISCUSIÓN

Basados en los resultados encontrados en la presente investigación, se valida la hipótesis que establece una mejor adaptación marginal de las copias metálicas realizadas en CAD/CAM con aleación cromo- cobalto en relación a la técnica manual y aleación en cromo-níquel.

Los resultados encontrados 61,69  $\mu\text{m}$  y 88,15  $\mu\text{m}$  independientemente de la técnica usada, sino en relación al tipo de aleación están relacionados con los datos encontrado por Rivera et al (2011) los cuales afirman que las aleaciones elaboradas en cromo- cobalto, presentan una mejor adaptación marginal externa en relación con las aleaciones de cromo-níquel. Sin embargo, los dos tipos de aleaciones se encontraron en el rango clínicamente aceptable descrito en 1971 por Mc Lean y Von Fraunhoner hasta 120  $\mu\text{m}$ .

En cuanto a la adaptación marginal mediante técnicas asistidas por ordenador Balaji et al., (2015) encuentran que en un rango clínicamente aceptable es de  $>83 \mu\text{m}$  valores que no guardan relación con el presente estudio, debido a que los valores resultantes de 61,69  $\mu\text{m}$  y 103.52  $\mu\text{m}$ . Sin embargo, los valores de adaptación marginal se encuentran en el rango clínicamente aceptable según Martínez et al., (2011) que realiza una comparación entre 4 diferentes sistemas asistidos por computadora.

En cuanto a la elaboración en CAD/CAM según Beuer (2008) afirma que los resultados en la elaboración de restauraciones protésicas en sistemas asistidos por computadora son totalmente confiables. Sin embargo, para la elaboración en CAD/CAM es necesario de un operador que es el encargado de delimitar el punto en donde terminara el material restaurador.

Es por eso que si el operador delimita mal esa terminación existirá una discrepancia marginal por insuficiencia de material y como resultado problemas a futuro en la restauración. Existen diferentes técnicas que pueden asegurar

mejor adaptación marginal, como la utilización de un material pre sinterizado que evite el paso del colado por cera perdida introducido en la Odontología desde 1972.

En cuanto a la adaptación marginal interna Sacristán en 2012 afirma que es difícil comparar ambas técnicas debido a que solo los sistemas CAD/CAM proporcionan un espacio para el cemento calibrado en comparación a técnicas manuales.

Suarez en 2004 plantea que hay discrepancia marginal como resultado de diferentes técnicas de cementado, por la fuerza de compresión y por la viscosidad del agente cementante. La necesidad de la aplicación de un agente cementante a un grupo de control es importante debido a que es factible que en el experimento la situación se asemeje lo mayormente posible al campo clínico en donde es necesario el uso de un agente cementante.

Por otro lado, Alfaro et al (2012) indica que la fuerza de mordida en jóvenes de sexo masculino es de 727N o 74Kg valor que no se asemeja a la fuerza aplicada en el presente estudio de 50 N o 5kg, fuerza tomada como referencia de Rivera et al., (2011).

De igual manera en 2015. Alfaro, B. Ranirez, S. Cahuana, E. afirman que existen cementos que tienen la capacidad de soportar cargas superiores a los reportados de la carga de la masticación 727N. para lo cual compararon dos tipos de cementos resinosos de gravo convencional y auto gravado. Obteniendo resultados de resistencia a la carga masticatoria de 677,47 N y 5500 N respectivamente.

Sin embargo, dicho estudio toma de referencia los valores los valores descritos por en 1993. En referencia a movimientos de lateralidad en función de un grupo parcial o total de 150 N.



En cuanto a la medición de las muestras según Rivera et al., (2011) un estéreo microscopio es un método eficaz para la medición. Sin embargo, Ural et al., (2010), Etman y Woolford, (2010), López et al., (2009) afirman que el microscopio electrónico de barrido (SEM) es una herramienta clave para la visualización de la interface entre la restauración protésica y el pilar dental.

## **8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

### **8.1. Conclusiones**

En conclusión,

Las estructuras coladas con aleación Cromo-Cobalto presentan mejor adaptación marginal en comparación con las que fueron coladas con Cromo-níquel.

Las estructuras elaboradas con la técnica de encerado en CAD/CAM y colado tradicional con aleación el cromo-cobalto presentan mejor adaptación marginal que las elaborabas en CAD/CAM en aleación de cromo-níquel.

Independientemente de la técnica utilizada y su aleación en el colado. Las dos se encuentran en un rango clínicamente aceptable.  $<120 \mu\text{m}$ .

### **8.2. Recomendaciones**

Se recomienda a la comunidad odontológica el uso de la aleación cromo-cobalto debido, a que presenta mejor adaptación marginal, pilar fundamental en la longevidad protésica y éxito en el tratamiento restaurador definitivo.

Se recomienda la utilización de una mayor fuerza constante en el momento de la cementación debido a que 50 N no es suficiente para reproducir la fuerza de la masticación empleada en el momento de cementar una corona.

Se recomienda la investigación de los rangos de adaptación marginal de diferentes técnicas de elaboración de cofias en cromo-cobalto. Por ejemplo, el fresado en el que se evita el proceso de colado por cera perdida.

## REFERENCIAS

- Abdallah, A. et al. (2015). Influence of marginal preparation design on microleakage and marginal gap of endocrown cemented with adhesive resin cement. *Egyptian dental journal* :61(4). 5481.-5489.
- Acevedo RM, Suárez MJ, Salido MP, López Lozano JF. (2008). Estudio comparativo del sellado marginal de núcleos cerámicos de zirconio. *Rev Int Protes Estomatol*; 11(3).187.-192.
- Alfaro, B. Ranirez, S. Cahuana, E.(2015). Resistencia a la Compresión de Carillas Cerámicas de Disilicato de Litio Cementadas con Cemento Resinoso Dual y Cemento Resinoso Dual Autoadhesivo en Premolares Maxilares. *Int. J. Odontostomat*. 9(1):85-89.
- Alfaro,P. Medina, F. Orozco, M. Nuñez, J. Romero, G. (2012). Fuerza de mordida: Su importancia en la masticación, su medición y sus condicionantes clínicos parte 1. *revista ADM*. 519(2). 53-57.
- Aschenbrener, C. et al. (2010). Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self-adhesive resin cements. *Clin Oral Invest*. 16:191.–200.
- Balaji, R. Srinivasan, J. Baburajan, K. Ilangkumaran, R. (2015). Evaluation of marginal fit and internal adaptation of zirconia copings fabricated by two CAD - CAM systems: An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*.15(2).173-178.
- Beer, F. Schweinger, J. Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments of CAD/CAM generated restorations. *Br dent j*. 205. 505-5011.
- Calatrava, L. (2009). Protocolo para la selección de un cemento adhesivo. *Revista odontológica de los andes*. 4(2). Venezuela
- Caparroso, C. Marin, D. Echavarría, A.(2011). Adaptación marginal y ajuste interno en estructuras de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas cad/cam procera® y cerc in-lab®. *Rev Fac Odontol Univ Antioq*: 22(2). 186.-197.
- Carrillo, J. Alvarez, C. Calatayud, J. Fernández, J. (2006). Trabajo en equipo en Odontología: la comunicación con el laboratorio dental como clave de

- éxito clínico. A propósito de un caso clínico de tratamiento multidisciplinar. *Cient Dent*. 3(2).129.-136
- Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. (2013). Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 110(6):447-454.
- Corral, D. Dominguez, J. Bader, M.(2015). Analisis comparativo del grado de sellado marginal de restauraciones cementadas con un cemento de resina compuesta y con una resina compuesta de restauración fluidificada. *Revista dental de chile*: 106(1). 20.-25.
- Cuevas, k. (2014). Niveles de adaptación marginal de coronas metálicas completas de diversos laboratorios de lima, in vitro. (tesis doctoral) *Facultad de odontología*. Perú
- Ernest Mallat (2007) *Protesis fija estetico. Un enfoque clínico e interdisciplinario*. España: elsevier.
- Espinosa, R. Mariscal, E. Valencia, R. Ceja, I. (2013). Marginal integrity evaluation on metacrylate and silorane composite resinbased. *Rodyb*. 2(1).
- Etman, M. Woolford, M. (2010). Three year clinical evaluation of two ceramic Crown system: a preliminary study. *J Ptosthet dent*. 103(2). 80-90.
- Fadreani, M. (2009). *Rehabilitación estética en prostodoncia fija. Analisis estético*. Quintessence.
- Guaranda. Víctor. (2012). Importancia de la salud periodontal en las terminaciones de preparaciones dentarias fijas. Universidad de Guayaquil.
- Guerra, J. (2012). Estudio comparativo in vitro sobre la adaptación marginal en coronas de disilicato de litio: prensadas vs cad/cam. (tesis de maestría). Universidad autónoma de nuevo león.
- Gupta,R. (2010). In in-vitro evaluation of effect of different finish lines on marginal adaptation in metal-ceramic restorations under thermo-mechanical loading. *Indian Journal of Dental Research*, 22(4).
- Hafezeqoran, A. Koodaryan, R. Esmaili, A. Noori, H. Shahbaz, A. (2014). Marginal Adaptation of Metal Ceramic Crowns Cast from Four Different

- Base Metal Alloys before and after. *Advances in Bioscience & Clinical Medicine* ISSN: 3(2).
- Jalali, H. et al. (2015). Comparison of Marginal Fit and Fracture Strength of a CAD/CAM Zirconia Crown with Two Preparation Designs. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences*.12(12).
- Jhonson, R. et al. (2017). Marginal Gap of Milled versus Cast Gold Restorations. *Journal of Prosthodontics* 26. 56.–6.
- Jianming, P. et al (2016). Diseño asistido por ordenador y la fabricación de coronas provisionales y resina de resina de autocurado. *West China Journal of Stomatology*. 34(6)
- Kohorst, P. Junghanns, J. Dittmer, MP. Borchers, S. Stiesch, M. (2011). Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Invest*. 15:527–536.
- Lara, C. L., Fernández, J. J. P., Coz, G. P., de la Vega, G. A., & Hernández, S. C. (2012). Rehabilitación integral en odontología. *Odontología Sanmarquina*, 15(1), 31-34.
- Lee, K. Park, C. Kim, K. Kwon, T. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent mater J*.27(3). 422.-426
- Lopez, M et al. (2009). SEM evaluation of marginal sealing on composite restorations using differet photoactivation and composite insertion methods. *indian J dent res*. 20(4). 394-399
- Martínez, F. (2011). Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *Prosthet Dent*. 105.108.-114.
- Mezzomo, E. Makoto, R. (2010). *Rehabilitación oral contemporánea*. Brasil: Amolca
- Miegimolle, B. (2013). Evaluación in vitro del sellado marginal de coronas de óxido de circonio sobre pilares de óxido de circonio. (tesis doctoral). *Universidad complutense de Madrid*
- Özge K. Pinar K. Nuray Ç. Ende, K. (2011). Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dental Materials Journal*. 30(1): 97–102

- Palomino, D. Garzon, H. (2013). Cementation of structures for zirconia-based fixed partial dentures. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 24(2): 321-335.
- Pantaleon, D.(2005). New simplify tooth preparations thecnique for crowns in anterior teeth. *Rev.odontol.dominicov* ;11.39.-50.
- Phillips S, (2004). *Ciencia de los materiales dentales*. España: Elsevier
- Pinilla, S. (2009). Discrepancia marginal de cofias en zirconio elaboradas con dos sistemas cad/cam. *Ustasalud*; 8: 9. – 18.
- Prabhu R., Geetha Prabhu K.R., T. Ilango (2011). Dental Prosthesis: An Evaluation on Mechanical Properties of Recast Base Metal Alloys. *Journal of Clinical and Diagnostic Research.* 5(8): 1682-1685.
- Qiu, J. Yu, W. Zhang, F. Smales, R. Zhang, Y. Lu, C. (2011). Corrosion behaviour and surface analysis of a Co–Cr and two Ni–Cr dental alloys before and after simulated porcelain firing. *European Journal of oral sciences*: 119(1). 93.-101.
- Real, F. (2015). *Estudio in vitro del ajuste marginal y la resistencia a fuerzas compresivas de coronas metal-ceramica de cromo-cobalto, colado, sinterizado, mecanizado y presinterizado*.(tesis Doctoral). UIC Barcelona.
- Rivera, F. et al. (2014). Internal and marginal adaptation comparison of copings made in two different metal alloys. *Revista Colombiana de Investigación en Odontología.* 5(15): 147 – 156.
- Rubio, M. et al. (2009). Tecnología CAD/CAM en implantoprótesis. Puesta al día y perspectivas de futuro. *Gaceta dental.*2(16).
- Sacristán, M. (2012). Revisión de los últimos 10 años del análisis vitro del ajuste marginal e interno de estructuras metálicas para prótesis fija dentosoportada. (tesis doctoral). Universidad complutense de Madrid.
- sCifuentes, J. et al.(2013). Marginal and internal fit comparison of copings with and without space for cement. *Revista Colombiana de Investigación en Odontología* :4 (10). 65. – 73.
- Shih, A. Flinton, R. Vaidyanathan, J. Vaidyanathan, T. (2011). Effect of Margin Design and Processing Steps on Marginal Adaptation of Captek Restorations. *International Scholarly Research Network*.

- Shillingburg, H (2012). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Quintessence
- Stappert, C. et al, (2005). Marginal adaptation of different types of allceramic partial coverage restorations after to an artificial mouth. *British dental journal* 199(2)
- Stawarczyk, B. Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. (2013). Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different. *Dental Materials Journal*. 32(6): 888–895.
- Suarez, M. et al. (2015). Comparison of marginal fit of zirconia copings manufactured with the use of two CAD/CAM systems Cerec InLab (Sirona®) CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn®) and Zirkograph 025 ECO pantographic system (manual milling system) (Zirkozahn®). *Revista Odontológica Mexicana*. 19 (4): 240-245.
- Ural, C. Burgaz, Y. Saraç, D. (2010). In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence international*. 47(7)
- Velezmoro F. (2016). Adaptación marginal de infraestructuras metálicas de coronas realizadas por laboratorios dentales para la clínica estomatológica de la uss - chichlayo, (tesis doctoral) Universidad señor de Sipan.
- Vilarrubí, A., Pebé, P., & Rodríguez, A. (2011). Prótesis fija convencional libre de metal: tecnología CAD CAM-Zirconia, descripción de un caso clínico. *Odontoestomatología*, 13(18), 16-28.
- Wassell, R. George, R. Ingledew P, Steele, G (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: Provisional restorations. *british dental journal* 192(11)
- Yildiz, C. et al. (2013). Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM Crown restorations. *Dental Materials Journal*. 32(1): 42–47.
- Yüksel, E. Zaimoglu, A.(2011). Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Prosthodontics*. 25(3):261-6

Zafar, N. Ghani, F. (2014). Common post-fitting complications in tooth-supported fixed-fixed design metal-ceramic fixed dental prostheses. *Pak J Med Sci.* 30(3). 619-625.



## **ANEXOS**

## Anexo 1 Pruebas de normalidad

8.3. Pruebas de normalidad							
	TECNICAS	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MEDIDAS EXTERIOR	CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	0,417	6	0,002	0,657	6	0,002
	CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	0,265	6	0,200	0,880	6	0,270
	MC: Técnica manual en cromo- cobalto	0,142	6	0,200	0,973	6	0,912
	MN: Técnica manual en cromo-níquel	0,249	6	0,200	0,868	6	0,220

En la prueba de Normalidad de Shapiro-Wilk los valores del nivel de significación (Sig) son en su mayoría superiores a 0,05 (95% de confiabilidad), por tanto se acepta  $H_0$ , esto es las muestras provienen de poblaciones con distribución Normal, entonces para la comparación de grupos se utiliza pruebas paramétricas: ANOVA.

### **ANOVA: Comparación de las medidas interiores entre todas las técnicas**

$H_0$ : Todas las medias son similares

$H_a$ : Todas las medias no son similares

### **Prueba de Normalidad**

$H_0$ : Las muestras provienen de poblaciones con distribución Normal

$H_a$ : Las muestras NO provienen de poblaciones con distribución Normal

Pruebas de normalidad							
	TÉCNICAS	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MEDIDAS INTERIOR	CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	0,247	3	.	0,969	3	0,662
	CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	0,336	3	.	0,855	3	0,254
	MC: Técnica manual en cromo-cobalto	0,381	3	.	0,760	3	0,021
	MN: Técnica manual en cromo-níquel	0,355	3	.	0,819	3	0,160

### Prueba de Normalidad

Ho: Las muestras provienen de poblaciones con distribución Normal

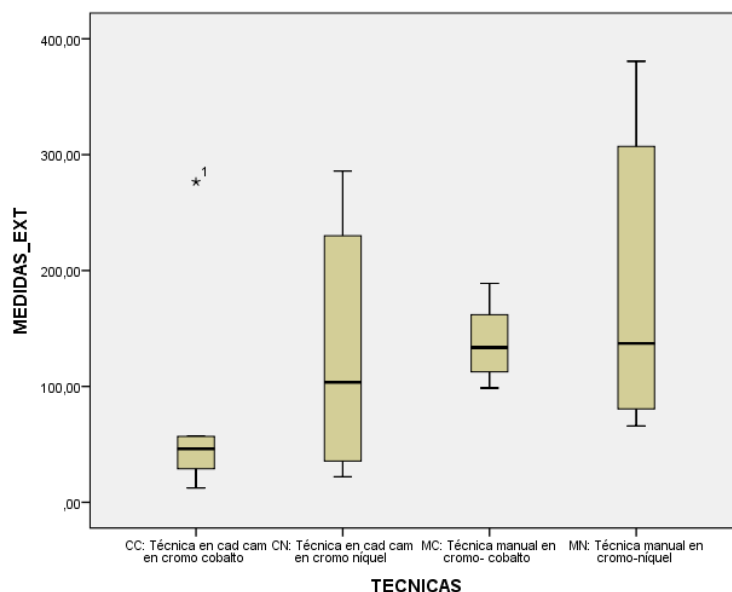
Ha: Las muestras NO provienen de poblaciones con distribución Normal

Pruebas de normalidad							
	TÉCNICAS	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MEDIDAS INTERIOR	CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	0,247	3	.	0,969	3	0,662
	CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	0,336	3	.	0,855	3	0,254
	MC: Técnica manual en cromo-cobalto	0,381	3	.	0,760	3	0,021
	MN: Técnica manual en cromo-níquel	0,355	3	.	0,819	3	0,160

ANOVA					
MEDIDAS EXTERIOR					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	34547,838	3	11515,946	1,152	0,353
Dentro de grupos	199966,928	20	9998,346		
Total	234514,767	23			

De la Prueba de ANOVA, el valor del nivel de significación (Sig.) = 0,353 es superior a 0,05 (95% de confiabilidad), luego se acepta  $H_0$ , esto es, todas las medias son similares.

En el siguiente grafico se visualiza este efecto que son similares:



**Se observa que todas las técnicas tienen coincidencias.**

### Prueba de Normalidad

$H_0$ : Las muestras provienen de poblaciones con distribución Normal

$H_a$ : Las muestras NO provienen de poblaciones con distribución Normal

Pruebas de normalidad							
	TÉCNICAS	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MEDIDAS INTERIOR	CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	0,179	3	.	0,999	3	0,950
	CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	0,178	3	.	0,999	3	0,953
	MC: Técnica manual en cromo- cobalto	0,347	3	.	0,835	3	0,200
	MN: Técnica manual en cromo-níquel	0,370	3	.	0,787	3	0,084

Pruebas de normalidad							
	TÉCNICAS	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MEDIDAS EXTERIOR	CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	0,211	6	0,200	0,900	6	0,373
	CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	0,214	6	0,200	0,903	6	0,391
	MC: Técnica manual en cromo- cobalto	0,375	6	0,008	0,710	6	0,008
	MN: Técnica manual en cromo-níquel	0,136	6	0,200	0,977	6	0,937

En la prueba de Normalidad de Shapiro-Wilk los valores del nivel de significación (Sig) son en su mayoría superiores a 0,05 (95% de confiabilidad), por tanto se acepta  $H_0$ , esto es las muestras provienen de poblaciones con distribución Normal, entonces para la comparación de grupos se utiliza pruebas paramétricas: ANOVA.

### **ANOVA: Comparación de las medidas interiores entre todas las técnicas**

$H_0$ : Todas las medias son similares

$H_a$ : Todas las medias no son similares

ANOVA					
MEDIDAS_INT					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	20193,239	3	6731,080	4,222	0,046
Dentro de grupos	12753,178	8	1594,147		
Total	32946,416	11			

De la Prueba de ANOVA, el valor del nivel de significación (Sig.) = 0,046) es inferior a 0,05 (95% de confiabilidad), luego se acepta  $H_a$ , esto es, todas las medias no son similares. Para verificar si son o no similares se realiza la prueba dos a dos:

#### 8.4. Anexo 2 Pruebas post hoc

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: MEDIDAS_INT						
HSD Tukey						
(I) TÉCNICAS	(J) TÉCNICAS	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	95% de intervalo de confianza	
					Límite inferior	Límite superior
CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	96,52000	32,60007	0,070	-7,8769	200,9169
	MC: Técnica manual en cromo- cobalto	-7,15667	32,60007	0,996	-111,5536	97,2402
	MN: Técnica manual en cromo-níquel	35,64000	32,60007	0,703	-68,7569	140,0369
CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	-96,52000	32,60007	0,070	-200,9169	7,8769
	MC: Técnica manual en cromo- cobalto	-103,67667	32,60007	0,052	-208,0736	,7202
	MN: Técnica manual en cromo-níquel	-60,88000	32,60007	0,313	-165,2769	43,5169

MC: Técnica manual en cromo- cobalto	CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	7,15667	32,60007	0,996	-97,2402	111,5536
	CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	103,67667	32,60007	0,052	-,7202	208,0736
	MN: Técnica manual en cromo-níquel	42,79667	32,60007	0,581	-61,6002	147,1936
MN: Técnica manual en cromo-níquel	CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	-35,64000	32,60007	0,703	-140,0369	68,7569
	CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	60,88000	32,60007	0,313	-43,5169	165,2769
	MC: Técnica manual en cromo- cobalto	-42,79667	32,60007	0,581	-147,1936	61,6002

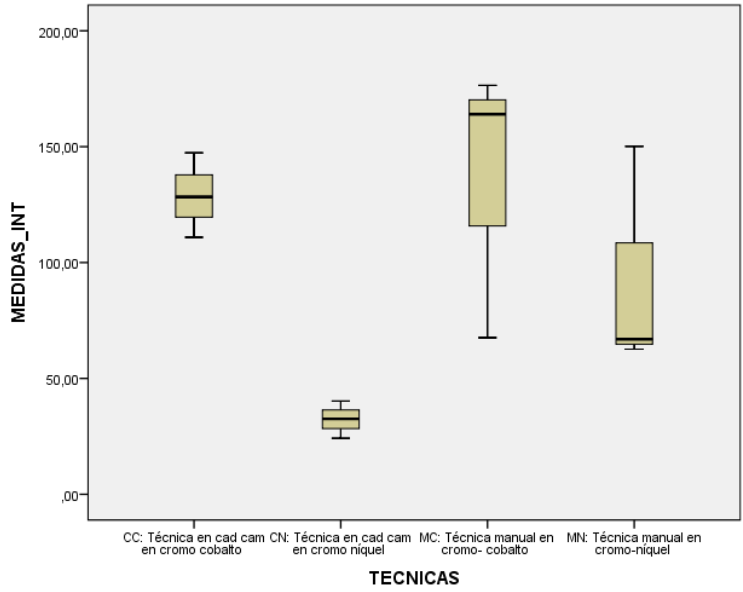
## Subconjuntos homogéneos

MEDIDAS_INT		
HSD Tukey		
TÉCNICAS	N	Subconjunto para alfa = 0.05
		1
CN: Técnica en cad cam en cromo níquel	3	32,3333
MN: Técnica manual en cromo-níquel	3	93,2133
CC: Técnica en cad cam en cromo cobalto	3	128,8533
MC: Técnica manual en cromo- cobalto	3	136,0100
Sig.		,052

En este caso se da que las muestras en conjunto no son estadísticamente diferentes.

En el siguiente grafico se visualiza este efecto que son todos similares:

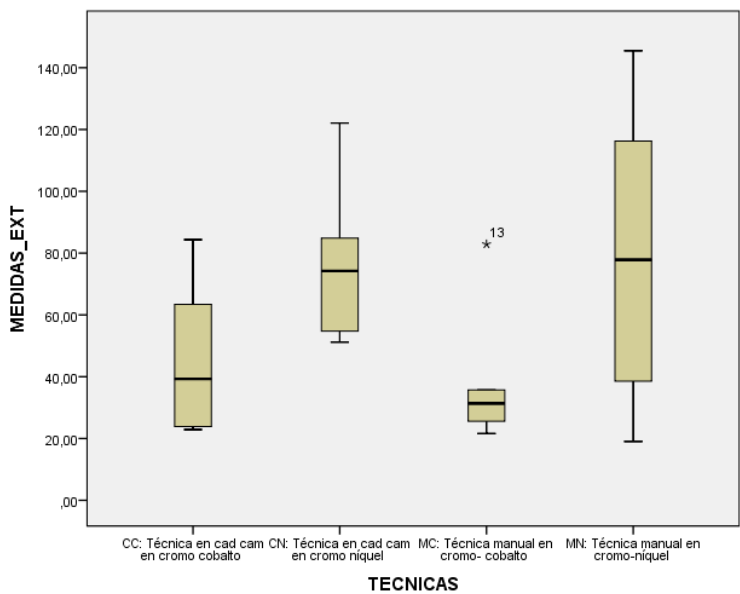
**Se observa que todas las técnicas tienen coincidencias.**



### ANOVA: Comparación de las medidas Exteriores entre todas las técnicas

De la Prueba de ANOVA, el valor del nivel de significación (Sig.) = 0,077) es superior a 0,05 (95% de confiabilidad), luego se acepta  $H_0$ , esto es, todas las medias son similares.

En el siguiente grafico se visualiza este efecto que son similares:



Se observa que todas las técnicas tienen coincidencias.



ANOVA					
MEDIDAS EXTERIOR					
	Suma de cuadrados	de gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	8054,694	3	2684,898	2,647	0,077
Dentro de grupos	20288,933	20	1014,447		
Total	28343,626	23			

### 8.5. Anexo 3 imágenes obtenidas en prueba SEM

Figura 37: Imagen completa en microscopio electrónico de barrido

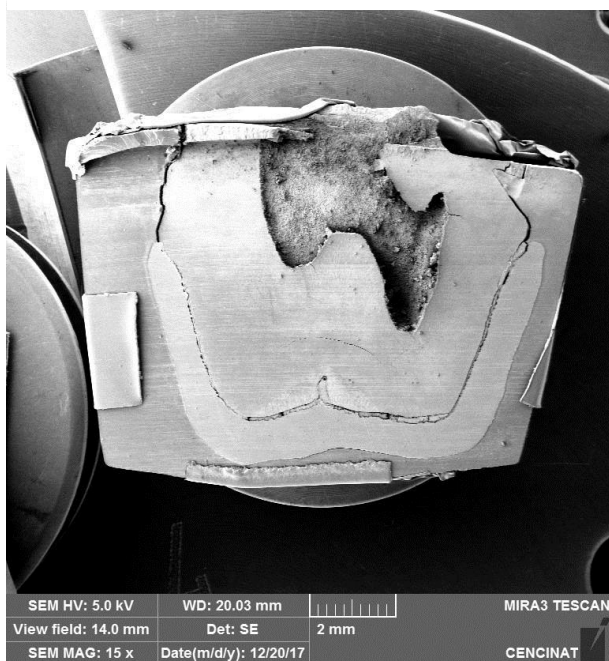


Figura 38: Punto de medición (externo)

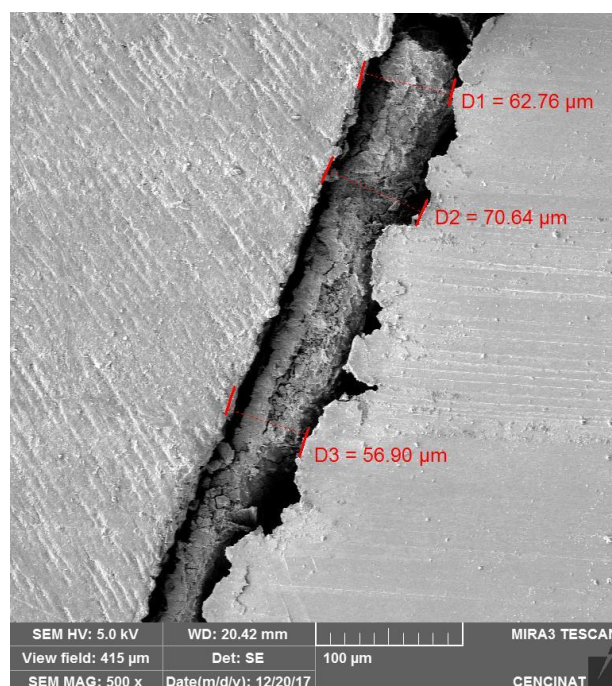


Figura 40: Punto de medición (interno)

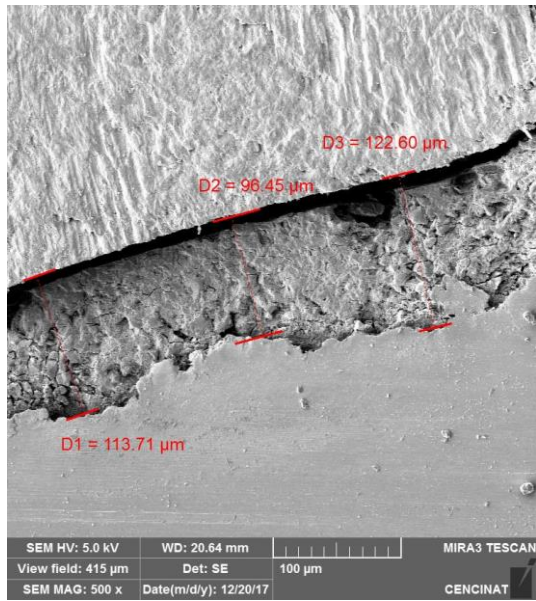


Figura 39: Punto de medición (externo)

