



FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIA DE LA SALUD  
ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA

## **TESIS**

ESTUDIO IN VITRO DE LA INTERFASE METAL  
PORCELANA IPS d.SIGN Y METAL PORCELANA  
NORITAKE SUPER PORCELAIN EX 3

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE CIRUJANO  
DENTISTA

PRESENTADO POR:

BACHILLER: VARA BERNUY, ERIKA ELIZABETH

ASESOR: DR. ESP. GOMEZ CARRIÓN, CHRISTIAN

LIMA – PERÚ

2018

A mi madre Gladis Francisca Bernuy Trujillo y mis tíos Gundolfito March y Josefina March, les agradezco por su completo soporte incondicional tanto económico y moral.

A todos los doctores y amigos que me apoyaron en la realización del presente trabajo.

A mi asesor Dr. Gómez Carrión por guiarme en  
la elaboración del presente estudio.

A Dios, por darme salud y fuerza para cumplir  
la misión.

## RESUMEN

El presente estudio determinó si existe diferencias estadísticamente significativas entre la interfase metal porcelana IPS d. SIGN y metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX -3.

La investigación fue un modelo experimental, transversal y prospectivo. Para la contrastación de la hipótesis se trabajó con 40 muestras independientes distribuidos en dos grupos: Grupo 1 (G1) de veinte muestras de metal porcelana IPS d. SIGN y grupo 2 (G2) de veinte muestras metal porcelana Noritake Super Porcelain EX -3. Se utilizó una ficha de recopilación de información aplicada para la evaluación microscópica en las muestras, en la cual se recopiló la información del registro de la interfase máxima y mínima con el fin de observar la unión de la interfase metal porcelana de las muestras y registrar cuál de ellas es aceptable respecto a su aplicación de unión de la interfase.

La prueba estadística utilizada fue el examen de Wilcoxon de los rangos con signo. Los resultados muestran que existe una desigualdad estadísticamente significativa del material metal porcelana IPS d.SIGN con respecto al metal porcelana Noritake. Concluyendo que las muestras de metal porcelana IPS d. SIGN se diferencian significativamente por su alto unión de interfase respecto a las muestras de metal porcelana Noritake Super Porcelain EX -3 con un bajo nivel de unión en su interfase la cual conllevaría a un fracaso en el tratamiento por la poca estabilidad de unión que puede presentar el metal y la porcelana.

**Palabras clave:** Interfase, Metal porcelana, unión.

## **ABSTRACT**

The present study determined whether there are statistically significant differences between the IPS porcelain metal interface. SIGN and metal porcelain NORITAKE Super Porcelain EX -3. The research was an experimental, transversal and prospective model. For the testing of the hypothesis we worked with 40 independent samples distributed in two groups: Group 1 (G1) of twenty samples of IPS d porcelain metal. SIGN and group 2 (G2) of twenty porcelain metal samples Noritake Super Porcelain EX -3. A data collection form applied for the microscopic evaluation of the samples was used, in which the record information of the maximum and minimum interfase was collected in order to observe the union of the porcelain metal interface of the samples and record which of them it is acceptable with respect to its application of union of the interface.

The statistical test used was the Wilcoxon test of the signed ranges. The results show that there is a statistically significant inequality of the IPS d.SIGN porcelain metal material with respect to the Noritake porcelain metal. Concluding that IPS porcelain metal samples d. SIGN are significantly differentiated by their high interface junction with the samples of metal porcelain Noritake Super Porcelain EX -3 with a low level of union in its interface which would lead to a failure in the treatment due to the low bond stability that may present the metal and the porcelain.

**KEY WORDS:** Interface, Metal porcelain, union.

# ÍNDICE

Pág.

**DEDICATORIA**

**AGRADECIMIENTO**

**RESUMEN**

**ABSTRACT**

**INDICE**

**INDICE DE TABLAS**

**INDICE DE GRAFICOS**

**INTRODUCCIÓN** 10

**CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA** 11

1.1 Descripción de la realidad problemática 11

1.2 Formulación del problema 14

1.3 Objetivos de la investigación 14

1.4 Justificación de la investigación 15

1.4.1 Importancia de la investigación 15

1.4.2 Viabilidad de la investigación 16

1.5 Limitaciones del estudio 16

**CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO** 17

2.1 Antecedentes de la investigación 17

2.2 Bases teóricas 26

2.3 Definición de términos básicos 45

<b>CAPITULO III: HIPÓTESIS Y VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN</b>	47
3.1 Formulación de la hipótesis principal y derivadas	47
3.2 Variables, dimensiones e indicadores y definición conceptual y operacional	47
<b>CAPÍTULO IV: METODOLOGÍA</b>	49
4.1 Diseño metodológico	49
4.2 Diseño muestral	49
4.3 Técnicas e instrumentos de recolección de datos	51
4.4 Técnicas estadísticas para el procesamiento de la información	51
4.5 Aspectos éticos	52
<b>CAPÍTULO V: ANÁLISIS Y DISCUSIÓN</b>	55
5.1 Análisis descriptivo, tablas de frecuencia, gráficos, dibujos, fotos, tablas, etc	55
5.2 Análisis interferencial, pruebas estadísticas paramétricas, no paramétricas, de correlación, de regresión u otras.	61
5.3 Comprobación de hipótesis, técnicas estadísticas empleadas	61
5.4 Discusión	65
<b>CONCLUSIONES</b>	72
<b>RECOMENDACIONES</b>	73
<b>FUENTES DE INFORMACIÓN</b>	74
<b>ANEXOS</b>	
Anexo 1: Carta de presentación (emitido por la escuela)	
Anexo 2: Constancia de desarrollo de la investigación	
Anexo 3: Consentimiento informado	
Anexo 4: Instrumento de recolección de datos	
Anexo 5: Matriz de consistencia	
Anexo 6: Fotografías	

## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla N° 1: Estudio in vitro de la interfase metal porcelana Ips d.SIGN y metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3, interfase porcelana material d.SIGN máximo y mínimo ( $\mu\text{m}$ )	55
Tabla N° 2: Distribución de resultados de interfase porcelana material d.SIGN máximo ( $\mu\text{m}$ )	56
Tabla N° 3: Distribución de resultados de interfase porcelana material d.SIGN mínimo ( $\mu\text{m}$ )	57
Tabla N° 4: Estudio in vitro de la interfase metal porcelana IPS d.SIGN y metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3, interfase porcelana material Noritake máximo y mínimo ( $\mu\text{m}$ )	58
Tabla N° 5: Distribución de resultados de interfase porcelana material Noritake máximo ( $\mu\text{m}$ )	59
Tabla N° 6: Distribución de resultados de interfase porcelana material Noritake mínimo ( $\mu\text{m}$ )	60
Tabla N° 7: Estudio In Vitro De La Interfase Metal Porcelana Ips d.SIGN y metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3, según Metal Porcelana Ips d.SIGN	61
Tabla N° 8: Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo	62
Tabla N° 9: Estudio In Vitro De La Interfase Metal Porcelana Ips d.SIGN y metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3, según, metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3	63
Tabla N° 10: Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo	64



## ÍNDICE DE GRÁFICOS

	Pág.
Gráfico N° 1: Agrupación de resultados de Interfase porcelana material material d.SIGN máximo ( $\mu\text{m}$ )	56
Gráfico N° 2: Distribución de resultados de interfase porcelana material d.SIGN Mínimo ( $\mu\text{m}$ )	57
Gráfico N° 3: Distribución de resultados de interfase porcelana material Noritake máximo ( $\mu\text{m}$ )	59
Gráfico N° 4: Distribución de resultados de interfase porcelana material Noritake mínimo ( $\mu\text{m}$ )	60

## INTRODUCCIÓN

El empleo en estomatología de los elementos cerámicos yuxtapuestos al metal como forma de acrecentar su resistencia, a obtenido buen resultado a lo dilatado del tiempo y ofrecen una gran fiabilidad. La infraestructura de diferentes materiales, con adiestramientos más difíciles y progresivos de únicas distribuciones dentales, impone a alterar los procedimientos y modificaciones indispensables en los conocimientos y instrucciones para restituir los tejidos en las situaciones dentales.

Por ello el análisis de la representación concierne con los diferentes materiales asociándose mediante la investigación con microscopía, es transcendental para posteriormente apreciarse la tenacidad a la cizalla entre el modulo y su recubrimiento.

La interfase de adherencia de distintos materiales de porcelana nos puede corroborar la durabilidad del trabajo protésico, por lo cual cabe sobresalir que la calidad de un trabajo estomatológico también será calificada en relación al tiempo, así mismo una funda o un puente metal porcelana tiene prolongada duración por su buena adherencia en la interfase, por consiguiente, será superior la condición de dicho trabajo beneficiando al paciente.

La compatibilidad química compromete una fuerza de adherencia suficientemente dura para resistir la tensión térmica transciende y residual. La constitución de una fuerte adherencia durante el horneado de la porcelana compromete la formación de una unión de óxido adherente a la aleación. La habilidad de este óxido integrado para saturar la porcelana permite la gasificación produciendo esta capa requerida y afable adhesión en su interfase.

## **CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

### **1.1 Descripción de la realidad problemática**

La generalidad presente en aleaciones procede de materiales inorgánicos. Un mineral es un material que se encuentra de manera nativa y del cual se consiguen sacar diferentes metales para su manejo. Las aleaciones poseen un conjunto de componentes químicos donde nos muestran las propiedades ópticas: estado denso a grados normales, exceptuado el hidrargirio que es un fluido; con opacidad, escasas protecciones delgadas; mejores transitorios eléctricos y térmicos; radiantes una vez pulidos su distribución translúcida se encuentra en estado sólido.<sup>1</sup>

Desde hace veinticinco años, las cifras y características de estas asociaciones aprovechables para reconstrucciones están desarrolladas de manera escasa, formando una distribución en la fusión con un ambiente muy pesado para el estomatólogo. Su componente con mayor significancia en la especificación presente en el cuidado biológico al ser una combinación es el desgaste.

La corrosión presenta una característica por el cual se obtiene derivaciones encima de otros complementos de la asociación, como por ejemplo la estética, la firmeza y la coexistencia. Considera que el estado tóxico en general, va ocasionar carcinogenicidad de fusión que trascienden los implementos sueltos de la fusión en cavidad oral en el proceso del deterioro. El cepillado bucal presente en las combinaciones consigue acrecentar su citotoxicidad in vitro, oposición a la ampliación obedeciendo mayormente al tipo de mezcla y las

Circunstancias del cepillado para que se originen inconvenientes al instante de ajustar estas combinaciones proporcionalmente.

Determinados innovadores descubren que los metales sueltos de aleaciones nobles y de alta nobleza son causantes de decoloración e hiperplasia del tejido gingival adyacente. Las interacciones biológicas de las aleaciones con los tejidos orales logran ser un conocimiento para los efectos particulares opuestos observados, pero asimismo hay distintos elementos que logran producir esas consecuencias clínicas como patologías generales (diabetes mellitus, enfermedad del torrente sanguíneo, escases vitamínica), tratamiento (drogas para la hipertensión, sedantes) y otros componentes como género, grupo etareo, fluido salivar o desconciertos psicológicos. La selección de la asociación es compromiso del estomatólogo, dicha selección debe estar establecida en evaluaciones económicas, propiedades químicas, propiedades físicas, deterioro y biocompatibilidad con correspondencia al deseo clínico anhelado. La experiencia clínica de años con restauraciones metal/cerámica nos permite conocer la efectividad de la unión entre metal y cerámica, aportándonos un porcentaje de fracturas de la porcelana de recubrimiento de un 3% a los quince años y entre el 9,5% y 13,6% a los cinco años. Taskonak B et al aportan en su estudio in vitro valores de fracaso del 50% en restauraciones con núcleos de disilicato de litio, pero esta vez no debido al fracaso de la porcelana de recubrimiento, si no debido al fracaso de las restauraciones a nivel de los conectores.<sup>1</sup> Sin embargo los estudios clínicos actuales en restauraciones revelan una tasa de fracturas de la cerámica de recubrimiento que oscila entre

el 6-15% en un plazo de tres a cinco años, siendo estas fracturas de la porcelana de recubrimiento el fracaso más frecuente en las restauraciones de zirconia.

Actualmente Christensen RP et al. reportan valores tan altos como el 56% de frustraciones a los tres años.<sup>1</sup> Las restauraciones metal/cerámica fueron y son posibles gracias a los subsiguientes factores: formación de una adherencia resistente entre metal y cerámica, existencia de coeficientes de expansión térmica entre ambos similares, bajo punto de fusión de las porcelanas que se unen al metal y aleaciones que son resistentes a la distorsión a las temperaturas de fusión de la porcelana. Para que esta unión sea efectiva, es necesaria la unión química mediante la innovación de una capa de óxidos en el metal que instaure enlaces covalentes e iónicos con los átomos de la cerámica. De esta forma Dundar M. consideran que cosechar información sobre la mejora en combinación entre los núcleos de porcelana y la cerámica de revestimiento, afectaría a los médicos a anunciar probable de laminados de la porcelana de recubrimiento a la categoría de su interfase en la adherencia.<sup>2</sup> La seccionada experiencia clínica y los escasos estudios in vivo elaborados en la utilización de restauraciones de zirconia, lleva a proyectarse si la adherencia entre estos núcleos cerámicos y las porcelanas de recubrimiento será tan efectiva como para proporcionar seguridad en su aplicación a largo plazo.<sup>1</sup>

La presente investigación buscó estimar si coexiste diferencias entre la interfase metal porcelana IPS d. SIGN y metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX-3. Para calcular la aplicación de ellas al momento del tratamiento protésico, para nuevas prácticas a futuro que permitan a la población mantener una buena salud bucal en base a su calidad de vida.

## **1.2 Formulación del problema**

### 1.2.1 Problema principal

- ¿Existe diferencias entre la interfase metal porcelana IPS d. SIGN y metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX -3?

### 1.2.2 Problema secundario

- ¿Cuánto es el promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana IPS d.SIGN?
- ¿Cuánto es el promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana Noritake Super Porcelain EX3?

## **1.3 Objetivos de la investigación**

### 1.3.1 Objetivos Principal

- Determinar si existe diferencias entre la interfase metal porcelana IPS d.SIGN y metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX -3.

### 1.3.2. Objetivos secundarios

- Identificar el promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana IPS d.SIGN.
- Identificar el promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana Noritake Super Porcelain EX3.

#### **1.4. Justificación de la investigación**

El análisis argumenta hipotéticamente porque genera fuentes de información para todos aquellos involucrados con la salud dental, es decir tanto odontólogos como técnicos dentales ya que tienen comprensión de los incomparables componentes manipulados en la odontología. Este estudio tiene justificación clínica y práctica porque demuestra cómo la interfase de unión es fundamental para la prolongación en la duración de las coronas y puentes de diversos materiales en las diferentes formas que se le da uso en la odontología. La unión del metal y la porcelana es un punto crítico en la preparación, porque el metal si tiende a ser de mala calidad, es más susceptible a fracturas. Por ello, este estudio analiza el éxito o fracaso de las restauraciones en metal - porcelana. Facilita la adaptación en el momento de colocar en boca a un paciente y a la vez orientar al odontólogo para que conozca el material que se va a utilizar.

La ejecución del actual investigación se basa en la insuficiencia de proporcionar al odontólogo cuál de los materiales IPS d.SIGN y NORITAKE Super Porcelain EX -3 presenta una mejor unión en su interfase del cual nos va a proporcionar información necesaria para mejorar la visión referente al uso de los materiales adecuados para la práctica odontológica diaria, subvencionando al perfeccionamiento de la condición de existencia y el estado del bienestar del paciente al realizar sus tratamientos con materiales de alta calidad evitando los fracasos en un tiempo prologando respectivamente.

#### **1.4.1 Importancia de la investigación**

Los hallazgos que deriven del estudio es importante para el odontólogo seguido de técnicos dentales para incrementar sus conocimientos sobre la interfase metal porcelana. Sin embargo los resultados que se obtengan a partir de este trabajo de investigación son de suma importancia para la comunidad estomatológica, desde estudiantes de pregrado hasta especialistas por que generará elementos que puedan utilizarse para investigaciones futuras.

#### **1.4.2 Viabilidad de la investigación**

El análisis fue financiado según recursos monetarios propios del investigador sin embargo el investigador se va a realizar un préstamo personal para realizar dicho estudio; de tal manera el proyecto requiere de un financiamiento mayor avance con la suficiente dirección de investigación principal proporción en el internet, revistas, libros etc.

#### **1.5. Limitaciones de estudio**

Las limitaciones de estudio fue básicamente la disponibilidad de tiempo para el análisis de las muestras, porque tenía que coincidir con los horarios del laboratorio sin interferir en las clases de la Facultad de Ciencias de la casa de estudios nacionales de Ingeniería, Lima.



## CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO

### 2.1 Antecedentes de la investigación

#### 2.1.1 Antecedentes internacionales

**Jetti RR. (2015)** India evaluó la fuerza de unión al cizallamiento de la cerámica Feldspathic CAD / CAM con Dentin utilizando los agentes de unión Prime & Bond NT, XenolIII y los tratamientos superficiales <5% de ácido hidrofúrico, ácido hidrofúrico combinado con agente de acoplamiento de silano. Se fresaron cuarenta cilindros con 6 mm de ancho y 5 mm de alto de CEREC Blocs mediante tecnología CAD / CAM. Los bloques de Cerec se unieron para grabar la superficie del diente recién extraída utilizando un autorretrato y un adhesivo de grabado total. Las muestras se dividieron en 4 grupos. Los cilindros de Grupo A1- Cerámica se trataron con <5% de HF y se unieron usando Prime & Bond NT y Variolink II. Grupo A2- tratado con <5% de HF y agente de acoplamiento de silano y unido como el grupo A1. Grupo B1 - tratado con <5% de HF y unido usando Xenol III y Variolink II. Grupo B2- tratado con <5% de HF y agente de acoplamiento de silano, y unido como el Grupo A3. La resistencia al cizallamiento se evaluó después de 24 horas mediante almacenamiento en agua destilada en la máquina de prueba universal Instron 3385 con fuerza de 10 KN. La distinción estadística se realizó utilizando un examen de t de Student y de Lavene. En estimación de  $p < 0.05$  muestra una diferencia significativa en la resistencia de la unión entre A1 y A2 & B1 y B2. El uso de un intermediario de unión de silano a la superficie de cerámica después del grabado con ácido fluorhídrico aumentó la fuerza de adhesión con ambos agentes de unión. La prueba t de Student reveló un efecto significativo de la silanización.<sup>2</sup>

**Lungareze D. (2015) Brasil** realizó un estudio que tuvo como objetivo evaluar la influencia del espesor de la infraestructura en Zirconia (3Y-TZP) en la resistencia mecánica de la cerámica de proyección. En el caso de que se realizará una confusión en el cálculo de la fractura de carga, el maxillary first molar se preparó para realizar tres variaciones en las zonas ocultas: Grupo I - 1 mm, Grupo II - 2 mm y Grupo III - 3 mm. El grosor de  $1.1 \pm 0.1$  mm de porcelana VITA VM9 será aplicado por la técnica de la técnica de precisión. La carga axial se ha aplicado a la medial lingual cusp por medio de una máquina de ensayo mecánica (N = 45). Las medidas se realizaron cerca de la superficie y la interfaz con zirconia. Se concluye que la zirconia idoses no afectan a la porcelana resistencia de los corazones, la rigidez y la fractura de la rigidez y la adhesión entre el cercado.<sup>3</sup>

**Kaplan A. (2015) Argentina** desarrolló un estudio cuyo objetivo fue aplicar la técnica de irradiación sonora (AE) en la especificación de unión metal / cerámica bajo la acción de una carga. Las ondas elásticas producidas en cualquier material cuando se someten a fuerzas, se conocen como AE. Para evaluar el comportamiento del material, las ondas son detectadas por sensores piezoeléctricos. En esta investigación, el enlace metal / cerámica se estudió mediante una prueba de flexión de tres puntos. Los resultados de los parámetros de AE se correlacionaron con el tratamiento térmico y de superficie realizado en los sustratos. Se concluye que estos cambios afectan la adherencia metal-cerámica.<sup>4</sup>

**Kai Chum L. (2016) China** determinó la dureza y la fuerza de adhesión en la interfaz de porcelana a aleación. Se fabricaron 15 muestras de Co-Cr enchapadas en porcelana de dos capas de cada grupo de aleación [fundición, pulvimetalurgia (PM), CAD / CAM (CC)]. Se probaron 12 muestras de dos capas

utilizando la prueba de adhesión de velocidad de liberación de la tensión de deformación de cuatro puntos. Un antes y un después de la muestra de cocción de porcelana de cada grupo de aleación se analizaron en la interfase a granel y metal-porcelana para determinar las propiedades mecánicas. La difracción de retrodispersión de electrones se utilizó para determinar la microestructura y la fase de las áreas indentadas. Los resultados obtenidos de la prueba de velocidad de liberación de energía de tensión de doblez de cuatro puntos indicaron la mayor energía de adhesión de 92,15 J / m<sup>2</sup> observada en la aleación de Co-Cr producida por CC. La prueba de nano-indentación indicó valores de dureza mayores de 4.6-6.1 GPa en la interfase metal-porcelana en comparación con la masa, que tenía valores de dureza de 3.1-3.9 GPa. Se concluye que se encontró que la adhesión de la aleación a la porcelana estaba inversamente relacionada con la dureza de la capa interfacial en la superficie de la aleación. Se encontró que la menor dureza interfacial iba acompañada de una mayor energía de adhesión debido a la energía plástica adicional consumida durante la propagación de grietas a lo largo de la región de interfaz más dúctil de la aleación.<sup>5</sup>

**Inokoshi M. et al Tokyo (2016)** tuvo como objetivo caracterizar morfológicamente y químicamente la interfaz cerámica de recubrimiento de zirconia. Se investigaron tres condiciones de recubrimiento de zirconia: 1) cerámica de recubrimiento de zirconia cocida en circonio arenado, 2) cerámica de recubrimiento de zirconia en zirconia sinterizada, y 3) cerámica de recubrimiento de alúmina (menor coeficiente de expansión térmica [CTE]) en como Circonitas Se examinaron muestras pulidas de zirconia enchapada en cerámica con corte transversal utilizando microscopía electrónica de barrido con

pistola de emisión de campo (Feg-SEM). Además, se examinaron secciones transversales de interfaz de revestimiento de circonio adelgazado con ion argón utilizando microscopía electrónica de transmisión (STEM) - espectrometría de rayos X de dispersión dispersiva (EDS) a alta resolución. Finalmente, se analizó cuantitativamente la interfase cerámica de revestimiento de zirconia para determinar la alteración del ciclo tetragonal a monoclinica y la tensión residual mediante espectroscopia micro-raman ( $\mu$ Raman). Feg-SEM reveló interfases ajustadas para las 3 condiciones de recubrimiento. La microscopía electrónica de transferencia de mayor imagen (HRTEM, por sus iniciales en inglés) reveló una zona transformada de aproximadamente 1.0  $\mu$ m en la zirconia con chorro de arena, en la que ya no se podían observar distintos granos de zirconia. Se detectaron límites de grano recto y esquinas de grano angular hasta la interfaz de zirconia y cerámica de recubrimiento de alúmina con zirconia sinterizada. Se concluye que la diferencia en el CTE de la zirconia en comparación con la cerámica de recubrimiento dio como resultado una tensión de tracción residual desfavorable en la interfaz de cerámica de recubrimiento de zirconia.<sup>6</sup>

**Yanjin L. et al. (2016) China** realizó un objetivo para evaluar la resistencia de la unión de metal-porcelana de la aleación CoCrWCu mediante una prueba de flexión de tres puntos, mientras que la aleación CoCrW libre de Ni se usó como control. El contenido de oxígeno fue investigado por un analizador elemental; La espectroscopia fotoelectrónica de rayos X (XPS) se empleó para determinar la composición química superficial de la aleación basada en CoCrW después del tratamiento de preoxidación; el modo de fractura se investigó mediante análisis de espectro de energía de rayos X (EDS) y microscopio electrónico de barrido (SEM). El resultado del análisis del contenido de oxígeno mostró que el contenido

de oxígeno aumentó dramáticamente después de la adición de Cu. Y el XPS sugirió que la cooxidación, Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, CrO<sub>2</sub>, WO<sub>3</sub>, Cu<sub>2</sub>O y CuO existían en la superficie preoxidada de la aleación de CoCrWCu; la prueba de flexión de tres puntos mostró que la resistencia de la unión de la aleación CoCrWCu fue de 43.32 MPa, que fue inferior a la del grupo CoCrW de 47.65 MPa. Por consiguiente, la resistencia media de la adherencia del metal y porcelana es significativamente elevado que el valor mínimo en la norma ISO 9693. Los resultados de las imágenes SEM y EDS indicaron que el modo de fractura de CoCrWCu-porcelana se mezcló entre cohesivo y adhesivo. Se concluye que encima de la base de los resultados conseguidos en la investigación, se puede indicar que la aleación de CoCrW que contiene Cu fabricada por la fusión selectiva por láser es un candidato prometedor para su uso en aplicaciones dentales.<sup>7</sup>

**Lakshmi M. et al (2016) Alemania** desarrollo un estudio que tuvo como objeto describir la dureza de la adherencia por cizallamiento en las restauraciones de metal fundido de porcelana reparada mediante el uso de diferentes tipos de materiales restauradores compuestos disponibles comercialmente. Evaluar la adaptación más cercana del compuesto y la cerámica en la interfaz de fractura. El estudio se realizó en 43 muestras de prueba con 10 muestras en el grupo de control y 11 muestras en cada uno de los tres grupos de prueba (Ivoclar, 3M, Dentsply). De las 11 muestras en cada grupo de prueba, 10 muestras se analizaron para establecer la resistencia al cizallamiento utilizando la Máquina de prueba universal de Lloyd (tipo de piso) y 1 muestra se probó para la adaptación de la interfaz de unión. Los resultados obtenidos muestran que la resistencia de la unión al cizallamiento mostró un valor promedio de 24.08 par

el grupo A, 9.14 para el grupo B, 8.24 para el grupo C y 6.27 para el grupo D. Valor máximo de la resistencia a la unión al cizallamiento del material restaurador compuesto con porcelana y la subestructura metálica se obtuvieron con el grupo B (Ivoclar) seguido del grupo C (3M) y el grupo D (Dentsply). La adaptación de la interfaz de unión fue más cercana para el material restaurador compuesto de Ivoclar que para otros materiales. Se concluye que el resultado del estudio muestra que el material restaurador compuesto de Ivoclar podría proporcionar una mejor resistencia de adhesión y adaptación de la interfaz de unión en comparación con otros materiales de reparación.<sup>8</sup>

**Aldaz LN. (2017) Ecuador** tuvo como proposito valorar la firmeza a la fragmentación de fundas de ceramicas de disilicato de litio trazadas en el programa CAD CAM con labrado estructural y no estructural. Contiene esta observación una muestra de 46 piezas de ivoirina con fundas de ceramicas de disilicato de litio fraccionadas en dos distribuciones, una distribución A de 23 piezas dentarias presentando labrado estructural y una distribución B de 23 sin labrado estructurado, arregladas con fresa troncocónica y fresas para pulir proporcionalmente, trazadas con CAD CAM fueron aplicadas con un único cemento Relyx U 200 Next de autograbado con moléculas de MPD. Se encontró una medida de resistencia a la fractura 1998, 00 N que resulto más elevado que la estructura que el labrado no estructural con 1271. 35 N. Se concluyo que la resistencia a la fractura de las fundas de vitro ceramicas de disilicato de litio elaboradas con programa CAD CAM es elevado con tallado anatómico que con escultura no estructural.<sup>9</sup>

**Gavilanes NA. (2017) Ecuador** investigo la variación en el plano microscópico y la resistencia de la cerámica feldespática aplicadas a incomparables sistemas de pulido. El grupo estuvo constituido por treinta discos metal cerámicos designados aleatoriamente. Se constituyeron de tres grupos de investigación, cada uno distribuido con diez muestras. Grupo 1 (G1) grupo control: metal cerámico glaseada sin desgaste ni brillo. Grupo 2 (G2) metal porcelana; corroída y con brillo con el programa (Diatech Shapeguard Ceramic Trial Pack. COLTENE), distribución 3 (G3) metal porcelana; desgastada y pulida con el método (Ceramic Polisher Kit. Jota). Se empleo el micro durómetro marca Vickers, Metkon Duroline M. La rugosidad con un perfilómetro BRUKER DEKTAK XT mientras que las alteraciones fueron analizadas con un microscopio electrónico de barrido (SEM) TESCAN MIRA 3 FEG. Los promedios de resistencia en Vickers (HV) de los sujetos de estudio fueron G1 con 530,37 HV, G2 con 525,72 HV y G3, con 513,16 HV. La media de la rugosidad en micras ( $\mu\text{m}$ ) de la cerámica feldespática, G1 con 9,93  $\mu\text{m}$ , G2 con 13.89  $\mu\text{m}$  y G3 con 18.84  $\mu\text{m}$ . La variación de planos visualizados en el SEM, G1 mostró una extensión lisa, sin embargo, las distribuciones G2 y G3 mostraron un plano rugoso en asociación al grupo control. Se concluyo que no hubo diferencias significativas en la cerámica feldespática. Respecto a la rugosidad microscópicamente se encontró las rugosidades en la cerámica desgastada y pulida fue mayor que el de la cerámica glaseada.<sup>10</sup>

**Tripathi (2018) India** evaluó los cambios en la interfaz ceramometal inducidos por la absorción de energía térmica, usando espectroscopía de rayos X de

difracción de energía (EDS) y microscopía electrónica de barrido (SEM) y correlaciona estos cambios con la fuerza de unión al cizallamiento de la aleación de níquel cromo. Se prepararon setenta y cinco tiras de aleación de níquel-cromo (20 mm de largo, 5 mm de ancho, 3 mm de espesor) y se estratificaron con porcelana, conforme a la especificación ANSI / ADA no. 38 (para sistemas de restauración dental metal-cerámica: 2010). Estos especímenes de prueba se dividieron por igual en tres grupos. Las muestras de cada grupo (25) se dispararon a un rango de temperatura específico, es decir 700 ° C, 900 ° C y 960 ° C. SEM y EDS se realizaron en todas las muestras, en la interfaz de aleación metálica / cerámica. La unión de la capa cerámica a la aleación metálica se evaluó mediante una prueba de resistencia al cizallamiento según la especificación ANSI / ADA no. 38. Se empleo la prueba ANOVA Y Tukey HSD. Las imágenes SEM de la interfase de porcelana / aleación de metal revelaron la rugosidad de la superficie de la aleación metálica adyacente a la capa cerámica. La resistencia media del esquileo mostró una tendencia ascendente hasta 900 ° C y disminuyó a partir de entonces. La formación de compuestos intermetálicos en la interfaz, en presencia de una zona de agotamiento de oxígeno, fue el factor principal en la unión de la aleación de porcelana a metal. Esto proporciona un nuevo concepto de unión ceramometal.<sup>11</sup>

**Ortega V. (2018) Brasil** desarrollo una enseñanza para estimar la interfase de la adherencia de cerámica al metal no noble mediante el examen del ensayo de emisión resonante, que solicita una probeta forjada de bajo norma. En los productos obtenidos visualizamos que en el momento del inicio se desprende, al desmoronarse la carga, se suscitaba una circunstancia de amplitud próxima a 93 dB en todos los sucesos. En la muestra se da un ejemplo por medio de una gráfica



dónde se simboliza la Amplitud en dB (rosa) y la carga en Kgf (azul), ambas como actuaciones en el tiempo de ocurrencia expresado en segundos. Se concluye que las particularidades de la configuración de ondas de las señales de EA, en particular un parámetro distribuido a la energía de las ondas P con el fin de archivar para incomparables contextos de adherencia.<sup>12</sup>

### **2.1.2 Antecedentes nacionales**

**Ocampo J. (2019) Lima** desarrollo un estudio que tuvo por propósito es valorar la consecuencia de diferentes tratamientos de la superficie en la pigmentabilidad de la cerámica después de inmersión en solución de tinción. **Materiales y Métodos:** Se realizaron 44 discos de 10 mm de radio y 3 mm de espesura. Las muestras se asignaron aleatoriamente entre 4 grupos experimentales (n=11) recibiendo tratamiento de la superficie de acuerdo a los diferentes grupos M, H, B, L. (n=10) fueron distribuidas para evaluación del color y Rugosidad (RU) y una muestra de cada grupo utilizada para análisis por microscopía electrónica de barrido (MEB).). En las microfotografías del área que se realizó análisis cualitativo/descriptivo. **Resultados:** En la (RU) comparada antes y después de la inmersión para cada grupo, no se observó diferencia estadística ( $p > 0.05$ ). Al comparar los tipos de pulimento antes de la inmersión se observó diferencia entre el grupo L con los demás M, H, B ( $p < 0.05$ ). En el análisis de los grupos después de la inmersión, hubo una diferencia del grupo L con B y M ( $p < 0.05$ ). Al comparar la alteración de color, después de la inmersión, hubo diferencia entre todos los grupos ANOVA ( $p < 0.05$ ). En el análisis por (MEB) todos los grupos presentaron superficies parcialmente porosas; sin embargo, las barnizadas produjeron el mejor resultado grupos H y B. Se concluye que la textura de la superficie es un factor importante en la pigmentabilidad de la cerámica, los materiales barnizados

mostraron menor alteración del color.<sup>13</sup>

## **2.2 Bases teóricas**

### **2.2.1 Cerámicas dentales**

Son determinadas como elementos inorgánicos que no disponen de aleación, elaborado a altas temperaturas. A partir de un medio de visualización física, las porcelanas y cristales son catalogados por ser componentes de elevada firmeza a la compresión con disminución a la firmeza de resistencia por lo que consiguen ser quebrantados a presiones muy descendidas. Así, las porcelanas dentales exponen consecuencias desastrosas al estiramiento en asimilación con otros elementos estomatológicos, en los metales, por ejemplo, los cuales muestran flexibilidad y maleabilidad reconocimientos al ambiente interatómica de la nube de electrones simultáneos, los que logran cómodamente transportar la energía aplicada, la influencia de ser fantásticos manejadores térmicos y eléctricos, lo que no sucede en las cerámicas<sup>10</sup>. Sin embargo, los procedimientos porcelánicos, al ser manipulados en la sustitución corporal y funcional de los tejidos dentales deteriorados, son considerados altamente estéticos, constantes cromáticamente, invulnerables a la fricción y no forman resistencias de reacción al ser confrontadas con las aleaciones. Clínicamente las reconstrucciones indirectas de porcelana muestran alta conducta prolongada que las reconstrucciones directas de resinas compuestas, fundamentalmente en las cuantificaciones estéticas, físicas y de firmeza al deterioro<sup>7</sup>. La conservación de las reconstrucciones de porcelanas de silicato labradas en el programa CAD/CAM como CEREC (Sirona, Siemens, Germany) a 10 años son semejantes con las tasas de sobreexistencia de las restauraciones coladas de oro, es decir, tienen bajas tasas de falló, de aproximadamente 0,7% al año.<sup>18,19</sup>

### **2.2.2 Reseña histórica de la aplicación de las cerámicas en la odontología**

En 1770 el experto en química Alexis Duchateau en una tentativa de alterar su hediondo y matizada ortopedia estomatologica pidió la contribución al estomatologo parisino Nicholás Dubois de Chémant, quienes laboraron en diferentes enunciaciones usaron los hornos de elevadas tecnologías de la empresa de ceramicas Guehard, hasta que en 1774 obtuvieron fabricar la prótesis dental para Duchateau. Chémant se fue de la sublevación francesa hacia Inglaterra y allí, en contribución con Josiah Wedgegood laboró purificando los enunciaciones de modo de lograr superior transparencia, formando fórmulas apreciadas en feldespato peculiaridad propia de las cerámicas actuales de silicato. En 1808 el odontólogo italiano Giuseppangelo Fonzi maneja por primera vez la porcelana para el reemplazo de dientes, mediante piezas protésicas individuales que tenían un pin de alambre de platino como elemento de contención a una distribución metálica, lo que aportó estética, reparabilidad y contingencia de elaborar prótesis parciales.<sup>20</sup> En los años siguientes el progreso de las cerámicas dentales se trasladó a EEUU. En Detroit, el Dr. Charles Land, en 1888 fue el que primero creó inlays cerámicos en siluetas de platino. Posteriormente, en 1894 se implanta el uso del horno de electricidad, y en 1896 las porcelanas de baja fusión. En totalidad de las cerámicas o porcelanas dentales son distribuciones inorgánicas no metálicas, que abarcan esencialmente combinados de oxígeno con uno o más conformadas como Al, Ca, Li, Mg, P, K, Si, Na, Ti y Zi, siendo diferentes las asociaciones compuestas solo por un único compuesto. Un número importante de porcelanas dentales sujetan un proceso cristalino y otra de vidrio según la distribución del Sílice. El acostumbrado ejemplo de esta estructuración es la porcelana feldespática, que está compuesta

esencialmente por un medio de matriz de vidrio ( $K_2O - Al_2O_3$ ) y una o más procesos cristalinos como por ejemplo la leucita  $K(Si_2Al)O$ . Las cerámicas feldespáticas convencionales poseen sílica ( $SiO_2$ ), feldespato de potasio ( $K_2O, Al_2O_3, 6SiO_2$ ) y/o feldespato de sodio ( $Na_2O, Al_2O_3, 6SiO_2$ ) y el descenso de la proporción tienen caolín (4%) cuya fundamental opción es adherencia a las partículas. Al mezclarse con agua, el caolín se hace gomoso y apoya a asociar los elementos de porcelana mojadas, acaudalando el proceso vítreo.<sup>21</sup>

### **2.2.3 Clasificación de las porcelanas odontológicas**

Preexisten diferentes facciones de porcelanas estomatológicas usadas en estomatología restauradora las que comúnmente emplean desiguales criterios, entre ellos, según:

- i. Aplicación o Indicación: preliminares, posteriores; carillas, postes y núcleos; derretida sobre metal, manchada y glaseada.
- ii. Elementos: alúmina natural, zirconio puro, vidrio de sílice y vitro-porcelánico inicial de leucita o de litio.
- iii. Técnica de elaboración: totalmente sinterizadas, parcialmente condensada, impregnadas por vidrio, modeladas o condensadas, coladas e inyectadas, torneadas o maquinadas por medio de copadoras o fresadoras a través del programa CAD-CAM.
- iv. Temperatura de horneado o fusión: menor ( $900 - 1080^{\circ}C$ ), intermedia ( $1080 - 1260^{\circ}C$ ) o elevada fusión ( $1260 - 1400^{\circ}C$ ).
- v. Microestructura: vítreas, cristalinas y de vidrio con cristal.
- vi. Translucidez: opacas, traslúcidas y transparentes.
- vii. Cizallamiento a la fragmentación y abrasividad.<sup>22</sup>

Sin embargo esto formaría una mayor inestabilidad, se pudieron agrupar en 4 superiores categorías, tal como se oculiza en la Tabla N.º I.

Tabla I

Clasificación de Giordano y McLaren (2010)

Categoría 1	Sistemas basados en vidrio, principalmente sílice.
Categoría 2	Sistemas basados en vidrio, principalmente sílice, con rellenos generalmente cristalinos, como lo son con leucita o recientemente con disilicato de Litio o diferentes vidrios de alta fusión.
Categoría 3	Sistemas basados en cristales con relleno de vidrios principalmente alúminas.
Categoría 4	Sistemas sólidos policristalinos como alúmina y zirconia

**Fuente:** Saavedra R., Iriarte R., Oliveira O., Moncada G. Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. Acta Odont Venez 52.art21 (2014).<sup>23</sup>

Otra llamativa distribución elaborada por Griggs en el 2007<sup>23</sup>, que concierta la clasificación por contextura e indicación de Kelly del año 2004, con la clasificación según técnica de elaboración, se arraiga en el fundamento que las cerámicas de comparación o igual composición pueden ser diseñadas por diferentes estrategias de laboratorio, donde cada método de elaboración resulta en incomparables defectos exactitud en el arreglo y particularidades de traslucidez. Estas disconformidades corresponderían ser importantes para el tratante puesto que conmueven la conducta clínica de la porcelana.<sup>23</sup> Esta distribución exhorta 4 agrupaciones tal como se visualizar ver en la Tabla N.º II.

Tabla II Clasificación de Griggs según métodos de fabricación.

Condensación de polvo	Método tradicional utilizado para la formación de la porcelana basada en el uso de polvo húmedo de porcelana con un pincel y remoción de los excesos de humedad para compactar las partículas el polvo. Adicionalmente el polvo es compactado por el flujo viscoso de los componentes vídriosos durante el fundido bajo vacío. Las partículas cristalinas le proporcionan resistencia al material y a escala microscópica estas no están conectadas entre sí, sino que se presentan separados por regiones de vidrio. La naturaleza porosa y discontinua de la fase cristalina es responsable de la baja resistencia mecánica. Estas cerámicas son altamente traslúcidas por lo que son aplicadas a carillas y núcleos como cerámica de recubrimiento <sup>10, 18-23</sup> .
Infiltradas o Slip Cast	Se efectúa por medio de un molde generalmente de yeso. Implica una réplica negativa con la geometría deseada y sobre la cual se construye la infraestructura de cerámica aluminosa porosa, que luego es completamente sinterizada e infiltrada con vidrio en base a lantano resultando dos fases: la de vidrio y la de infraestructura cristalina. Pueden presentar mayor resistencia a la fractura que las confeccionadas por condensación de polvo por el fortalecimiento de las partículas cristalinas que forma una red continua. Este método ha sido utilizado en odontología solo por el sistema In-Ceram (Vita-Zahnfabrik). Su limitada aplicación probablemente se debería a que el método requiere complicada serie de etapas, que presentan un gran desafío para el logro de precisión en el ajuste y pueden resultar defectos en la cara interna que debiliten el material por la incompleta infiltración del vidrio. Las cerámicas coladas basadas en alúmina contienen en volumen 68% de alúmina, 27% de vidrio y 5% de poros y presentan problemas de opacidad. Las tipo spinell mejoran la traslucidez obteniendo resultados similares a las cerámicas prensadas de disilicato de litio a expensas de sus propiedades mecánicas <sup>24-27</sup> .
Coladas a presión	Fabricadas por el método de la cera perdida, se utiliza cerámica dental prensable, que son lingotes de estructura cristalina distribuidas en un material de vidrio. Su estructura es similar a la condensable de polvo pero con menor porosidad por su sistema de fabricación, donde un tratamiento térmico transforma parte del vidrio en estructura de cristales, este proceso es controlado y determina un material homogéneo. En el laboratorio este material se calienta a temperaturas que lo tornan altamente viscoso y lentamente son presionados a la cámara de colado. La ventaja de este sistema se basa en que los laboratoristas están entrenados con colados metálicos y logran precisos ajustes con el método de la cera perdida. Contrario a la creencia, el alto contenido cristalino y la ausencia de poros, no necesariamente aumenta la resistencia a la fractura. Las cerámicas prensables se utilizan para núcleos o casquetes y restauraciones monolíticas como inlays, onlays, carillas y coronas completas <sup>25, 26, 28</sup> .
CAD-CAM	Cubos o lingotes de cerámica tallados por herramientas controladas por computador. En el caso de cerámicas presinterizadas, los cubos son porosos y es posible tallarlos sin fracturas cerámicas. En el caso de las no sinterizadas deben ser sinterizadas posteriormente para eliminar la porosidad y el computador debe compensar la contracción que ocurrirá en el sinterizado para lograr precisión en el ajuste. En los últimos años se ha incrementado su uso para inlay/onlay, núcleos, pilares protésicos sobre implantes y estructuras complejas <sup>29, 30</sup> .

**Fuente:** Saavedra R., Iriarte R., Oliveira O., Moncada G. Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. Acta Odont Venez 52.art21 (2014).<sup>23</sup>

Todas las clasificaciones previas son estimadas, desordenadas y de complejo entendimiento para su uso clínico. Podría obtener un mejor entendimiento si se intenta esclarecer su contextura y propiedades físicas, las que están estrechamente relacionadas a su microestructura, inspirada por la cantidad y tipo de procesos vítro-cristalinas. Junto con descubrir las etapas de elaboración a través de los cuales se desarrolla y que otorgan identificar la mejor observación para cada aspecto clínico.<sup>23</sup>

#### **2.2.4 Clasificación de las cerámicas según composición**

Catalogar las porcelanas por su estructura, nos admite asociar a estos materiales con su utilidad, aplicación, peculiaridades físico-mecánicas y manejo clínico del elemento.<sup>23</sup> De esta manera, se sugiere la siguiente distribución, tal como se observa en la tabla N.º III:

Tabla III.- Clasificación según composición

<p><b>I. Cerámicas de Silicato o Feldespáticas:</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>a. Convencionales</li><li>b. Aluminosas</li><li>c. Reforzadas<ul style="list-style-type: none"><li>i. Con leucita:</li><li>ii. Con disilicato de Litio</li></ul></li></ul> <p><b>II. Cerámicas de Óxido:</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>a. De óxido de alúmina</li><li>b. De óxido de Zirconio</li></ul> <p><b>III. Cerámicas vítreas o Vitrocerámicas</b></p>
---

**Fuente:** Saavedra R., Iriarte R., Oliveira O., Moncada G. Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. Acta Odont Venez 52.art21 (2014).<sup>23</sup>

Porcelanas de Silicato o Feldespáticas: En su forma y elementos prevalece una fase vítrea (compuesto sin vida no metálico que le falta estructura cristalina), estructurada de feldespato (75-85%), de la cual se rigen principalmente las propiedades visuales y de un proceso cristalino compuesto principalmente por

cuarzo SiO<sub>2</sub> (15-80%), leucita (0-55%), alúmina Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (11-60%), caolín Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-SiO<sub>2</sub>-2H<sub>2</sub>O (0-5%) y por pigmentos constituidos por óxidos metálicos (1%), tal como se puede visualizar en la Tabla N.º IV.

Tabla IV Cerámicas de silicato

Estructura	Componentes	Proporción	Propiedades
Fase Vítrea	Feldespato de Al y K	75-85%	Conforman la matriz vítrea y otorgan propiedades ópticas
Fase Cristalina	Cuarzo	15-80%	Resistencia mecánica
	Leucita	0-55%	Compatibiliza CET para núcleos metálicos
	Alúmina	11-60%	Resistencia mecánica
	Caolín	0-5%	Permite el moldeo y actúa como opacante
	Pigmentos	1%	Proporciona los efectos de color y fluorescencia

**Fuente:** Saavedra R., Iriarte R., Oliveira O., Moncada G. Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. Acta Odont Venez 52.art21 (2014).<sup>23</sup>

La diversa versatilidad en la compensación de sus componentes integrantes alega a su clasificación de esta distribución de porcelanas y son los dos periodos en su lazo las que establecen definitivamente su conducta clínica respecto a sus propiedades físico-mecánicas y estéticas.<sup>23</sup>

**-Convencionales:** Son porcelanas de contextura simple, contienen 75 a 85% de feldespato de Potasio (K<sub>2</sub>O-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-6(SiO<sub>2</sub>) o feldespato de Sodio Na<sub>2</sub>O- Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-6(SiO<sub>2</sub>) o ambos, cuarzo SiO<sub>2</sub> (46-66%), leucita K(Si<sub>2</sub>Al)O<sub>6</sub> (5-25%), alúmina Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (11-17%), caolín Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-SiO<sub>2</sub>-2H<sub>2</sub>O (3-5%) y los pigmentos (1%) Tienen una fuerza al estiramiento de 80-90 MPa. Son estimadas como porcelanas de disminuida contextura y son manejadas principalmente como cerámicas de recubrimiento de subestructuras metálicas (nobles, metal base o Titanio) o porcelanas (de óxido de alúmina o de óxido de zirconio), correspondiendo tener un coeficiente de expansión térmica compatible. En su gran totalidad pueden



manipularse por el técnico laboratorista mediante remodelado con pincel (Vita VM7, Vita VM9 VM15, IPS inline); aunque también existen para ser prensadas e inyectadas (IPS emaxZir-Press, IPS LinePOM, Vita PM9).<sup>23</sup>

**A. Aluminosas:** En 1965, Mc Lean y Hughes demostraron en los estudios la formulaciones de la cerámica feldespática, consiguiendo elevar la resistencia a la flexión a 180 MPa usando el acoplo de elementos de óxido de alúmina en al menos un 50%.<sup>23</sup> En si son respetadas porcelanas de intermedia dureza y estan manipuladas por reparaciones monolíticas en la zona anterior como carillas estéticas o en el área de atrás como inlays y onlays. Asi mismo, incluso pueden usarse como núcleo de carillas o fundas en dientes anteriores, las que deben ser recubiertas con las porcelanas simultáneas más belleza del sub-grupo anterior. Son manobriadas por instancia de modelado con brocha (Vitadur N, Vita Omega 900, Esthetic Line), o por torneado o maquinado a través del programa CAD-CAM (Mark II, Triluxe).<sup>23</sup>

**B. Reforzadas:** Forma porcelana que conservan mayor fracción del elemento fundamental de las cerámicas de aplicación estomatológica convencional, pero se fundamentan en ellas variaciones que fortalecen sus propiedades físico-mecánicas y superan sus propiedades ópticas-estéticas. Se tantean dos subgrupos:

**I.- Reforzadas con leucita:** Su período cristalina está concertada principalmente de cuarzo (40-63%) contienen leucita K ( $(\text{Si}_2\text{Al})\text{O}_6$ ) (40-55%), alúmina  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (18-20%), por lo que necesita llegar a una dureza a la flexión de 160 a 300 MPa. La perfecta distribución de los cristales de leucita que se obtienen después del prensado y enfriamiento alcanzan aumentar la resistencia sin afligir abundantemente la traslucidez. Son manejadas principalmente para subestructuras de carillas, fundas y prótesis fija plural de 3 piezas anteriores que pretenden ser revestidas con porcelanas convencionales, no obstante también

logran ser aplicadas como reconstrucciones monolíticas que para conseguir la belleza apropiada deben ser "maquilladas" con porcelanas fundamentalmente concebidas para estos efectos. Las reconstrucciones de este tipo de cerámica son esencialmente conseguidas aplicando el prensado e inyectado (Empress Esthetic-ex Empress 1, OPC, Finesse, Cerogold), aunque también originan para ser modeladas (Optec, Cerinate, Mirage) y para ser torneadas o maquinadas (Pro CAD, IPS Empress CAD).<sup>23</sup>

**II.- Reforzadas con litio:** En el proceso cristalina consigue un volumen demostrativo (60%) y homogéneo de cristales alargados densamente dispuestos y de excesivo tamaño después del prensado y está estructurada fundamentalmente de cuarzo (57-80%) contienen dilicato de litio K (11-19%) y alúmina Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (0-5%), por lo que consigue alcanzar una resistencia a la flexión de 320-450 MPa 37,38. Son manejadas principalmente para subestructuras de carillas, fundas y prótesis fija plural de tres piezas hasta nivel de premolares. Necesitan ser bañadas con cerámicas convencionales, no obstante también consiguen ser utilizadas como reconstrucciones monolíticas al tener entre 6 a 9 diversos grados de traslucidez. Obtienen un alto rendimiento estético al tener la opción de ser "maquilladas" o mediante el método "cut-back", que consiste en eliminar por desgaste (corte) la parte incisal y parte de la vestibular de cualidad de generar la ubicación para que logren ser recubiertas con cerámicas feldespáticas convencionales con excelentes propiedades estéticas a través de estratificación. Las reconstrucciones de este tipo de cerámica son principalmente obtenidas por medio de prensado e inyectado (e-max Press ex Empress 2, Style Press), o aplicado con torneado o maquinado (e-max CAD).

**II. Cerámicas de óxidos:** Son elementos policristalinos con pobre o inexistente período vítreo, por lo que tienen una elevada opacidad, lo que establece que primordialmente se apliquen para crear infraestructuras. Pueden sujetar óxidos simples como óxido de alúmina, dióxido de zirconio o dióxido de titanio, así como óxidos más complejos como espinelas, ferritas, etc.<sup>23</sup>

**A.- De óxido de alúmina:** Constan con un 85% de elementos de óxido de aluminio de 2-5 nm de diámetro. Esta elevado porcentaje de alúmina le confiere una dureza a la flexión de 500 MPa,. Dentro de éstas encontramos VITA In-Ceram Alúmina, VITA In-Ceram Spinell en la cual repone la alúmina por un óxido mixto de magnesio y alúmina lo que le mejorará mayor translucidez a la subestructura o cofia decerámica. Esto ese presenta tanto al origen cristalino de la espinela ( $MgAl_2O_4$ ), que le permite propiedades ópticas isotrópicas, como al menor índice de refracción de los cristales, alcanzando 400 MPa de resistencia a la flexión; por último, se halla In-Ceram Zirconio, que está elaborada por un 67% de óxido de aluminio y un 33% de óxido de zirconio logrando magnificar la dureza al estiramiento hasta los 600 MPa.

**B.- De óxido de zirconio:** Se refiere a un material polimórfico de establecimiento monoclinica (a temperatura ambiente hasta  $1170^{\circ}C$ ), estructura tetragonal (desde  $1170^{\circ}C$  hasta  $2370^{\circ}C$ ) y cúbica (sobre los  $2370^{\circ}C$  hasta su punto de fusión). Para alcanzar fijar en el componente tetragonal a temperatura ambiente, es más duro a la difusión de las fracturas, se estabiliza inicualmente con óxido de itrio (magnesio, cerio y calcio), teniendo como resultado el material el fenómeno de "transformación de endurecimiento". Las cofias íntimas están constituidas por una masa de cristales compactados, altamente sinterizados, prácticamente fundidos los unos con los otros, motivando la presencia mínima o

nula de porosidades merced a las técnicas de procesado de los núcleos en el laboratorio dental mediante el método de CAD-CAM.<sup>23</sup>

**IV.- Vitrocerámicas o cerámicas vítreas:** En 1968, Mc Culloch fue el inicial en diseñar cómo se hacían las piezas postizas, veeners y fundas en estructura de vidrio de cerámicas, sus atrevimientos combinados con Pilkington Glass Company de Inglaterra, recibieron bajo reconocimiento. Es a partir de los trabajos de Grossman y Adair que se introdujeron al mercado con el nombre de Dicor®<sup>48,49</sup>. El vidrio cerámico inicial representa a los vidrios de flúor-mica tetrasílicos ( $K_2Mg_5SiO_2OF_4$ ), lo que ofrecía flexibilidad y dureza a la estructura. Sin embargo, como Mc Culloch reportó, éstas sólo podían colorearse superficialmente, lo que en utilidad, se deterioraba y perdía rápidamente. Así, posteriormente Dicor®, se emprendió a colar para tener sub-estructuras que eran bañadas con una cerámica aluminosa principalmente formulada. Sin embargo, las sub-estructuras de espesor menor a 1 mm., durante el uso tendían a fracturarse quizás como producto del proceso térmico de la porcelana de recubrimiento. Así quedó prácticamente necesitada para realizar inlays cerámicos.<sup>23</sup>

#### **Clasificación de las cerámicas según su método de obtención o método de fabricación**

Se justificarán en la clasificación publicada por Griggs (2007) que dispone la siguiente clasificación ampliada a 5 subgrupos:

**I. Modeladas:** Totalmente en su contextura pertenecen a las porcelanas feldespáticas convencionales con diminutas pero importantes diferenciaciones. Se obtuvieron por la asociación del polvo cerámico y agua destilada o fluido de moldear y se labora o maneja totalmente con pincel u otro instrumental de

laboratorio. Son aconsejadas principalmente como baño de núcleos de metales nobles y no nobles (Vita VM9®, Vita VM13®, Vita VM15®, IPS InLine One®, IPS InLine®). Su estructura de leucita, consiente el elevado coeficiente de variación térmica (CVT), permitiéndolo ser compaginable con este tipo de subestructuras. Para recubrir titanio, cerámicas de óxido y aluminosas (Hi Ceram®), existen cerámicas libres de leucita (Vita VM7®). Asimismo existen porcelanas para formar que bañan estructuras de disilicato de litio o de zirconio obtenidas por prensado o maquinado y en su composición contienen relleno de cristales de nano-flúor-apatita y micro-flúor-apatita (IPS e max ceram®), lo que admite un efecto estético muy similar a la estructura dentaria. Por último desarrollaron porcelanas reforzadas con leucita para restauraciones monolíticas que son mejecutadas por modelado (Mirage®, Optec®).<sup>24</sup>

**II. Coladas:** Representa esta forma de cerámica en el sistema Dicor® cerámica vítrea que derriten a 1360°C entre su elementos destacan sílice, óxido de aluminio, óxido de potasio, óxido de magnesio y óxido de zirconio, el proceso cristalinos estructura de flúor-mica tetracíclica, que suministra tenacidad a la fractura, consigue aproximadamente el 55% de cristalización por medio de un procedimiento posterior al endurecimiento y enfriamiento. Rápidamente es sometida a grados termicos de 1075°C, durante seis horas, que le estima traslucidez a la masa. Últimamente se ha evidenciado una nueva generación de cerámica denominada Dicor MGC®, que es una vitrocerámica para tallado que se integra al grupo de las porcelanas para CAD/CAM.<sup>24</sup>

**2 Prensadas e inyectadas:** En su procesado se nesecita maquinaria ideal para derretir un lingote o pastilla, que en ese proceso es inoculado a presión dentro de una cámara de inyección. Constan para este método porcelanas feldespáticas convencionales con adjunto de leucita que tienen como indicación

recubrir estructuras de aleaciones metálicas nobles y no nobles (InLine POM®) y cerámicas feldespáticas fortalecidas con leucita para restauraciones monolíticas que consiguen ser recubiertas total o parcialmente (OPC®, Empress Esthetic® ex Empress 1, Finesse ®, Cerogold®). Además se localizan los materiales de porcelana más manipulados de esta categoría que son consolidadas con disilicato de litio para sub-estructuras o también para ser manejadas como reconstrucciones monolíticas o parcialmente recubiertas en la técnica de "cut back" antes descrita (IPS emax Press®, ex Empress 2, Style Press®). Asimismo existe una cerámica de recubrimiento con variados grados de traslucidez para subestructuras de zirconio (IPS emax Zir Press®), que muestran cristales de fluorapatita en su composición y que a su vez pueden ser maquillados con cerámicas para modelar (IPS e max Ceram®). VITA PM9, también es un cerámica de recubrimiento para inyectar sobre estructuras VITA In Ceram YZ, los cuales son pedruscos para desarrollar estructuras maquinadas que solicitan sinterización y no infiltración como es el origen del sistema VITA In-Ceram.<sup>24</sup>

**Infiltradas:** Vita In-Ceram alúmina fue alojada en el año 1989 y fue desarrollada por el odontólogo francés, especialista en materiales dentales Michael Sadoun y fue el primer método absolutamente cerámico en Europa. Polvo de óxido de aluminio (70%) es mezclado con un líquido especial en un baño ultrasónico y aplicado y presinterizado en un modelo de material refractario. Consecutivamente, la estructura porosa obtenida es infiltrada con un vidrio de sodio-lantano mezclado en un proceso térmico exclusivo, que permite que las partículas de óxido de aluminio aumenten sus uniones de contacto pero sin sufrir contorsión. En seguida esta distribución es recubierta con la porcelana

convencional VITA VM7®. Desde 1993, este material existe en bloques que pueden ser maquinados mediante procesos que involucran la tecnología CAD-CAM. En este mismo año, se introduce In-Ceram Spinell, que es una cerámica de óxido basada en una mezcla de óxido de aluminio y óxido de magnesio con lo que se obtiene una estructura de alta traslucidez. Posteriormente en 1999, se introduce Vita In-Ceram Zirconio, y está basado en una estructura de óxido de aluminio fortificado óxido de zirconio.<sup>24</sup>

**CAD-CAM:** Las reconstrucciones CAD-CAM o socorridas por computador, designadas así por sus escritos en inglés (Computer-Aided Design y Computer-Aided Manufacturing) fueron añadidas hace más de 50 años<sup>55</sup>. Duret y sus colegas fueron los que dieron nacimiento en la tecnología CAD-CAM alrededor de los años 70 donde establecieron un sistema llamado Sopha que no fue comercializado ampliamente por sus pobres resultados<sup>56,57</sup>. Posteriormente, Mormann y Brandestini crean el sistema CEREC considerablemente distribuido en el planeta. Hoy, gracias a los sofisticados programas de diseño, al avance de la robótica y la investigación en biomateriales, es posible lograr restauraciones cerámicas parciales o completas diseñadas y procesadas por computador<sup>59</sup>. Todos estos sistemas constan de tres fases: la digitalización, el diseño y el maquinado <sup>5,60</sup>. Dependiendo de esta última fase de producción, es decir, del maquinado o manufactura (CAM) es que se clasifican a su vez éstos sistemas de cerámicas en:

**a.- Torneadas o maquinadas:** actualmente es la más vendida esta tecnología CAD/CAM en la Odontoestomatología. Radica en un robot fresador que labra a máquina con fresas los materiales han avanzado desde los dos ejes a los cinco ejes, mejorando con esto la acuciosidad en terminaciones finales y el costo de

tiempo de producción. Sin embargo todavía existen sistemas que maquinan bloques de óxido de Zr totalmente sinterizados ("hard milling"), asintiendo restauraciones inclusive monolíticas (que no requieren revestimiento). En éstas no se solicita compensar el tamaño en el fresado, por lo que se consiguen los valores más altos de ajuste, sin embargo, se ha planteado la posibilidad de que sean afectadas las propiedades mecánicas del Y-ZrO al modificar la configuración estructural de los cristales y se cuestiona el desgaste que podrían generar las reconstrucciones monolíticas sobre superficies de esmalte natural de las piezas dentarias antagonistas. Sin embargo, en esta distribución se localiza además una gran diversidad de elementos cerámicos de variadas estructuras y técnicas de desarrollo, así por ejemplo encontramos los cubos de cerámica feldespáticas Vitablocs MK II (Sirona Systems GmbH), de propiedades abrasivas más cercanas al esmalte. Son fabricadas por sinterizado y vacío a 1.170 °C y poseen mayor flexibilidad (15 Mpa); la porcelana Dicor MGC (Corning Glass Work Inc, USA) usado por una vitrocerámica utilizada con los mismos objetivos que la anterior, presenta alta fluorescencia y baja conductividad; IPS e.max CAD, (Ivoclar, Vivadent) está formada por vidrio de disilicato de litio (LS<sub>2</sub>) que proveen alta belleza al introducir tres niveles de transparencia (alta, baja y opacidad media) pudiendo indicarse en carillas, inlay/onlay, coronas o supra estructuras sobre implantes. Estas tres últimas cerámicas muestran ventajas tales como baja porosidad y abrasividad. Por otro lado, existe un procedimiento de torneado o maquinado que no implica la tecnología CAD/CAM (Zirkonzahn®), sino que reside en un torno (fresadora/copiadora llamada "volksfräser") que marcha montado en un pantógrafo, en el cual el operador en un extremo "lee" una estructura de resina en escala 1:1 y el otro extremo el torno genera la réplica de



la estructura con un 25% elevado de volumen para su posterior sinterización.<sup>14</sup>

**b.- Sinterizadas por láser:** Tecnología que se emprende a colocar en la estomatología para la elaboración de implantes de un "composite" de vidrio porcelánico de apatita-mullita y un vidrio de fosfato-hidroxiapatita completo a sus potenciales propiedades biológicas<sup>62</sup>. El período se conoce como "sinterizado láser selectivo" (SLS) y utiliza un cristal basado en un programa de  $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-P}_2\text{O}_5\text{-CaO-CaF}_2$  que cristaliza en un cristal cerámico con áreas apatita y mullita aglutinado por un acrílico mediante el SLS, obteniendo una distribución en verde que luego es post-procesada a  $1200^\circ\text{C}$  para remover el acrílico y cristalizar totalmente el material, consiguiendo una dureza a la flexión de 102 MPa.<sup>24</sup>

**c.- Inyección de tinta cerámica ("Robocasting"):** Procedimiento donde una pasta de porcelana de óxido de alúmina o de óxido de zirconio consolidado con itrio es instaurada capa por capa. A su vez existen dos formas de "robocasting";  
**C.** , IPS emax ceram, Vita VM13, Vita

la primera es aplicando los archivos (STL) de una estereolitografía, los que son transpuestos y la estructura es "imprimida" con tinta de Y-ZrO, sin insuficiencia de un soporte para aquello, ya que es el plano oclusal la que se imprime primero sirviendo de soporte para el elemento que se está imprimiendo. La segunda forma es co-depositando una tinta de carbón negro junto con la pasta de cerámica. El carbón es movido durante el sinterizado posterior.<sup>24</sup>

### **2.2.6. Porcelana en Odontología**

Químicamente, las cerámicas odontoestomatológicas se desarrollan implicancias en tres agrupaciones familiares: feldespáticas, aluminosas y circoniosas.<sup>18</sup>

- Porcelana feldespática: Es uno de los elementos cerámicos dentales más

beneficiados. Originalmente poseían tres elementos: feldespato, cuarzo y caolín, sin embargo con el suceder del tiempo su elemento fue permutando hasta llegar a las actuales cerámicas feldespáticas, que organizan de un magma de feldespato en el que están dispersas partículas de cuarzo y el caolín se localiza en menor proporción. El feldespato, al trastornar en vidrio, es el responsable de la translucidez de la porcelana confiriéndole buenos resultados estéticos. Colectivamente para reducir la temperatura de sinterización se concentran fundentes y para darle distintas tonalidades se añaden pigmentos. La porcelana feldespática se divide en feldespáticas convencionales y de alta resistencia. Las convencionales poseen un alto contenido en feldespatos, y las de alta resistencia poseen un mayor contenido de feldespatos pero se caracterizan porque utilizan a la masa cerámica explícitos elementos que elevan su dureza mecánica, tales como micro cristales de leucita, disilicato de litio, ortofosfato de litio.<sup>25</sup>

Aluminosas: McLean y Hughes desarrollaron la cerámica aluminosa incorporando a la porcelana feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio y reduciendo la proporción de cuarzo. La consecuencia fue un material con altas propiedades mecánicas, sin embargo, el elevado óxido de aluminio provocó una reducción importante de la translucidez, por este motivo, en la actualidad las cerámicas de alto contenido en óxido de aluminio se reservan únicamente para la producción de subestructuras. Estas se agrupan en aluminosas convencionales y de mayor resistencia. Las convencionales se obtienen por tener un contenido en alúmina entre el 20% y el 45%. Se utilizan fundamentalmente en el recubrimiento estético y funcional de los núcleos aluminosos de alta resistencia.<sup>25</sup>

- Circoniosas: Combinadas por óxido de circonio elevadamente compendiado

(95%), estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). El óxido de zirconio ( $ZrO_2$ ) también se conoce químicamente con el título de zirconia o zircona. La principal peculiaridad de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina. Posee una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, sus características físicas se la pueden manipular en la elaboración de prótesis en zonas de alto compromiso mecánico. <sup>25</sup>

### **2.2.7 Glaze**

En las dos últimas décadas, la cerámica ha sido el material restaurador de preferencia por sus ventajas estéticas, biocompatibilidad y capacidad para producir superficies lisas<sup>19</sup>, minimizando la adherencia de placa bacteriana y posterior inflamación periodontal, sin embargo, los materiales cerámicos son propensos a desarrollar micro fisuras superficiales, aumentando la irregularidad superficial y disminuyendo la tenacidad a la fisura, siendo el glaseado imprescindible en las restauraciones cerámicas ya que incrementa la resistencia a la fractura y reduce el potencial abrasivo de la superficie sellando los poros abiertos tras la cocción.<sup>26</sup>

El acristalamiento o glaze de las superficies cerámicas se ha recomendado tradicionalmente para sellar los poros de la porcelana, ya sea usando autoglaze u overglaze, para contrarrestar los efectos de una superficie rugosa y obtener una superficie higiénica sellada.<sup>27</sup>

- Glaseado extrínseco, habitual o sobre glaseado: se ejecuta aprovechando un partículas de cristal y un fluido hasta obtener un líquido suficientemente viscoso, se administra en el área y se consume, a fuerza atmosférica, unos 50-80°C por debajo del grado de cocción de la cerámica de cuerpo.<sup>28</sup>

- Glaseado intrínseco, también denominado auto glaseado: radica en derretir

levemente en el plano más externa de la restauración.<sup>29</sup>

### **2.2.8. Unión metal cerámica**

Se han detallado cuatro componentes que contiene la asociación de la porcelana a la subestructura metálica.<sup>30</sup>

1. Atrapamiento mecánico: Las micro abrasiones de la superficie metálica de la cofia, favorecen la suspensión mecánica y aumentan el espacio para la asociación química.

2. Fuerzas compresivas: El coeficiente expansión térmica es tenuemente mayor que contiene la cofia metálica que contiene la cerámica de recubrimiento, esta pequeña disconformidad en el factor de expansión térmica creará que la cerámica sea dificultosa hacia la cofia de metal

3. Fuerzas de Van der Waals: Alcanzan la aproximación establecida en una afinidad bilateral de moléculas saturadas. Son potencias insuficientemente demostrativas.

4. Unión química.- Es el alineación de un recubrimiento de óxido sobre el metal que se une a óxidos equivalentes en recubrimiento opaco de la cerámica.<sup>30</sup>

### 2.3 Definición de términos básicos

- **Adhesión:** Fuerza que produce que se unan dos superficies de sustancias que se encuentran entre las superficies de distintos cuerpos.<sup>25</sup>
- **Cohesión:** Fuerza que produce que se unan dos superficies de sustancias iguales o diferentes al entrar en contacto, manteniéndose juntas por fuerzas intermoleculares iguales (contacto dentro de un mismo cuerpo).<sup>25</sup>
- **Fuerzas de Vander Walls:** Presión de equilibrio atómico; constituyen un vínculo químico no covalente en el que anuncian dos diferentes coacciones o interacciones, las fuerzas de dispersión (que son fuerzas de atracción) y las fuerzas de repulsión entre las capas electrónicas de 2 átomos contiguos.<sup>25</sup>
- **Soldadura:** Es la adherencia de dos materiales (habitualmente metales o termoplásticos), comúnmente adquirido a través de un curso de fusión en el cual las piezas son unidas derritiendo ambas y añadiendo metal o plástico derretido para conseguir una "pileta" (punto de soldadura) que, al estar frío forma una adherencia fuerte.<sup>25</sup>
- **Micrografía:** Descripción e interpretación de los objetos vistos con el microscopio.<sup>26</sup>
- **Uniones Iónicas:** Es una unión química simple de atracción de cargas positivas y negativas.<sup>27</sup>
- **Uniones Covalentes:** Es una unión química, se comparten electrones de dos valencias.<sup>27</sup>
- **Unión química.-** Es el alineación de un recubrimiento de óxido sobre el metal que se une a óxidos equivalentes en recubrimiento opaco de la cerámica<sup>27</sup>.

- **Glaseado intrínseco:** asimismo nombrado auto glaseado: consiste en fundir ligeramente el recubrimiento más externa de la reconstrucción.<sup>29</sup>
- **Fuerzas compresivas:** El coeficiente expansión térmica es tenuemente mayor para la cofia metálica que para la cerámica de recubrimiento, esta pequeña incompatibilidad en factores de expansión térmica creará que la cerámica sea arrastrada hacia la cofia de metal.<sup>29</sup>
- **Porcelana feldespática:** Es uno de los materiales cerámicos dentales más utilizados. Inicialmente poseían tres componentes: feldespato, mineral y caolín, sin embargo a través del intervalo su textura fue variando hasta producir a las presentes porcelanas feldespáticas, que se constituyen de un magma de feldespato diseminadas en las fracciones de cuarzo y greda se encuentra en menor proporción.<sup>29</sup>
- **El feldespato:** Es el consecuente de la translucidez de la cerámica confiriéndole buenos resultados estéticos. Conjuntamente para reducir los grados de sinterización se incorporan fundentes y para darle diferentes coloraciones se aumentan pigmentos.<sup>30</sup>

## **CAPÍTULO III: HIPÓTESIS Y VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN**

### **3.1. Formulación de hipótesis principal y derivada**

#### **3.1.1 Hipótesis principal**

Consta de desigualdad en medio de la interfase metal porcelana IPS d.

SIGN y metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX -3.

#### **3.1.2 Hipótesis derivadas**

El promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana IPS d.SIGN es variable.

El promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana Noritake Super Porcelain EX3 es variable.

### **3.2 Variables, definición conceptual y operacional**

#### **Variable independiente**

Conceptos de definición de variables:

Metal porcelana IPS d. SIGN: Es un procedimiento demostrado y testado de cerámica sin metal para reconstrucciones de piezas únicas altamente estético.

Metal porcelana NORITAKE Súper Porcelain EX -3: Es un sistema ampliamente usado en todo el mundo por sus excelentes características.

#### **Variable dependiente**

Definición conceptual de las variables

Interfase Metal porcelana: Unión de fase de metal y porcelana.

<b>Variable</b>	<b>Dimensiones</b>	<b>Indicadores</b>	<b>Tipo</b>	<b>Escala de medición</b>	<b>Valores</b>
<b>Tipos de porcelana</b>	Metal porcelana IPS d. SIGN	Micras $\mu\text{m}$ .	Cuantitativa	Ordinal	1 $\mu\text{m}$ 2 $\mu\text{m}$ 3 $\mu\text{m}$
	Metal porcelana NORITAKE Súper Porcelain EX -3	Micras $\mu\text{m}$ .	Cuantitativa	Ordinal	1 $\mu\text{m}$ 2 $\mu\text{m}$ 3 $\mu\text{m}$
<b>Interfase metal porcelana</b>	Unión metal - porcelana	Microscopio de barrido electrónico	Cuantitativa	Ordinal	1 $\mu\text{m}$ 2 $\mu\text{m}$ 3 $\mu\text{m}$



## **CAPÍTULO IV: METODOLOGÍA**

### **4.1 Diseño metodológico**

Presentó un esquema especulativo, análisis in vitro descriptivo porque visualizaremos tal y como se da en su contexto original la variable independiente, se observará circunstancias coetaneas no incitadas a propósito por el examinador. Averiguaremos si un determinado factor influyen en una variable de interés.

Según el número de mediciones es de corte transversal, analizando las mediciones en un tiempo determinado.

Prospectivo, ya que los resultados de la investigación se obtuvieron después de los resultados.

El diseño metodológico que permitió desarrollar el presente estudio según Hernández Sampieri fue un enfoque cuantitativo porque se usará metodología cuantitativa por que se utilizarán métodos estadísticos descriptivos como inferenciales.

Es una investigación de tipo básica, porque se necesitó la recopilación de la ficha clínica sobre la interfase de metal porcelana. Posteriormente estos datos se trabajó de una manera sistemática y detallada. Teniendo los resultados exactos de este estudio se procedió a la validación de la información presentada.

### **4.2 Diseño muestral**

#### **4.2.1 Población**

Las unidades de análisis estuvieron organizadas por muestras de porcelanas IPS d. SIGN y NORITAKE Super Porcelain EX -3.

#### **4.2.2 Muestra**

El dimensión de la muestra de investigación se estableció por conveniencia considerando como referencia el artículo científico publicado en USA, 2003 por Denry y Holloway. La misma que estuvo conformada por un total de cuarenta discos separados en dos grupos de veinte muestras cada uno. Grupo 1 (G1) metal porcelana IPS d. SIGN y grupo 2 (G2) metal porcelana Noritake Super Porcelain EX -3.

#### **Criterios de inclusión**

- 20 muestras de porcelanas IPS d. SIGN.
- 20 muestras de porcelana Noritake.
- Insumos de metal porcelana IPS d. SIGN.
- Insumos de metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX -3.

#### **Criterios de exclusion**

- Insumos de porcelana VITA.
- Insumos de porcelana IPS Classic.
- Insumos de porcelana de Ceramco.
- Insumos de porcelana IMAX y otros tipos.
- Insumos de porcelana en mal estado.

### **4.3 Técnicas e Instrumentos de recolección de datos**

#### **4.3.1 Técnica**

Solicitud de carta de presentación a Dirección de Escuela

Se solicitó una carta de presentación a la Directora de la Escuela Profesional de Estomatología de la Universidad Alas Peruanas, para la ejecución del estudio.

Autorización y coordinación con el laboratorio clínico dental de la facultad Estomatológica de la Universidad Alas Peruanas.

Se presentó la carta de la Escuela a la Coordinadora de la Clínica Estomatológica de la Universidad Alas Peruanas, con el fin de buscar la autorización para la recolección de datos y coordinar esta actividad, los días, y las horas de trabajo, con el fin de no intervenir en las labores cotidianas diarias.

#### **4.3.2 Instrumentos**

En este estudio se empleó una ficha de recolección de datos que ya ha sido validado en otros estudios. Este registro de recopilación de cifras tomará información mediante el registro por medio de interfase de metal porcelana IPS d. SIGN y NORITAKE Súper Porcelain EX -3.

### **4.4 Técnicas estadísticas para el procesamiento de la información**

Al ser realizada la recolección de datos con los instrumentos fueron sometidos a los requerimientos que se mencionan. Los datos fueron tomados en cuenta a los requerimientos necesarios también se discriminará la información incongruentes.

Se estableció una plataforma de información en el paquete

Estadístico IBM SPSS Statistic, en las columnas se digito las variables y en las filas el número de muestras del estudio.

#### **4.5 Aspectos éticos**

Entre los aspectos éticos contemplados podemos mencionar:

-Para la realización de la actual investigación, los autores utilizaron todas las medidas estándares de bioseguridad establecida por MINSA para manejo antes, durante y posteriormente de cada procedimiento.

-Asimismo, la autora declara no tener ningún conflicto de interés con los resultados de esta investigación reportando fielmente los datos hallados.

#### **4.6. Procedimiento**

##### **4.6.1 Preparación de la muestra**

###### **4.6.1.1 Preparación de muestras antes de colado.**

- 1) Se preparó 40 muestras de 20 x 6 x 0.5 mm, en cera preformada para colado verde lisa calibre N° 0.5 mm (código. 0403/ Bego, Dent Import).
- 2) Se colocó bebederos a los patrones de cera y el conjunto se pone al conformador, sobre él se colocó un cilindro con fosfato. En total 2 cilindros para 20 muestras.

###### **4.6.1.2 Colado de las muestras**

- 1) Se colocó los 2 cilindros dentro del Horno hasta alcanzar la temperatura de 950° C, con incremento secuencial cada 30 minutos por un tiempo de 2 horas.

- 2) Se retiró los cilindros del horno e inmediatamente se coloca en la centrifuga. En ese mismo instante se funde la aleación (Verabon V Cr–Ni).
- 3) Se fundó con un soplete de gas propano y se vierte este sobre el cilindro.
- 4) Los colados se dejan enfriar a temperatura ambiente hasta que estén completamente frías.

#### **4.6.1.3 Limpieza y alisado**

- 1) Se retiró las muestras coladas de los cilindros y se arena cada uno con oxido de aluminio de 50 micras y con una presión de 3 bar.
- 2) A las 40 muestras se corta los bebederos y se las alisa con piedras de óxido de aluminio sin desgastar el grosor de la muestra.

#### **4.6.1.4 Preparación de las muestras**

- 1) Las 40 muestras fueron separados en 2 grupos, 20(muestras de Porcelana IPS d. SING) y 20(muestras de Porcelana NORITAKE SUPER PORCELAIN EX3) se codifica a las muestras A como (A1, A2...A20) y a la vez se codifico a las muestras B como (B1, B2, B3.....B20).
- 2) Las muestras se alisán con piedra de óxido de aluminio y piedra de sílice

#### **4.6.1.5 Aplicación de porcelana.**

- 1) Todas las muestras A y muestras B se arenaron con oxido de aluminio de 50 micras.
- 2) Las muestras A y B serán oxidadas de acuerdo a las indicaciones del fabricante de la porcelana.
- 3) Se aplicó 2 capas de opaquer y 2 capas de dentina y se glasea. El espesor de la aplicación fue 1.5 mm. de porcelana.

- 4) Se aplicó porcelana solo a 10 mm en la parte central de la superficie metálica.

#### **4.6.1.6 Preparación de las muestras para llevar al Microscopio de Barrido Electrónico.**

- 1) La muestra A y B después de ser aplicadas con la porcelana se procedió hacer un corte transversal antes del punto de la intercepción. A estas muestras se les prepara para ser observadas en el microscopio de barrido electrónico, la microestructura de la adhesión.

## CAPÍTULO V: ANÁLISIS Y DISCUSIÓN

### 5.1. Análisis descriptivo, tablas de frecuencia, gráficos, fotos tablas, etc.

Tabla N° 1

Estudio in vitro de la interfase metal porcelana Ips d.SIGN Y metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3, interfase porcelana material d.SIGN máximo y mínimo ( $\mu\text{m}$ )

<b>Interfase porcelana</b>				
<b>Material d.SIGN</b>				
<b>Valido</b>			<b>Máximo</b>	<b>Mínimo</b>
	<b>Interfase</b>	<b>Aumento</b>	<b>(<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>(<math>\mu\text{m}</math>)</b>
	muestra 1	1,00 Kx	3,985	2,362
	muestra 2	1,00 Kx	2,344	2,051
	muestra 3	3,00 Kx	1,074	900,3
	muestra 4	3,00 Kx	617,6	488,3
	muestra 5	3,00 Kx	3,564	2,053
	muestra 6	1,00 Kx	25,79	14,43
	muestra 7	3,00 Kx	1,575	1,442
	muestra 8	1,00 Kx	10,36	2,944
	muestra 9	1,00 Kx	3,236	878,9
	muestra 10	1,00 Kx	28,44	8,789
	muestra 11	1,00 Kx	2,985	1,356
	muestra 12	1,00 Kx	3,344	2,735
	muestra 13	3,00 Kx	2,074	755,3
	muestra 14	3,00 Kx	2,454	1,023
	muestra 15	3,00 Kx	15,39	10,43
	muestra 16	3,00 Kx	1,348	1,252
	muestra 17	3,00 Kx	2,640	1,156
	muestra 18	3,00 Kx	18,35	5,453
	muestra 19	1,00 Kx	2,719	1,806
	muestra 20	3,00 Kx	1,410	1,985

Fuente: propia del investigador

**Tabla N° 2**

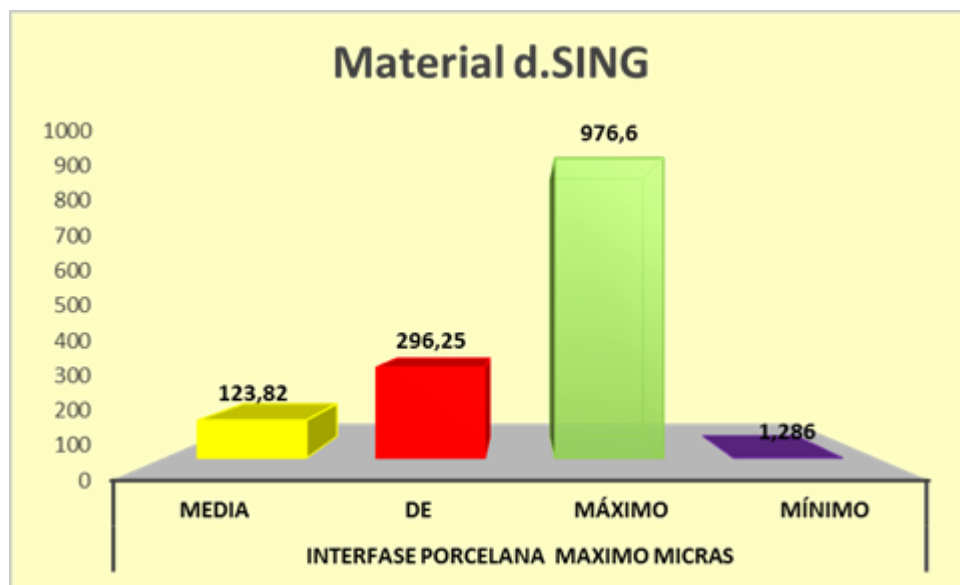
**Distribución de resultados de interfase porcelana material d.SIGN máximo ( $\mu\text{m}$ )**

	<b>Interfase porcelana máximo (<math>\mu\text{m}</math>)</b>				
<b>TOTAL</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DE</b>	<b>Máximo</b>	<b>Mínimo</b>
<b>Muestras</b>	20	123,82	296,25	976,6	1,286

**Fuente: propia del investigador**

**Gráfico N° 1**

**Distribución de resultados de Interfase porcelana material d.SIGN máximo ( $\mu\text{m}$ )**



Se observa en las muestra de estudio realizado en de vitro de la Interfase metal porcelana Ips d.SIGN en la Interfase de porcelana máximo con un mínimo valor de 1,286 micras ( $\mu\text{m}$ ) y un máximo valor de 976,6 micras ( $\mu\text{m}$ ).



**Tabla N° 3**

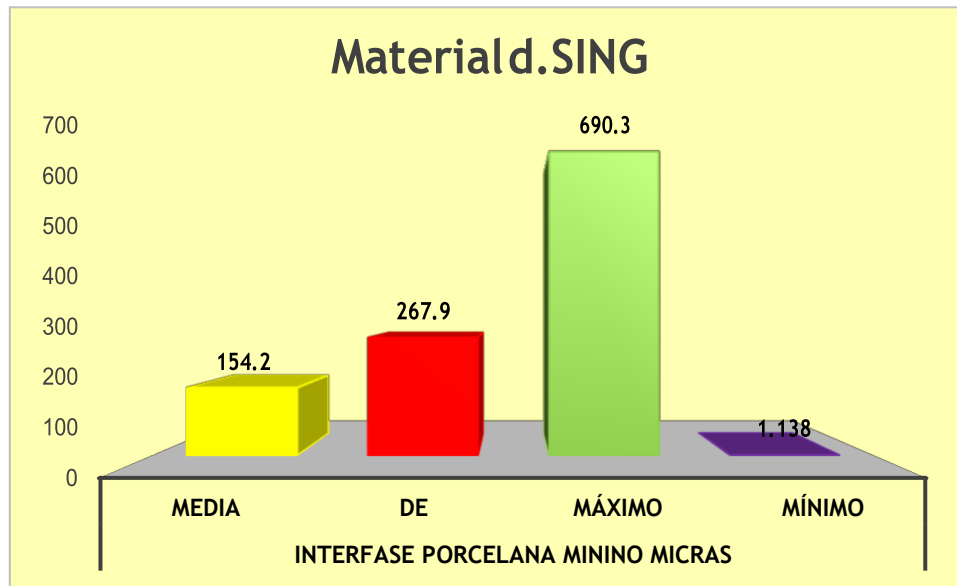
**Distribución de resultados de interfase porcelana material d.SIGN mínimo ( $\mu\text{m}$ )**

Interfase porcelana mínimo ( $\mu\text{m}$ )					
TOTAL	N	Media	DE	Máximo	Mínimo
Muestras	20	154,20	317,62	690,3	1,138

**Fuente: propia del investigador**

**Gráfico N° 2**

**Distribución de resultados de interfase porcelana material d.SIGN Mínimo ( $\mu\text{m}$ )**



Se observa en las muestra de estudio realizado en de vitro de la Interfase metal porcelana Ips d.SIGN en la Interfase de porcelana mínimo con un mínimo valor de 1,138 micras ( $\mu\text{m}$ ) y un máximo valor de 690,3 micras ( $\mu\text{m}$ ).

**Tabla N° 4**

**Estudio in vitro de la interfase metal porcelana IPS d.SIGN Y metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3, interfase porcelana material Noritake máximo y mínimo ( $\mu\text{m}$ )**

<b>Interfase porcelana</b>				
<b>Material Noritake</b>				
<b>valido</b>	<b>Interfase</b>	<b>Aumento</b>	<b>Máximo (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Mínimo (<math>\mu\text{m}</math>)</b>
	muestra 1	1,00 Kx	31,35	9,672
	muestra 2	1,00 Kx	3,340	2,362
	muestra 3	1,00 Kx	14,65	4,433
	muestra 4	1,05 Kx	3,919	2,806
	muestra 5	3,00 Kx	1,590	488,3
	muestra 6	3,00 Kx	884,3	690,5
	muestra 7	3,00 Kx	976,6	594,0
	muestra 8	1,00 Kx	2,416	1,758
	muestra 9	1,00 Kx	2,416	1,782
	muestra 10	1,00 Kx	4,143	3,236
	muestra 11	1,00 Kx	1,380	598,3
	muestra 12	1,00 Kx	3,743	2,205
	muestra 13	1,00 Kx	28,35	7,571
	muestra 14	1,05 Kx	2,440	2,151
	muestra 15	3,00 Kx	18,95	8,363
	muestra 16	3,00 Kx	3,729	2,425
	muestra 17	3,00 Kx	485,8	638,3
	muestra 18	1,00 Kx	1,286	1,138
	muestra 19	1,00 Kx	2,986	1,642
	muestra 20	1,00 Kx	3,123	2,155

**Fuente: propia del investigador**

**Tabla N° 5**

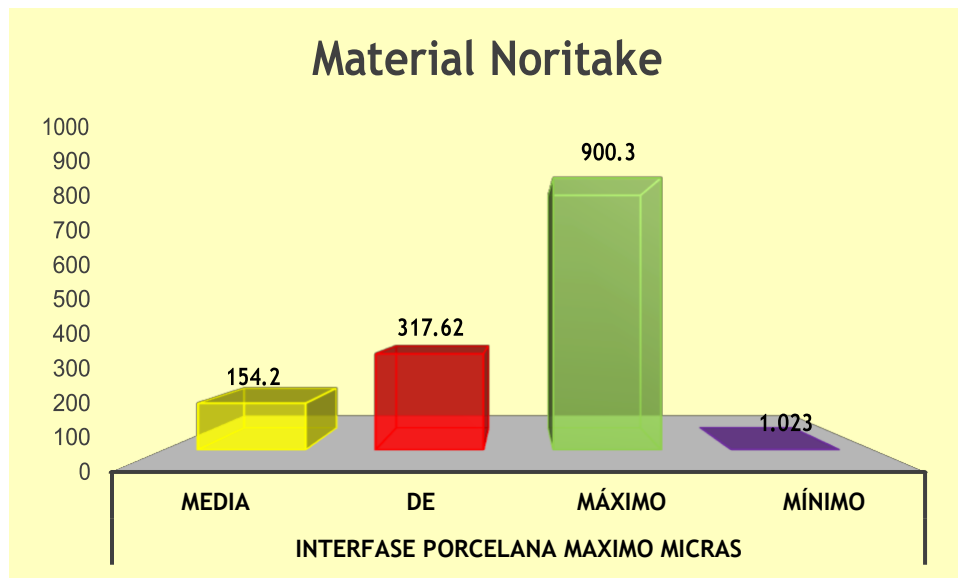
**Distribución de resultados de interfase porcelana material Noritake máximo ( $\mu\text{m}$ )**

	<b>Interfase porcelana material Noritake máximo (<math>\mu\text{m}</math>)</b>				
<b>TOTAL</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DE</b>	<b>Máximo</b>	<b>Mínimo</b>
<b>Muestras</b>	20	154,2	317,62	900,3	1,023

**Fuente: propia del investigador**

**Gráfico N° 3**

**Distribución de resultados de interfase porcelana material Noritake máximo ( $\mu\text{m}$ )**



Se observa en las muestra de estudio realizado en de vitro de la Interfase metal porcelana Noritake en la Interfase de porcelana máximo con un mínimo valor de 1,023 micras ( $\mu\text{m}$ ) y un máximo valor de 900,3 micras ( $\mu\text{m}$ ).

**Tabla N° 6**

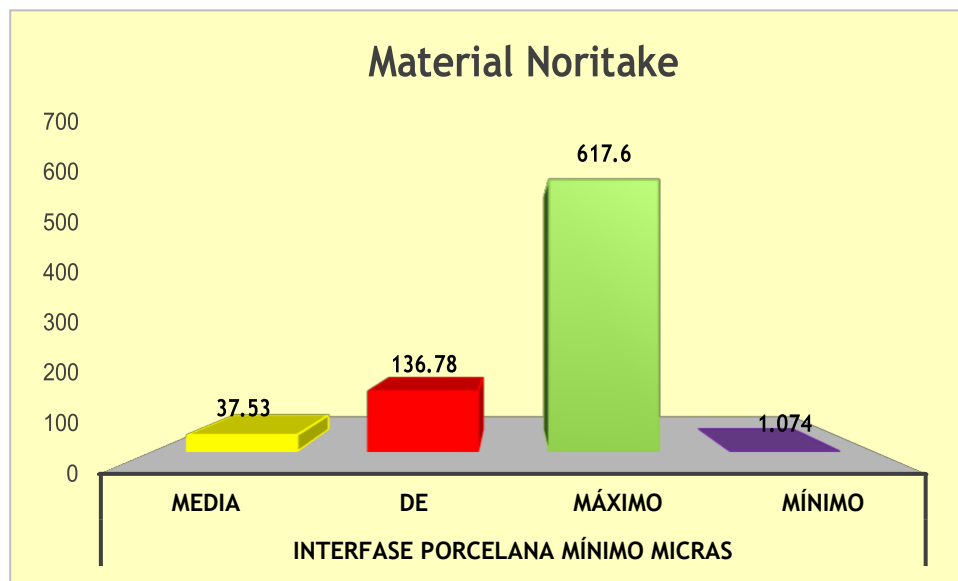
**Distribución de resultados de interfase porcelana material Noritake mínimo ( $\mu\text{m}$ )**

<b>Interfase porcelana material Noritake mínimo (<math>\mu\text{m}</math>)</b>					
<b>TOTAL</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DE</b>	<b>Máximo</b>	<b>Mínimo</b>
<b>Muestras</b>	20	37,53	136,78	617,6	1,074

**Fuente: propia del investigador**

**Gráfico N° 4**

**Distribución de resultados de interfase porcelana material Noritake mínimo ( $\mu\text{m}$ )**



Se observa en las muestra de estudio realizado en de vitro de la Interfase metal porcelana Noritake en la Interfase de porcelana mínimo con un mínimo valor de 1,074 micras ( $\mu\text{m}$ ) y un máximo valor de 617,3 micras ( $\mu\text{m}$ ).

**5.2 Análisis interferencial, pruebas estadísticas paramétricas, no paramétricas, de correlación, de regresión u otras**

**5.3 Comprobación de hipótesis, técnicas estadísticas empleadas**

**Tabla N° 7**

**Estudio In Vitro De La Interfase Metal Porcelana Ips d.SIGN Y metal porcelana**

**Noritake súper porcelain Ex 3, según Metal Porcelana Ips d.SIGN**

<b>Interfase porcelana</b>				
<b>Material d.SIGN</b>				
<b>Valido</b>	<b>Interfase</b>	<b>Aumento</b>	<b>Máximo (µm)</b>	<b>Mínimo (µm)</b>
	muestra 1	1,00 Kx	3,985	2,362
	muestra 2	1,00 Kx	2,344	2,051
	muestra 3	3,00 Kx	1,074	900,3
	muestra 4	3,00 Kx	617,6	488,3
	muestra 5	3,00 Kx	3,564	2,053
	muestra 6	1,00 Kx	25,79	14,43
	muestra 7	3,00 Kx	1,575	1,442
	muestra 8	1,00 Kx	10,36	2,944
	muestra 9	1,00 Kx	3,236	878,9
	muestra 10	1,00 Kx	28,44	8,789
	muestra 11	1,00 Kx	2,985	1,356
	muestra 12	1,00 Kx	3,344	2,735
	muestra 13	3,00 Kx	2,074	755,3
	muestra 14	3,00 Kx	2,454	1,023
	muestra 15	3,00 Kx	15,39	10,43
	muestra 16	3,00 Kx	1,348	1,252
	muestra 17	3,00 Kx	2,640	1,156
	muestra 18	3,00 Kx	18,35	5,453
	muestra 19	1,00 Kx	2,719	1,806
	muestra 20	3,00 Kx	1,410	1,985

**Fuente: propia del investigador**

**Tabla N° 8**

**Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo**

		Rangos		
		N	Rango promedio	Suma de rangos
d.SIGN Máximo ( $\mu\text{m}$ ) - d.SIGN mínimo ( $\mu\text{m}$ )	Rangos negativos	4 <sup>a</sup>	21,25	61,00
	Rangos positivos	16 <sup>b</sup>	9,31	149,00
	Empates	0 <sup>c</sup>		
	Total	20		

a. d.SIGN Máximo ( $\mu\text{m}$ ) < d.SIGN mínimo ( $\mu\text{m}$ ) **Fuente propia del investigador**

b. d.SIGN Máximo ( $\mu\text{m}$ ) > d.SIGN mínimo ( $\mu\text{m}$ )

c. d.SIGN Máximo ( $\mu\text{m}$ ) = d.SIGN mínimo ( $\mu\text{m}$ )

**Estadísticos de prueba**

	d.SIGN Máximo ( $\mu\text{m}$ ) - d.SIGN mínimo ( $\mu\text{m}$ )
Z	-1,643 <sup>b</sup>
Sig. asintótica (bilateral)	,001

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo

b. Se basa en rangos negativos.

La verificación de Wilcoxon permite observar que cuando se compara el grupo de muestra de la unión de la interfase de porcelana de material metal porcelana IPS d.SIGN. del tratamiento se evidencian diferencias altamente significativas en las muestras ( $z = -1,643$ ,  $p > 0.001$ ), porque el valor  $p$  de la prueba es menor a 0.05 y de esta manera se acepta la unión de la interfase de porcelana de metal porcelana IPS d.SIGN del tratamiento. Por consiguiente, sobre el efecto de los resultados logrados se acepta la hipótesis, en consecuencia, se aprueba la hipótesis H1 que afirma que se acepta la unión de la interfase de la porcelana de estas muestras respectivamente.

**Tabla N° 9**

**Estudio In Vitro De La Interfase Metal Porcelana Ips d.SIGN Y metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3, según, metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3**

<b>Interfase porcelana</b>				
<b>Material Noritake</b>				
<b>Valido</b>	<b>Interfase</b>	<b>Aumento</b>	<b>Máximo (µm)</b>	<b>Mínimo (µm)</b>
	muestra 1	1,00 Kx	31,35	9,672
	muestra 2	1,00 Kx	3,340	2,362
	muestra 3	1,00 Kx	14,65	4,433
	muestra 4	1,05 Kx	3,919	2,806
	muestra 5	3,00 Kx	1,590	488,3
	muestra 6	3,00 Kx	884,3	690,5
	muestra 7	3,00 Kx	976,6	594,0
	muestra 8	1,00 Kx	2,416	1,758
	muestra 9	1,00 Kx	2,416	1,782
	muestra 10	1,00 Kx	4,143	3,236
	muestra 11	1,00 Kx	1,380	598,3
	muestra 12	1,00 Kx	3,743	2,205
	muestra 13	1,00 Kx	28,35	7,571
	muestra 14	1,05 Kx	2,440	2,151
	muestra 15	3,00 Kx	18,95	8,363
	muestra 16	3,00 Kx	3,729	2,425
	muestra 17	3,00 Kx	485,8	638,3
	muestra 18	1,00 Kx	1,286	1,138
	muestra 19	1,00 Kx	2,986	1,642
	muestra 20	1,00 Kx	3,123	2,155

**Fuente: propia del investigador**

**Tabla N° 10**

**Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo**

		Rangos		
		N	Rango promedio	Suma de rangos
Noritake Máximo ( $\mu\text{m}$ ) - Rangos negativos		3 <sup>a</sup>	18,33	55,00
Noritake mínimo ( $\mu\text{m}$ ) Rangos positivos		17 <sup>b</sup>	9,12	155,00
	Empates	0 <sup>c</sup>		
	Total	20		

a. Noritake Máximo ( $\mu\text{m}$ ) < Noritake mínimo ( $\mu\text{m}$ )

**Fuente: propia del investigador**

b. Noritake Máximo ( $\mu\text{m}$ ) > Noritake mínimo ( $\mu\text{m}$ )

c. Noritake Máximo ( $\mu\text{m}$ ) = Noritake mínimo ( $\mu\text{m}$ )

**Estadísticos de prueba**

	Noritake Máximo ( $\mu\text{m}$ ) - Noritake mínimo ( $\mu\text{m}$ )
Z	-1,467 <sup>b</sup>
Sig. asintótica (bilateral)	,060

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo

b. Se basa en rangos negativos.

La prueba de Wilcoxon permite observar que cuando se compara el grupo de muestra de la unión de la interfase de porcelana de materiales de metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3 del tratamiento no se evidencian diferencias altamente significativas ( $z = -1,467$ ,  $p < 0,060$ ), porque el valor p de la prueba es mayor a 0.05 y de esta manera no se acepta la unión de la interfase de metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3 del tratamiento. Por consiguiente, sobre el origen de los resultados alcanzados se acepta la hipótesis nula, en consecuencia, se aprueba la hipótesis  $H_0$  alternativa que afirma que no se acepta la unión de la interfase de la porcelana de estas muestras respectivamente.



## 5.4 Discusión

La investigación del tema fue de tipo experimental, transversal y prospectivo en el cual se decretó si existe diferencias estadísticamente significativas entre la interfase metal porcelana IPS d. SIGN y metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX -3.

Según los resultados de nuestro estudio permite visualizar que cuando se confronta al conjunto de muestra de la adherencia de la interfase de porcelana de material metal porcelana IPS d.SIGN. del tratamiento se certifican diferencias altamente significativas en contrastación con Noritake. Otros estudios como Lopez ha reseñado que hay distintos mecanismos de adherencia de los núcleos de restauraciones metal/porcelana de revestimiento disilicato de litio/porcelana de revestimiento y circonita/cerámica de recubrimiento. Consideramos que, por los resultados de la visualización de todas las interfases con las diferentes técnicas de microscopía empleadas, la unión que va a sobresalir entre el agrupación metal/cerámica de recubrimiento va a ser la adherencia de estructura química según el plano de óxidos que se origina en la superficie del núcleo de CrNi que estará en fricción con la capa de cerámica opáquer. Se ha podido visualizar cómo hay una interdifusión de elementos de ambas capas. La otra forma de adherencia que hemos sugerido y también de trascendental implicancia es la micromecánica referente a la superficie del metal tan desigual, que se desarrolla tras el arenado del mismo.

Esto coopera a emplear un mejorado anclaje mecánico. En la forma de disilicato de litio/cerámica de recubrimiento será una unión de tipo química por la gran similitud en la composición de ambas porcelanas, donde hay una difusión de la

capa vítrea de la cerámica de recubrimiento hacia la cerámica del núcleo, estableciéndose así una unión entre ambas muy resistente.

Al igual que en la investigación de Christensen RP et al considera que este tipo de microscopía nos aporta gran cantidad de detalles respecto a los diferentes materiales que estamos observando y de una forma mucho más fiable que la MO. Según Molla la observación a SEM de cada una de las interfases de las diferentes muestras que componen el estudio, el grupo 1 CrNi/opáquer/IPS@d.SIGN nos ha mostrado mediante los espectros de energías dispersivas de RX una difusión de elementos de la capa de óxidos del núcleo de CrNi hacia el opáquer, estableciéndose una unión química entre ambos muy adecuada. Asimismo Anusavice KJ et al y Hegedus C et al encontraron la difusión de elementos como cromo, níquel y titanio entre ambas capas. Hemos podido observar también una superficie metálica del núcleo muy irregular debido al arenado del mismo previamente a la formación

En nuestro estudio visualizamos que la distribución muestra la combinación o unión de la interfase de porcelana de materiales de metal porcelana Noritake súper porcelain Ex 3 del tratamiento se evidencian diferencias altamente significativas con d. SIGN. No teniendo proximidad con los estudios de Hofstede TM et al, del cual resalta que el arenado de la superficie de la aleación antes de la oxidación y cuidado de la cerámica con lleva una mayor resistencia en la unión metal/porcelana, pero si este arenado es excesivo, puede actuar aumentando los fracasos a este nivel. Otro de los hallazgos que nos hemos encontrado en la observación de la interfase es la gran cantidad de poros que hay en el interior del opáquer y cerámica de recubrimiento. Es la presencia de poros en el opáquer

una de las principales causas que actúan debilitando esta zona, siendo el origen de las fracturas que dan lugar al fallo de la muestra. Estos poros van a ser incorporados con el pincel durante la fabricación de la faceta por la técnica de capas. Podemos concluir este grupo afirmando que la unión que ha prevalecido es en primer lugar de tipo químico y posteriormente de tipo mecánico, existiendo gran cantidad de poros que debilitan esta unión.

Según los estudios de Lopez observa que el grupo 2 (IPS e.max®Press/ IPS e.max®Ceram) nos ha mostrado una muy buena unión entre la porcelana de núcleo de disilicato de litio y la porcelana de fluorapatita, con un contacto muy íntimo entre ambas porcelanas, siendo además este grupo el que ha alcanzado las cualidades más altas de firmeza a la cizalla, teniendo semejanza con nuestros resultados de las muestras d. SING.

Sin embargo, Aboushelib M et al en sus observaciones a SEM encontraron que existían diferencias estructurales en la estructura cristalina y la matriz vítrea entre porcelanas inyectadas y porcelanas por la técnica de capas, lo cual estaba demostrado por el buen contacto existente entre ambos materiales. En el análisis de los espectros de ambas porcelanas se encontraron diferencias de tipo químico. Así se hallaron un menor porcentaje de iones potasio e iones sodio en la porcelana inyectada respecto a la cerámica por el proceso de recubrimiento. Fue la porcelana por la técnica de inyección la que presentó una menor cristalización debido a la menor proporción en iones sodio y potasio, entrambos ineludibles contiene la formación y el crecimiento de la fase cristalina y por lo tanto este tipo de porcelana de inyección presentó un mejor contacto con su porcelana de núcleo que la porcelana por técnica de capas.

Por el contrario, en el análisis de Lopez fue la porcelana por capas IPS e.max®Ceram la que presentó un menor porcentaje de iones sodio y potasio respecto a la porcelana inyectada IPS e.max®ZirPress, aunque con muy poca diferencia, sin embargo si que encontramos una menor cantidad de silicio en la porcelana inyectada respecto a la cerámica por técnica de capas, no teniendo proximidad con nuestros estudios.

Consideramos que el hecho de encontrar menor cantidad de iones sodio y potasio puede deberse a que en la zona en concreto analizada por nosotros, la proporción de estos cristales podía ser más baja que en el resto de las zonas de la muestra. Consideramos interesante analizar otras zonas de esta porcelana para contrastar resultados.

Coincidiendo con Aboushelib M. et al al hacer un análisis en la interfase circona/faceta, encontró que ciertos elementos de la faceta como silicio, sodio, aluminio y potasio pueden difundir al interior de la capa externa de circona. La concentración de estos elementos descendía gradualmente hasta la profundidad de 8-10  $\mu\text{m}$  en la circona. Por el contrario Kwon JE et al no encontraron ninguna migración o difusión de elementos entre circona/cerámica de recubrimiento.

Según varios autores, la unión que prevalece entre la circona y el liner cuya composición es polvos de porcelana feldespática y aglutinantes no es una unión química, sino una mera compresión mecánica debido a los diferentes CET entre ambos elementos de núcleo y faceta. Por el contrario, nosotros consideramos en base a nuestros resultados, que sí es posible una unión química, aunque débil, entre metal y la porcelana, hecho corroborado mediante la preparación en el microscopio electrónico de barrido.

Otros estudio como de Zang NA et al también consideramos que la unión que prevalece es la unión por compresión mecánica debido a la diferencia en los CET entre ambos materiales, pero queremos resaltar la importancia de la unión química que consideramos se establece entre circonia y cerámica de silicatos.

Una observación interesante llevada a cabo por Aboushelib M et al respecto a la forma de unión de las porcelanas feldespáticas inyectadas y núcleos de circonia cuando se utilizan liners, es que por tener diferente estructura los elementos que conforman la faceta y el liner, y por el hecho de que la faceta se inyecta sobre una superficie del liner lisa y cocida, esta unión vista con SEM resulta en un contacto pobre entre ambas y este espacio resultará en una zona potencial de fracaso de la muestra. Por lo tanto concluye que arenar el liner previamente a la inyección de la faceta resultará en una mejor adhesión entre ambos materiales.

Según Dundar M et al en el estudio que realizaron sobre la unión de cerámicas de núcleo y cerámicas de recubrimiento llegan a la conclusión de que la utilización de liners en núcleos, no aumentó la resistencia en la interfase cuando ésta era una superficie lisa. En base a nuestra observación con SEM, podemos afirmar que la utilización de liners entre los núcleos de circonia y su cerámica de recubrimiento nos aporta varias ventajas. En primer lugar crean una superficie irregular, aportándonos un mejor anclaje mecánico de la cerámica de recubrimiento. Consideramos, en contra de la opinión de Aboushelib M et al que el arenado del liner no nos va a ofrecer un anclaje del recubrimiento significativamente mejorado.

En el estudio de Isgro G et al llegan a la conclusión de que la resistencia final de las coronas completas de cerámica depende de la preparación de la superficie

de la cerámica de recubrimiento y que no hay diferencia en la resistencia entre coronas completas de cerámica con o sin faceta de recubrimiento. Por el contrario, Tinschert J et al concluyen en su estudio que las restauraciones cuyos núcleos son recubiertos por porcelanas de recubrimiento, presentan una mayor resistencia. En contra de estos autores, consideramos que el hecho de incorporar una faceta de recubrimiento a nuestros núcleos cerámicos va a implicar un debilitamiento de la restauración pues se trata de un material más débil, por lo tanto aquellas restauraciones sin cerámica de recubrimiento deberán ser más resistentes. En nuestro estudio podemos finalizar que las fundas de metal porcelana diseñadas con d.SIGN tendrán elevada resistencia y duración comparando con el estudio de Lopez.

Ellakwa A. et al comprobaron que al disminuir el grosor de núcleos de circonia, no implicó una disminución en la resistencia de las coronas.

Consideramos este asentimiento cuando se refiera a una zirconia bien procesada con un tamaño de grano diminuto y ausencia de porosidades que deterioren a la misma.

Guazzato M et al describen factores como composición química, técnica de fabricación, procedimiento de fresado y temperatura de sinterización como los factores principales que van a diferenciar unas de otras y por ello cada casa comercial nos va a recomendar un tratamiento de superficie diferente para su circonia.

Aunque los núcleos de circonia son más estéticos que los núcleos de aleaciones metálicas siguen siendo demasiado opacos y blancos. Por ello se hace necesario el enmascarar este problema. Han surgido diferentes técnicas para ello: añadir

pigmentos metálicos a los polvos iniciales de circonita previa o posteriormente a su compactación, sumergir los bloques de circonita en soluciones con agentes colorantes, o la aplicación de liners al núcleo sinterizado.

En nuestro estudio se visualiza que el promedio en las muestra de estudio aplicado en de vitro de la Interfase metal porcelana Ips Noritake máximo con un promedio de valor de 153,16 micras ( $\mu\text{m}$ ) y una suma de valor de 3063,0 micras ( $\mu\text{m}$ ) y el mínimo con un promedio de valor de 123,83 micras ( $\mu\text{m}$ ) y una suma de valor de 2476,5 micras ( $\mu\text{m}$ ) el cual no tiene proximidad con los estudios de López, Molla, Aboushelib M. et al respectivamente.

Mientras que en el promedio de la Interfase metal porcelana IPS d.SIGN con un promedio de valor de 37,54 micras ( $\mu\text{m}$ ) y una suma de valor de 750,7 micras ( $\mu\text{m}$ ) se asemeja al estudio de López respectivamente.

## CONCLUSIONES

- Al estudio in vitro existe diferencias estadísticamente significativas entre la interfase metal porcelana IPS d. SIGN y metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX -3, siendo la IPS d. SIGN que demostró una adecuada unión en su interfase.
- El promedio de la adherencia a nivel de la interfase de la aleación con la cerámica IPS d.SIGN máximo es de 976,6 micras ( $\mu\text{m}$ ) y mínimo fue de 1,138 micras ( $\mu\text{m}$ )
- El promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana Noritake Super Porcelain EX3 máximo es de 900,3 micras ( $\mu\text{m}$ ) y mínimo fue de 1,074 micras ( $\mu\text{m}$ )



## RECOMENDACIONES

- Realizar otros estudios in vitro sobre la interfase de unión en otros tipos de porcelanas dentales.
- Efectuar trabajos de resistencia al cizallamiento luego de hallar el promedio de unión de las interfase de los materiales de las porcelanas.
- Emplear la evaluación en diferentes microscopios electrónicos para analizar los diferentes productos que se puede visualizar.
- Investigar sobre los materiales dentales a adaptar en los tratamientos protésicos.
- Evaluar la durabilidad de las porcelanas adheridas al metal.
- Evaluar los tratamientos ejecutados con metal porcelana que se fragmentaron para verificar los dictámenes de adhesión o cohesión en la interfase.
- Investigar las configuraciones de mejora a las propiedades mecánicas que recubren las porcelanas.

## FUENTES DE INFORMACIÓN

1. López V. Análisis microscópico e investigación experimental in vitro de la interfase de unión entre la circonia y su cerámica de recubrimiento en restauraciones completas de cerámica (Tesis doctoral). (2013)  
Universidad Europea de Madrid, Villaviciosa de Odón.
2. Jetli RR, Balasubramaniam M, Chidambaranathan AS, Srinivasan S. Evaluation of Shear Bond Strength of Feldspathic CAD/CAM Ceramic with Dentin using 2 Bonding Agents and 2 Surface Treatments- An Invitro Study. J Clin Diagn Res. 2015 Nov;9(11):ZC36-9
3. Lungareze D. Influência da espessura da infraestrutura em Zircônia (3Y-TZP) na resistência mecânica da porcelana de cobertura. (2015): 87-f.
4. Kaplan A. et al. Characterization of metal/ceramic interfaces in dental materials by acoustic emission. Procedia Materials Science 8 (2015): 683-692
5. Kai Chun L., Le Ying T., Prio J. Porcelain bonding to novel Co–Cr alloys: Influence of interfacial reactions on phase stability, plasticity and adhesion. Dental Materials 32.12 (2016): 1504-1512.
6. Inokoshi, M., et al. Structural and chemical analysis of the zirconia–veneering ceramic interface. Journal of dental research 95.1 (2016): 102-109.
7. Yanjin L. et al. Preliminary assessment of metal-porcelain bonding strength of CoCrW alloy after 3 wt.% Cu addition. Materials Science and Engineering: C 63 (2016): 37-45.

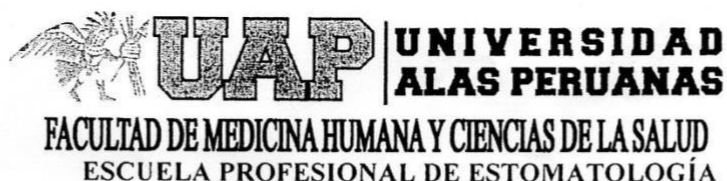
8. Lakshmi, Devi M., et al. A comparative study of shear bond strength of repaired fused metal restorations and interface adaptation using 3 different commercially available repair materials. *Journal of Evolution of Medical and Dental Sciences* 5.65 (2016): 4642-4647.
9. Aldaz LN. Resistencia a la fractura de coronas de porcelana de disilicato de litio diseñadas con sistema cad cam con un tallado anatómico y no anatómico. BS thesis. Quito: UCE, 2017. Disponible en <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/12066>
10. Gavilanes NA.. Cambios en la superficie microscópica y dureza de porcelana feldespática sometida a diferentes sistemas de pulido. Estudio invitro. BS thesis. Quito: UCE, 2017. Disponible en: <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/13191>
11. Tripathi A, Bagchi S, Singh J. Effect of Firing Temperature at the Porcelain Metal Alloy Interface in Porcelain Fused to Metal Restorations. A SEM/EDS Study. *Journal of Prosthodontics* 27.4 (2018): 355-360.
12. Ortega V, Gómez P, Dócimo N, Pumarega, MI. (2018). Análisis de la forma de onda de señales de Emisión Acústica producida en ensayos de interfaces ceramo-metálicas. *Matéria (Rio de Janeiro)*, 23(2), e12122. Epub July 19, 2018. Disponible en: <https://dx.doi.org/10.1590/s1517-707620180002.0456>
13. Ocampo J. et al. Efecto de diferentes tratamientos superficiales en la alteración de color de la cerámica. *KIRU Revista de la Facultad de Odontología-Universidad de San Martín de Porres* 16.1 (2019).

14. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater* 2004;20(2):207-12
15. Zimmer S, Gohlich O, Ruttermann S. Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Oper Dent* 2008;33(5):484-7
16. Posselt A, Kerschbaum T. Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent* 2003;6(3):231-48
17. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:84-96.
18. Santos GC., Santos MJ. Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *JCan Dent Assoc.* 2009; 75(5):379-84.
19. Saavedra R., Iriarte R., Oliveira O., Moncada G. Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. *Acta Odont Venez* 52.art21 (2014).
20. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007; 51(3):713-27.
21. Touati BM., Nathanson D. Sistemas cerámicos actuales en odontología estética y restauraciones cerámicas. In: S.A. M, ed; 2000.
22. Rodríguez-Galindo, Y., Valdivia-Maibach R. Comparación in vitro de la resistencia compresiva de dos cementos resinosos en coronas metal-cerámicas reparadas con incrustaciones cerámicas. *Revista científica odontológica* 1.1 (2015).
23. Manjuran NG, T. Sreelal. An In Vitro Study to Identify a Ceramic Polishing Protocol Effecting Smoothness Superior to Glazed

- Surface. Indian Prosthodontic Society. 2014 July- Sep; 14(3)(219–227).
24. Michael J. Cattell T, Chadwickd J, Knowlesb RL, Clarkec. The development and testing of glaze materials for application to the fit surface of dental ceramic restorations. Dental Materials. 2009; 25(431–441).
  25. Godoy Ruiz. Análisis del efecto del fresado y pulido sobre la rugosidad y resistencia mecánica de distintas superficies cerámicas. Universidad Complutense de Madrid. 2014.
  26. Sethi K,JSJ. An in vitro investigation to compare the surface roughness of auto glazed, reglazed and chair side polished surfaces of Ivoclar and Vita feldspathic porcelain. J Indian Prosthodont Soc. 2013 Oct-Dec; ; 13(4)((478–485)).
  27. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fundamnetos Esenciales en Protesis fija. Tercera ed. S.L Q, editor. Barcelona : Quintessence S.L.
  28. Lucchetti MCFVFDV. Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY. 2015 October; 114.
  29. John C. Wataha. Alloys for prosthodontic restorations. The Journal Of Prosthetic Dentistry. 2002 April; 87(351-63.)).
  30. Diccionario de la Real Academia de la Lengua Española.  
<http://del.rae.es/?id=3lacRHm>

# **ANEXOS**

**Anexo 1: Carta de presentación (emitido por la escuela)**



Pueblo Libre, 17 de diciembre de 2018

MS. CLEMENTE LUYO CAICHO

Responsable del Microscopio Electrónico de Barrido de la UNI

De mi consideración:

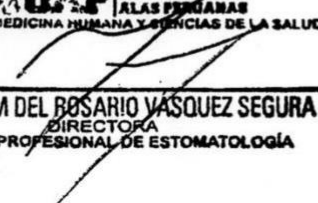
Tengo el agrado de dirigirme a usted para expresarle mi respetuoso saludo y al mismo tiempo presentarle a la egresada **VARA BERNUY, ERIKA ELIZABETH**, con código **2000200868**, de la Escuela Profesional de Estomatología - Facultad de Medicina Humana y Ciencias de la Salud -Universidad Alas Peruanas, quien necesita recabar información en el área que usted dirige para el desarrollo del trabajo de investigación (tesis).


**TÍTULO: "ESTUDIO IN VITRO DE LA INTERFASE METAL PORCELANA IPS D. SIEN Y METAL PORCELANA NORITAKE SUPER PORCELAIN EX 3"**

A efectos de que tenga usted a bien brindarle las facilidades del caso.

Anticipo a usted mi profundo agradecimiento por la generosa atención que brinde a la presente.

Atentamente,

  
**UAP** | **UNIVERSIDAD  
ALAS PERUANAS**  
**FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD**  
**Dra. MIRIAM DEL ROSARIO VASQUEZ SEGURA**  
**DIRECTORA**  
**ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA**

  
2018/12/17

## Anexo 2: Constancia de desarrollo de la investigación



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA**  
**Facultad de Ciencias**

### CONSTANCIA

EL ENCARGADO DEL LABORATORIO DE MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE LA FACULTAD DE CIENCIAS DE LA UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA: QUE SUSCRIBE:

### HACE CONSTAR

Que la Srta. VARA BERNUY, ERIKA ELIZABETH con código 2000200868 ha realizado su análisis morfológico de muestras para su tesis titulada "ESTUDIO IN VITRO DE LA INTERFASE METAL PORCELANA IPSD. SIEN Y METAL PORCELANA NORITAKE SUPPER PORCERLAIN EX 3" con el Microscopio Electrónico de Barrido marca Zeiss modelo EVO MA10 en las instalaciones de nuestra facultad.

Se expide la presente como constancia a solicitud de la interesada para los fines que estime conveniente.



Mg. Clemente Luyo Caycho  
Docente Facultad de Ciencias



**Anexo N° 3: Instrumento de recolección de datos**



**FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS d. SING**

FICHA CONTROL				
NÚMERO DE MUESTRA	TIPO DE METAL PORCELANA	MEDIDA DE INTERFASE $\mu\text{m}$ (Máxima)	MEDIDA DE INTERFASE $\mu\text{m}$ (Mínima)	ESPEJOR DE LA MUESTRA

**Fuente:** <https://abacus.universidadeuropea.es/handle/11268/1327?show=full>

Anexo N° 3: Instrumento de recolección de datos



FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS NORITAKE

FICHA EXPERIMENTAL				
NÚMERO DE MUESTRA	TIPO DE METAL PORCELANA	MEDIDA DE INTERFASE $\mu\text{m}$ (Máxima)	MEDIDA DE INTERFASE $\mu\text{m}$ (Mínima)	ESPELOR DE LA MUESTRA

Fuente: <https://abacus.universidadeuropea.es/handle/11268/1327?show=full>

## ANEXO N° 4: Matriz de consistencia

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPOTESIS	VARIABLES	METODOLOGIA
<p><b>General</b></p> <p>¿Existe diferencias estadísticamente significativas entre la interface metal porcelana IPS d. SIGN y metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX -3?</p>	<p><b>General</b></p> <p>Determinar si existe diferencias estadísticamente significativas entre la interfase metal porcelana IPS d. SIGN y metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX -3.</p>	<p><b>General</b></p> <p>Si existe diferencias entre la interfase metal porcelana IPS d. SIGN y metal porcelana NORITAKE Super Porcelain EX -3.</p>	<p><b>V, Independiente</b></p> <p>Metal porcelana IPS. D. SIGN</p>	<p><b>DISEÑO METOLÓGICO</b></p> <p><b>ENFOQUE:</b> Cuantitativo  <b>DISEÑO DE INVESTIGACIÓN</b>                      Experimental- Transversal</p> <p><b>DISEÑO MUESTRAL</b></p> <p><b>Población:</b>                      Cortes transversales de Metal porcelana IPS. D. SIGN y Metal porcelana NORITAKE super Porcelain EX 3.</p> <p><b>Muestra:</b>                      La muestra se estableció por conveniencia considerando como referencia el artículo científico publicado en USA, 2003 por Denry y Holloway.</p> <p><b>TECNICAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS</b>                      Observación</p> <p><b>Instrumento de recolección:</b>                      Ficha clínica de medición de interfase metal porcelana</p>
			<p>Metal porcelana NORITAKE super Porcelain EX 3</p>	
<p><b>Específicos</b></p> <p>¿Cuánto es el promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana IPS d.SIGN ?</p>	<p><b>Específicos</b></p> <p>Identificar el promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana IPS d.SIGN.</p>	<p><b>Específicos</b></p> <p>El promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana IPS d.SIGN.</p>	<p><b>V Dependiente</b></p> <p>Interfase metal porcelana</p>	
<p>¿Cuánto es el promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana Noritake Super Porcelain EX3?</p>	<p>Identificar el promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana Noritake Super Porcelain EX3.</p>	<p>El promedio de la unión a nivel de la interfase del metal con la porcelana Noritake Super Porcelain EX3.</p>		

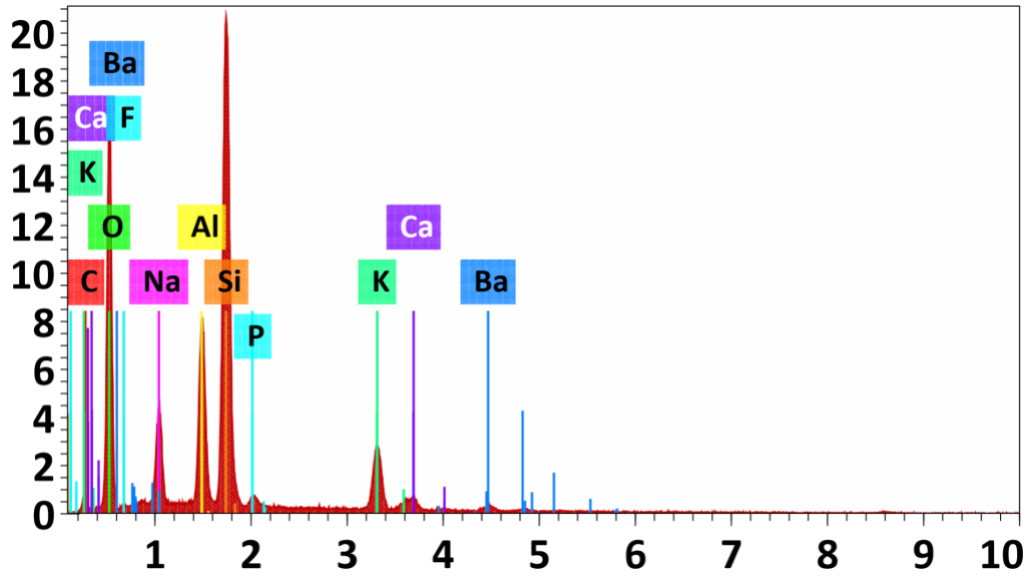
Anexo N° 5 Fotografías

Fig. N° 1 Composición del material d. SING



Application Note

Company / Department



cps/eV fuente propia del investigador

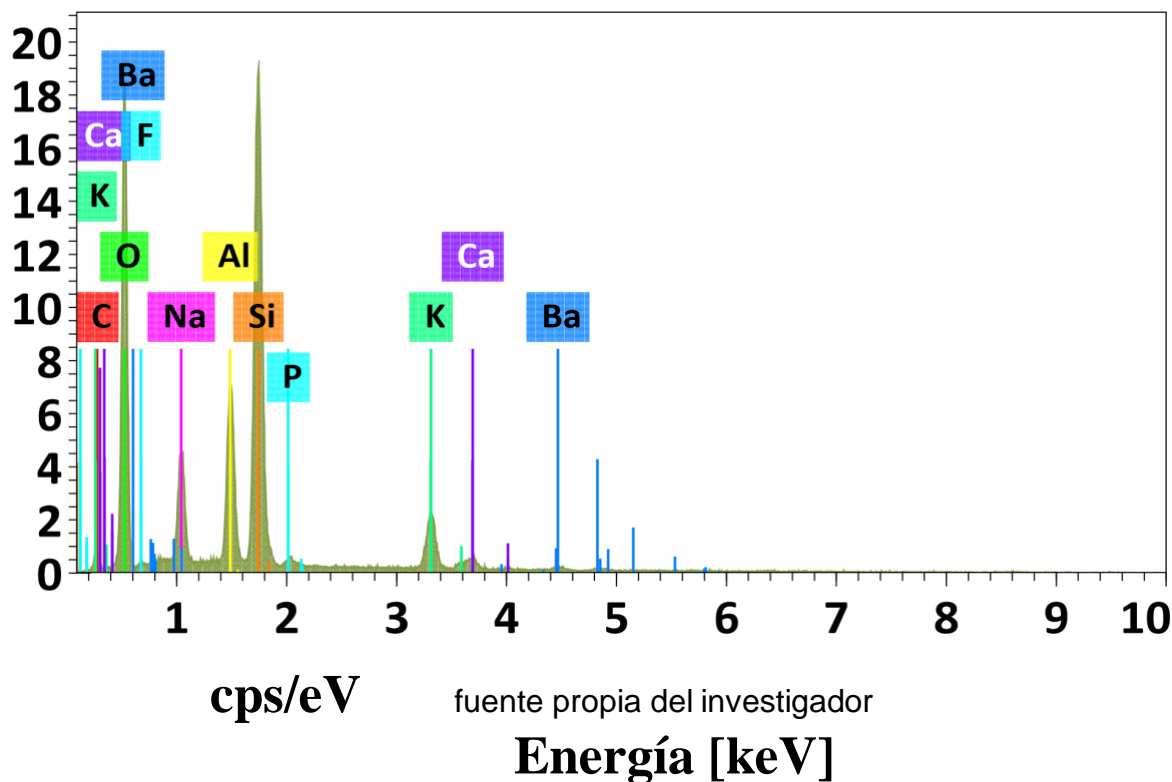
Energía [keV]

d 105

Element	At. No.	Mass [%]	Mass Norm. [%]	Atom abs. [%]	rel. error [%] (1 sigma)	rel. error [%] (1 sigma)	
Carbono	6	1380	5.33	6.05	9.68	1.13	21.23
Oxígeno	8	40658	45.88	52.06	62.57	5.52	12.04
Fluor	9	732	1.44	1.63	1.65	0.38	26.53
Sodio	11	12162	4.49	5.10	4.26	0.32	7.18
Aluminio	13	25745	6.33	7.18	5.11	0.33	5.26
Silicio	14	76735	16.09	18.26	12.50	0.71	4.44
Fósforo	15	1955	0.61	0.70	0.43	0.06	8.95
Potasio	19	14076	5.21	5.91	2.91	0.19	3.67
Calcio	20	2582	1.16	1.32	0.63	0.07	5.87
Bario	56	1988	1.59	1.80	0.25	0.08	5.31
<b>Sum</b>		<b>88.13</b>	<b>100.00</b>	<b>100.00</b>			

# Application Note

Company / Department



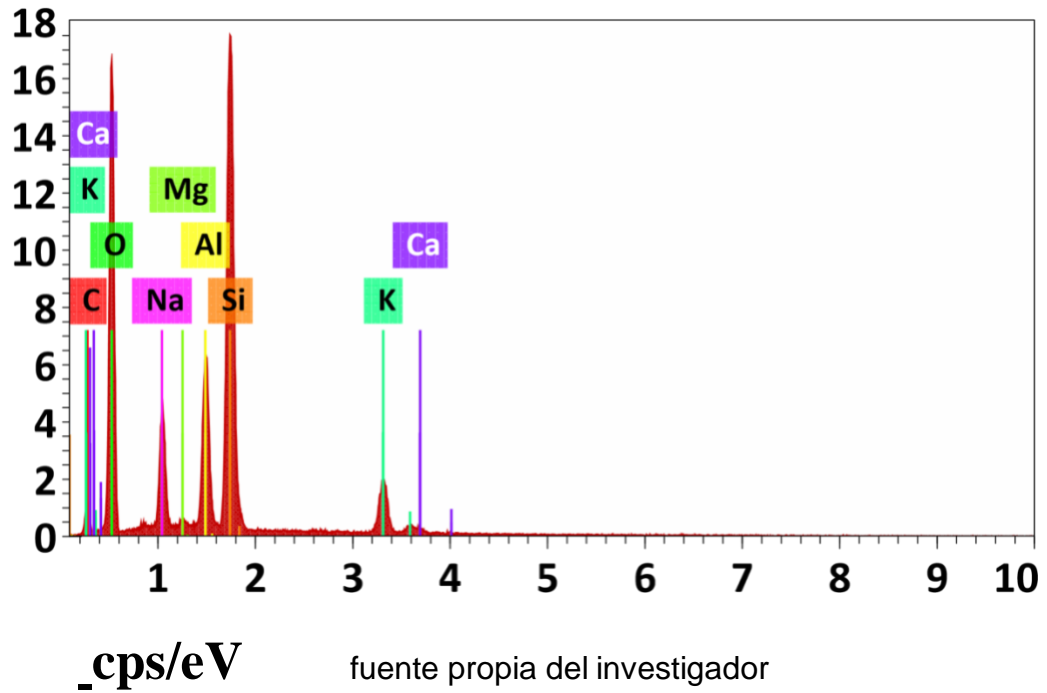
d 104

Element	At. No.	Netto	Mass [%]	Mass Norm. [%]	Atom abs. [%]	error [%] (1 sigma)	rel. error [%] (1 sigma)
Carbono	6	1506	4.99	6.14	9.64	1.04	20.81
Oxígeno	8	47583	44.38	54.54	64.29	5.28	11.89
Fluor	9	918	1.61	1.98	1.97	0.40	24.75
Sodio	11	13896	4.86	5.98	4.90	0.35	7.11
Aluminio	13	24107	5.09	6.25	4.37	0.27	5.36
Silicio	14	74483	13.65	16.77	11.26	0.61	4.47
Fósforo	15	1418	0.40	0.49	0.30	0.05	11.41
Potasio	19	11511	4.22	5.19	2.50	0.16	3.82
Calcio	20	2166	0.97	1.19	0.56	0.06	6.43
Bario	56	1485	1.19	1.46	0.20	0.07	6.11
<b>Sum</b>		<b>81.37</b>	<b>100.00</b>	<b>100.00</b>	<b>100.00</b>		

Fig. N° 2 Composición del material Noritake

# Application Note

Company / Department



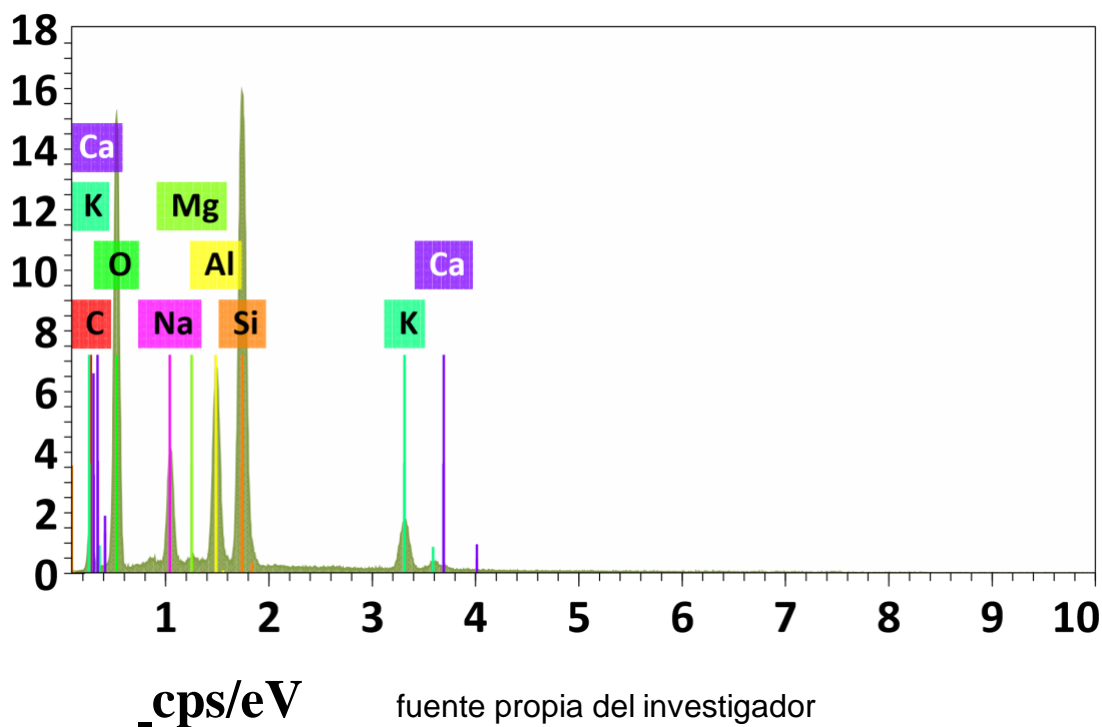
## Energía [keV]

d 109

Element	At. No.	Netto	Mass [%]	Mass Norm. [%]	Atom. [%]	abs. error [%] (1 sigma)	rel. error [%] (1 sigma)
Carbono	6	2212	9.25	8.40	12.76	1.74	18.78
Oxígeno	8	50018	61.23	55.58	63.38	7.24	11.83
Sodio	11	15650	8.40	7.63	6.05	0.58	6.88
Magnesio	12	942	0.37	0.33	0.25	0.05	14.11
Aluminio	13	24555	7.31	6.64	4.49	0.38	5.21
Silicio	14	79946	18.56	16.85	10.94	0.82	4.42
Potasio	19	11687	4.63	4.20	1.96	0.17	3.77
Calcio	20	882	0.42	0.38	0.17	0.05	10.85
<b>Sum</b>			<b>110.17</b>	<b>100.00</b>	<b>100.00</b>		

# Application Note

Company / Department

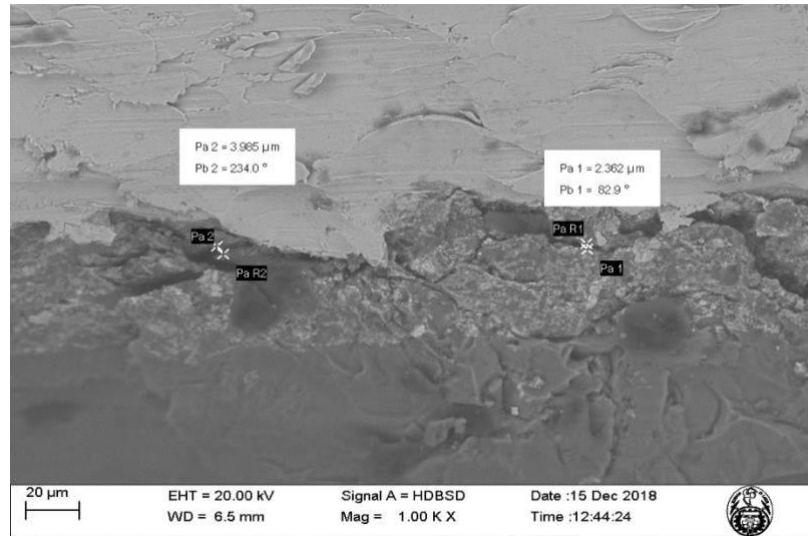


## Energía [keV]

d 108

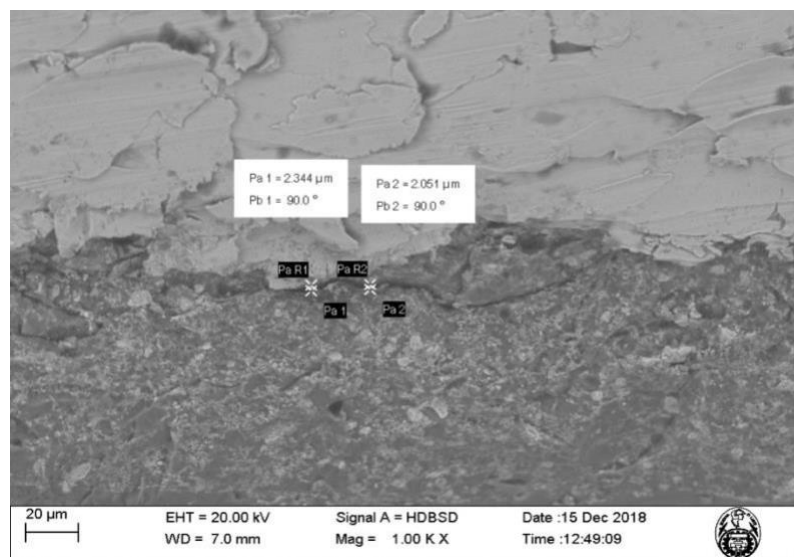
Element	At. No.	Netto	Mass [%]	Mass Norm. [%]	Atom abs. [%]	error [%] (1 sigma)	rel. error [%] (1 sigma)
Carbono	6	4270	15.59	13.82	20.21	2.54	16.28
Oxígeno	8	49023	60.87	53.96	59.24	7.21	11.85
Sodio	11	15050	7.49	6.64	5.07	0.52	6.92
Magnesio	12	674	0.24	0.21	0.15	0.04	18.25
Aluminio	13	28773	7.83	6.94	4.52	0.40	5.17
Silicio	14	75569	16.16	14.33	8.96	0.72	4.44
Potasio	19	11051	4.29	3.80	1.71	0.16	3.82
Calcio	20	726	0.33	0.30	0.13	0.04	12.62
<b>Sum</b>		<b>112.80</b>	<b>100.00</b>	<b>100.00</b>			

**Fig. N° 3 Microscopia electrónica de barrido (MEB) d. SING**



Fuente propia del investigador

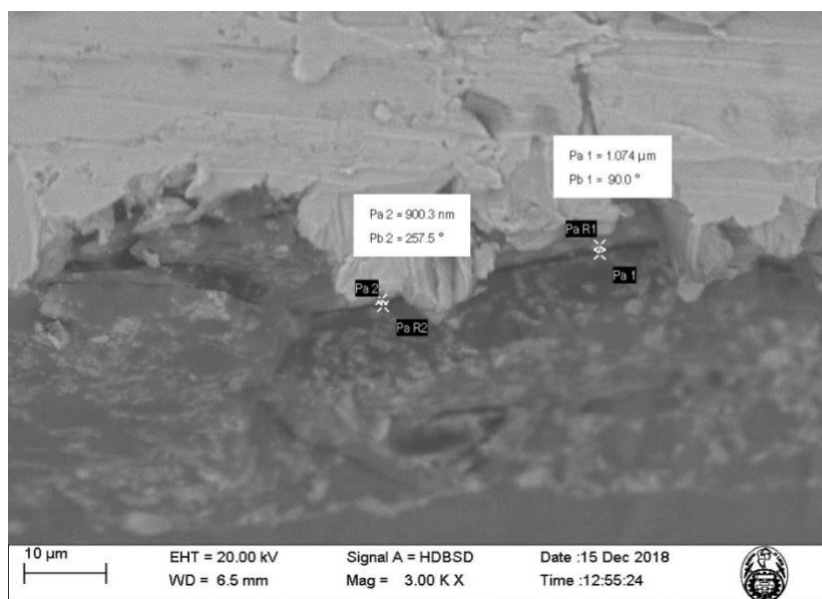
**Fig. N° 1 Interfase a MEB de muestra 1 d. SING a 1.00X**



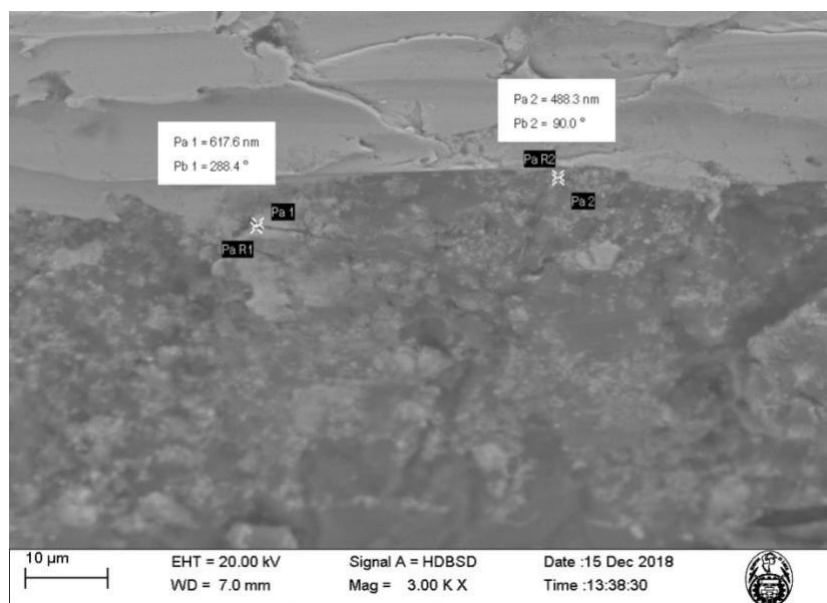
Fuente propia del investigador

**Fig. N° 2 Interfase a MEB de muestra 2 d. SING a 1.00X**

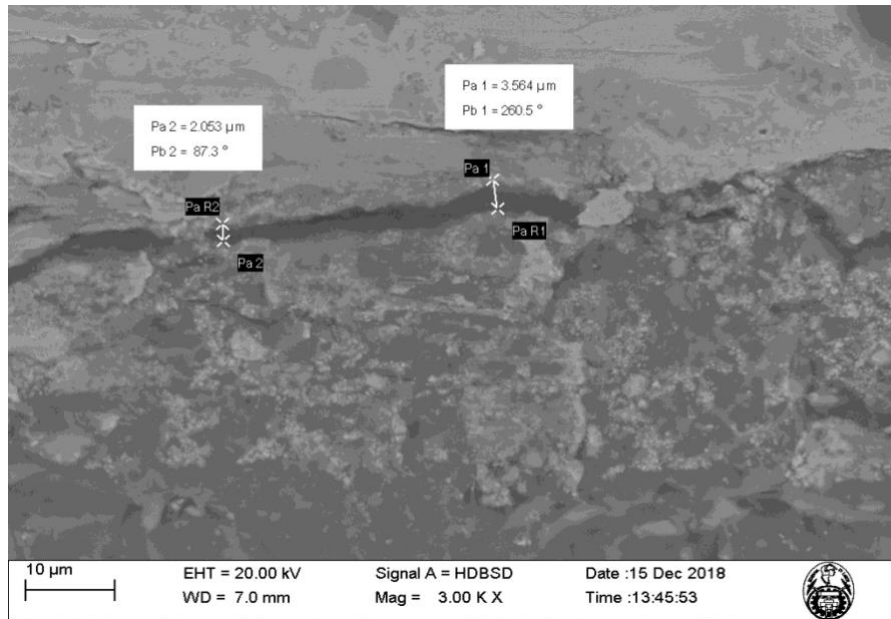




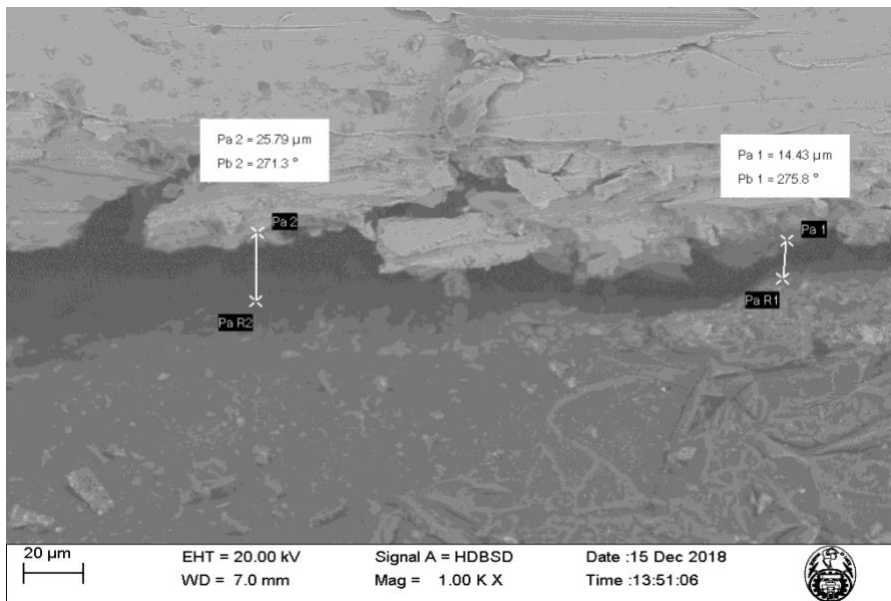
Fuente propia del investigador  
Fig. N° 3 Interfase a MEB de muestra 3 d. SING a 3.00X



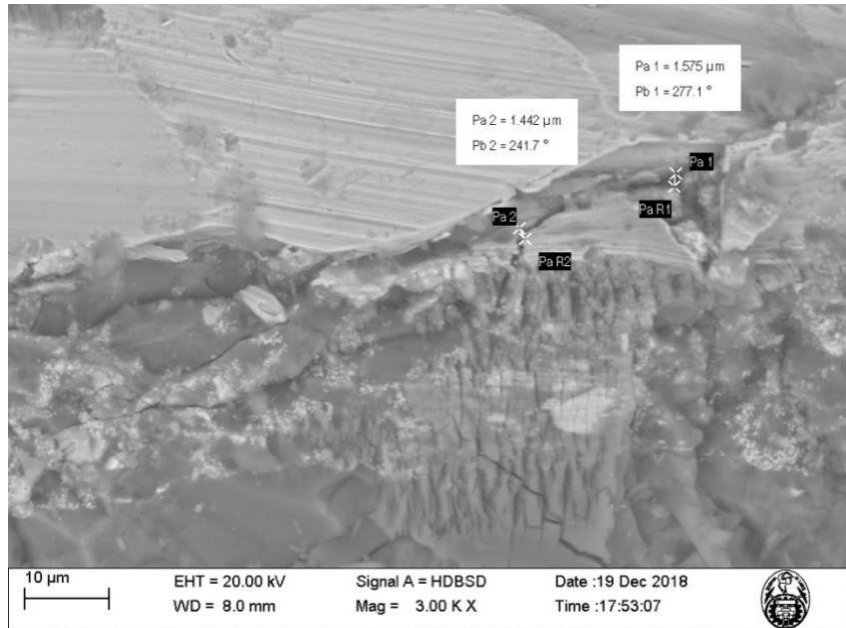
Fuente propia del investigador  
Fig. N°4 Interfase a MEB de muestra 4 d. SING a 3.00X



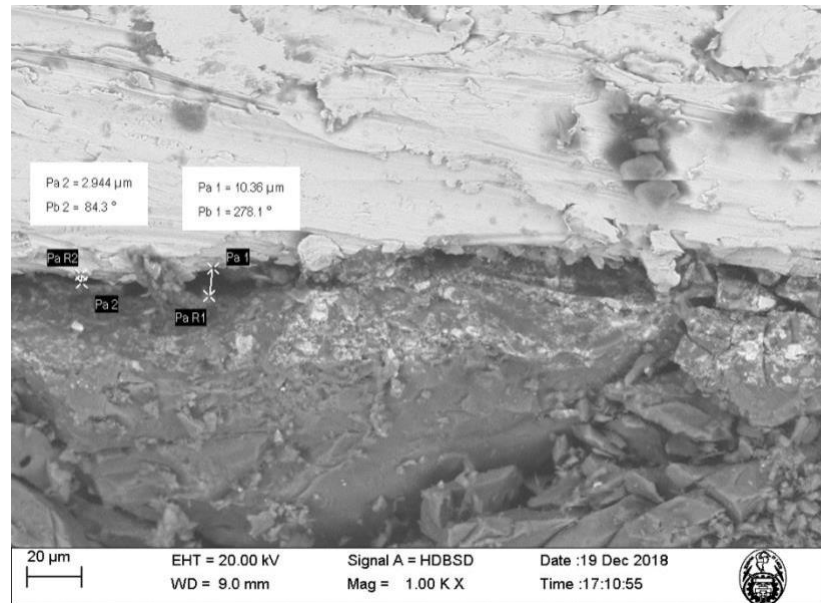
Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 5 Interfase a MEB de muestra 5 d. SING a 3.00X



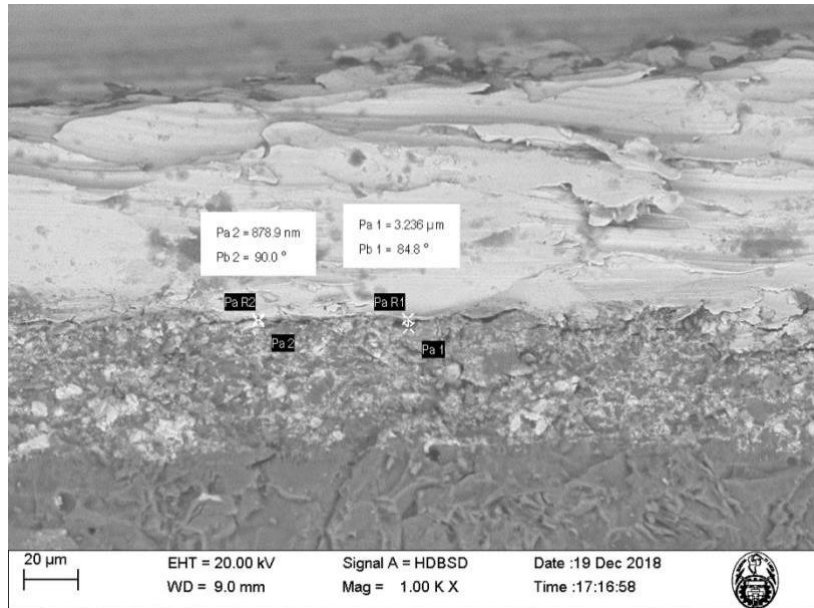
Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 6 Interfase a MEB de muestra 6 d. SING a 1.00X



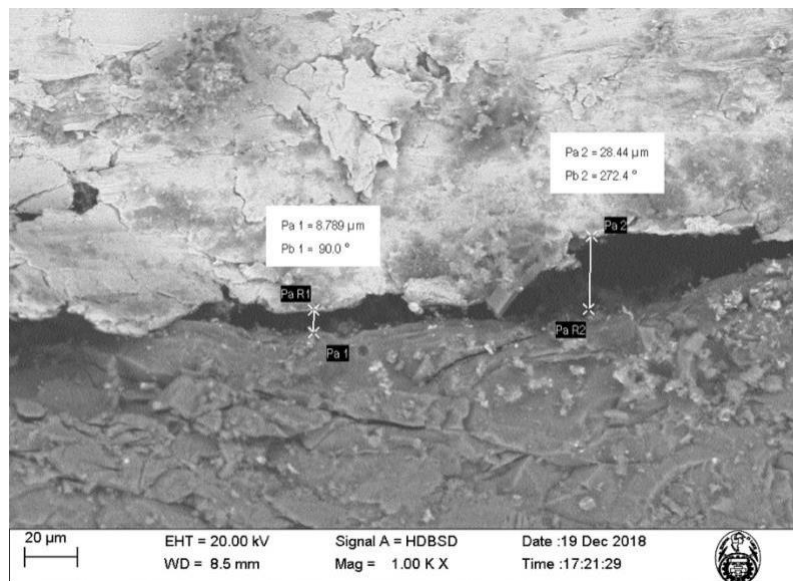
Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 7 Interfase a MEB de muestra 7 d. SING a 3.00X



Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 8 Interfase a MEB de muestra 8 d. SING a 1.00X

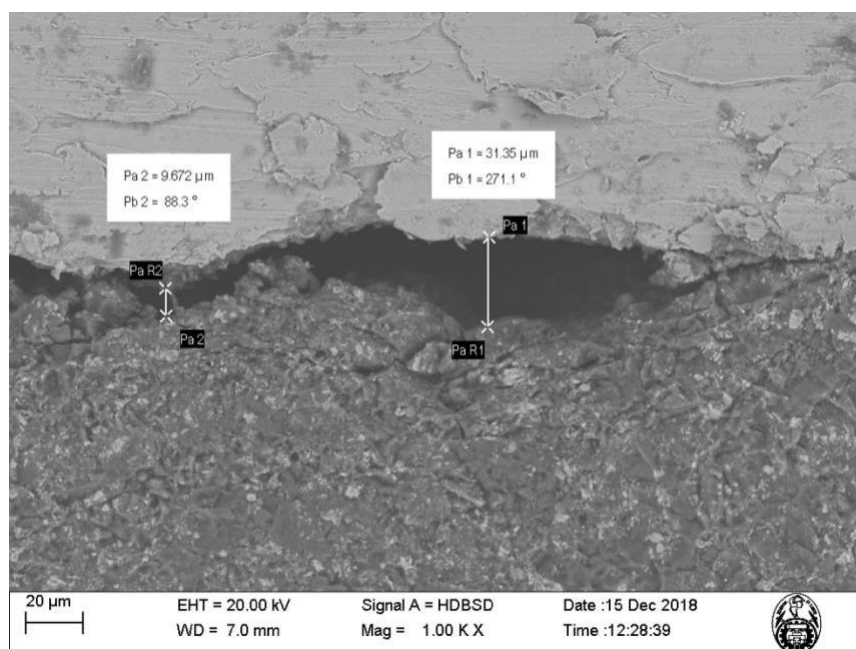


Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 9 Interfase a MEB de muestra 9 d. SING a 1.00X



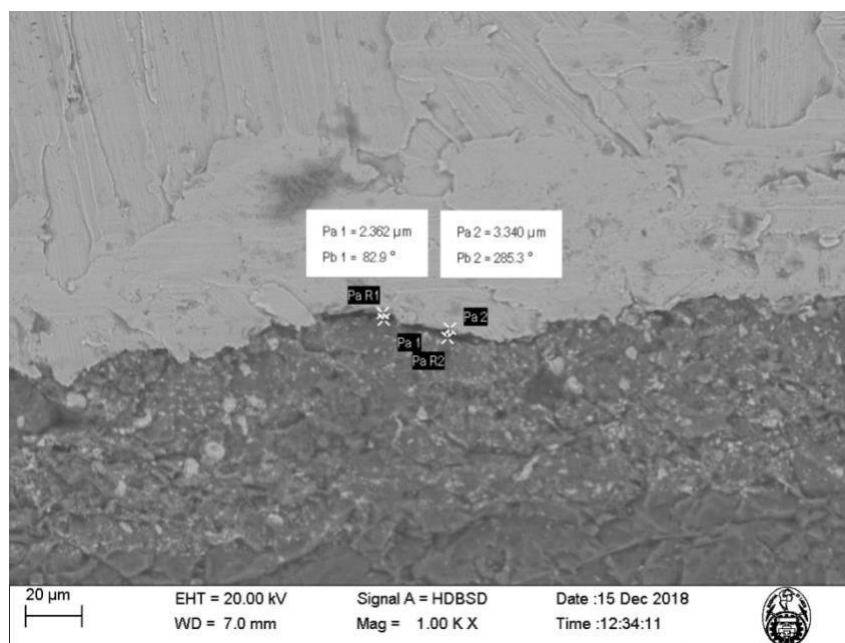
Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 10 Interfase a MO de muestra 10 d. SING a 1.00X

**Fig. N° 4 Microscopia electrónica de barrido (MEB) NORITAKE**



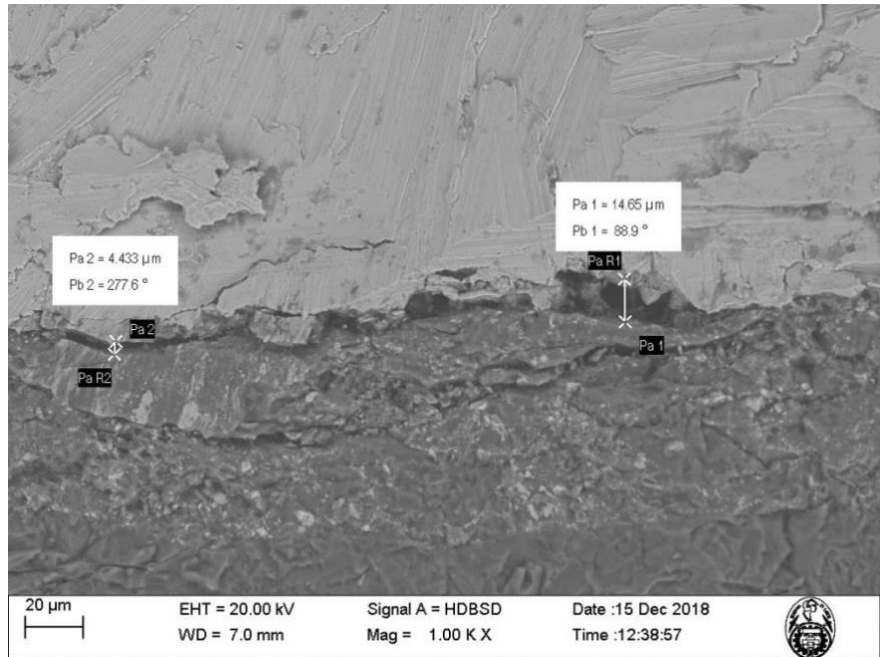
Fuente propia del investigador

**Fig. N° 1 Interfase a MEB de muestra 1 NORITAKE a 1.00X**

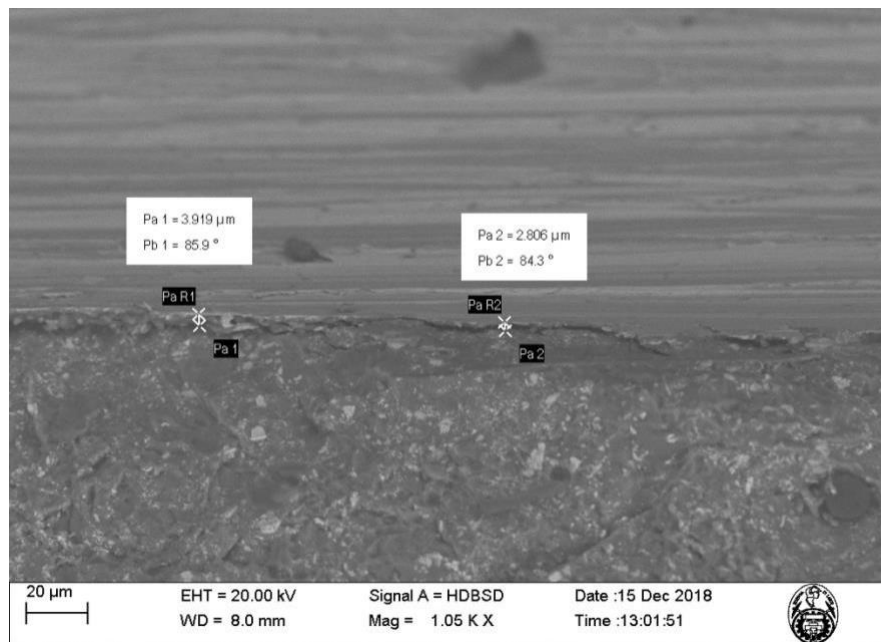


Fuente propia del investigador

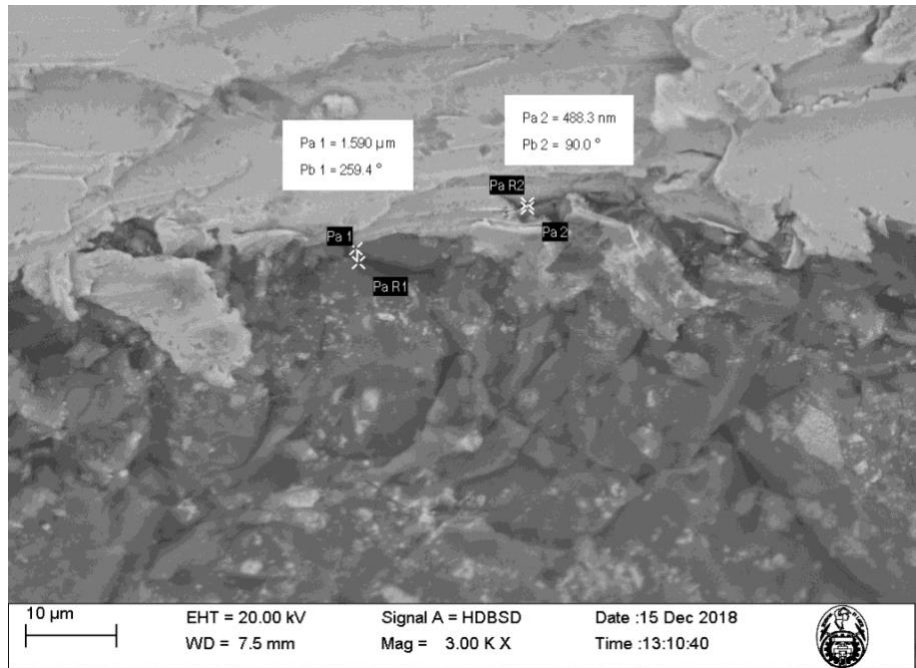
**Fig. N° 2 Interfase a MEB de muestra 2 NORITAKE a 1.00X**



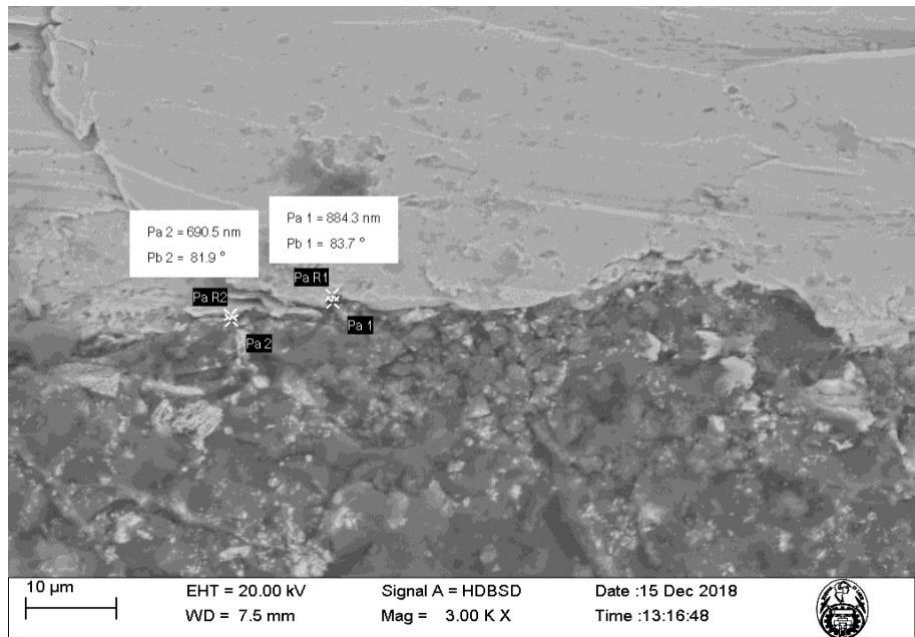
Fuente propia del investigador  
Fig. N° 3 Interfase a MEB de muestra 3 NORITAKE a 1.00X



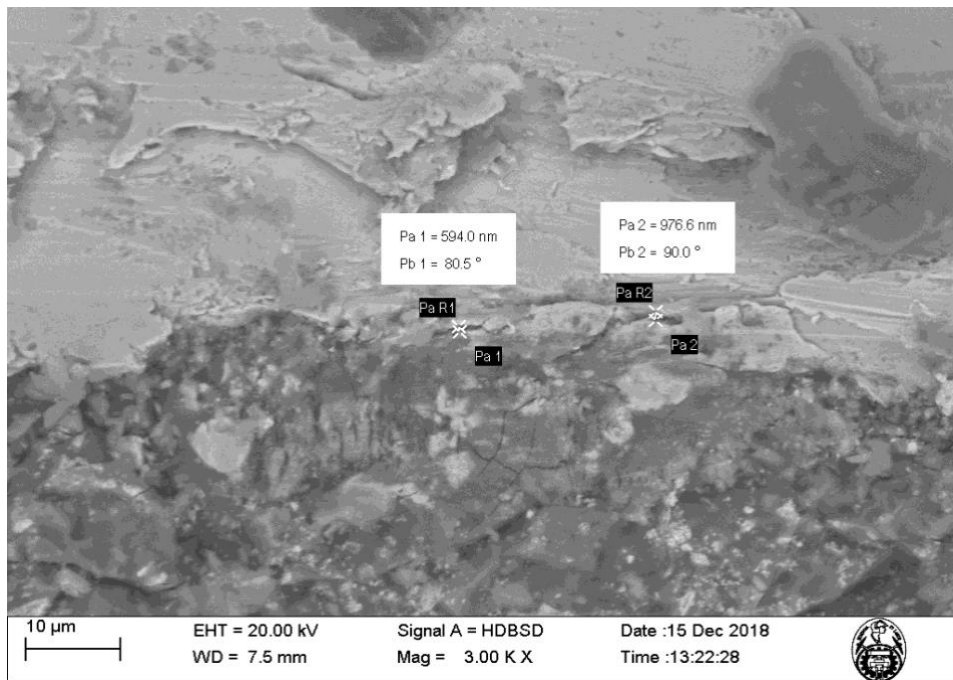
Fuente propia del investigador  
Fig. N° 4 Interfase a MEB de muestra 4 NORITAKE a 1.00X



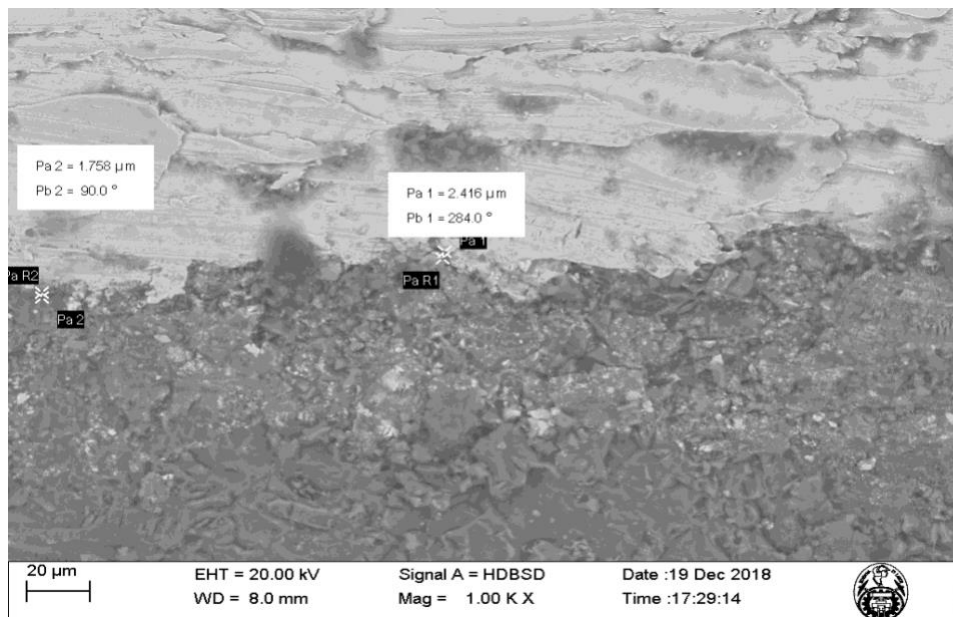
Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 5 Interfase a MO de muestra 5 NORITAKE a 3.00X



Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 6 Interfase a MO de muestra 6 NORITAKE a 3.00X

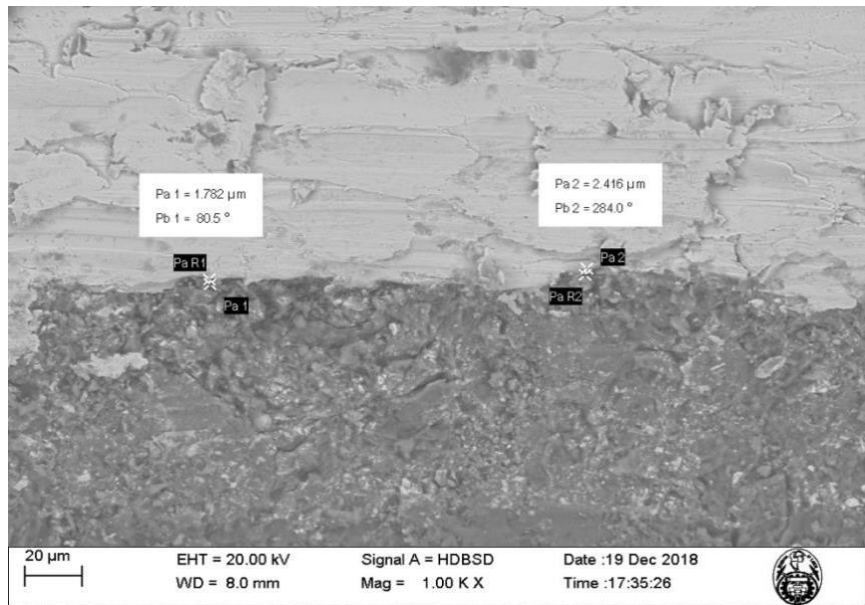


Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 7 Interfase a MO de muestra 7 NORITAKE a 3.00X

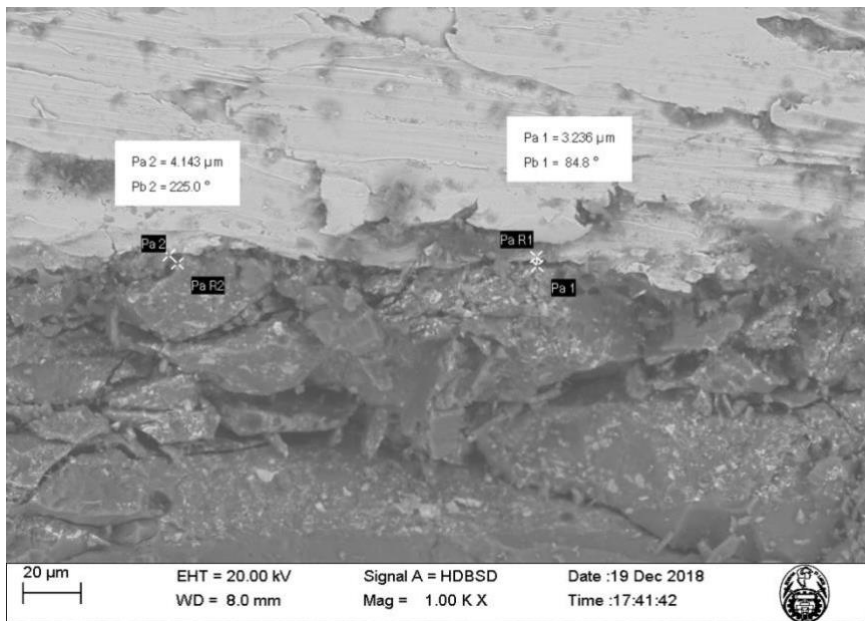


Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 8 Interfase a MO de muestra 8 NORITAKE a 1.00X



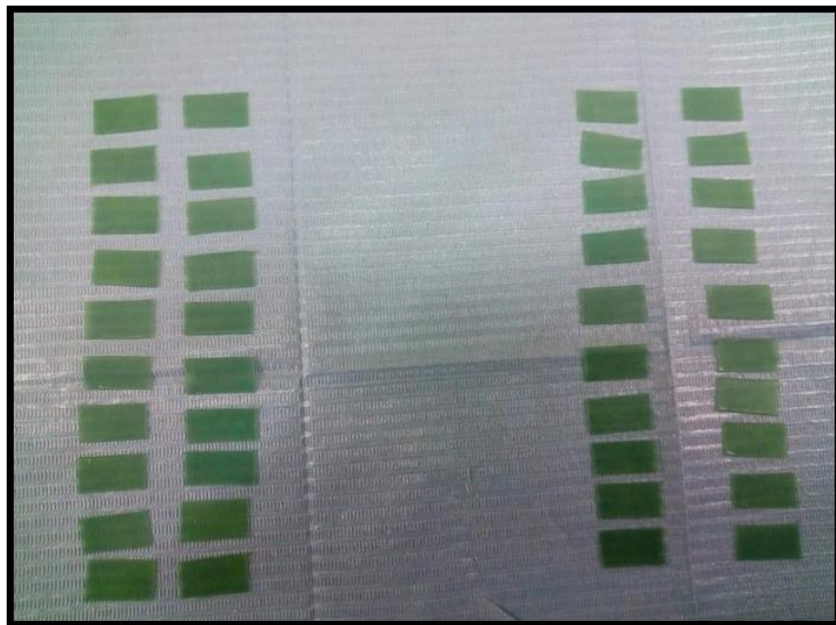
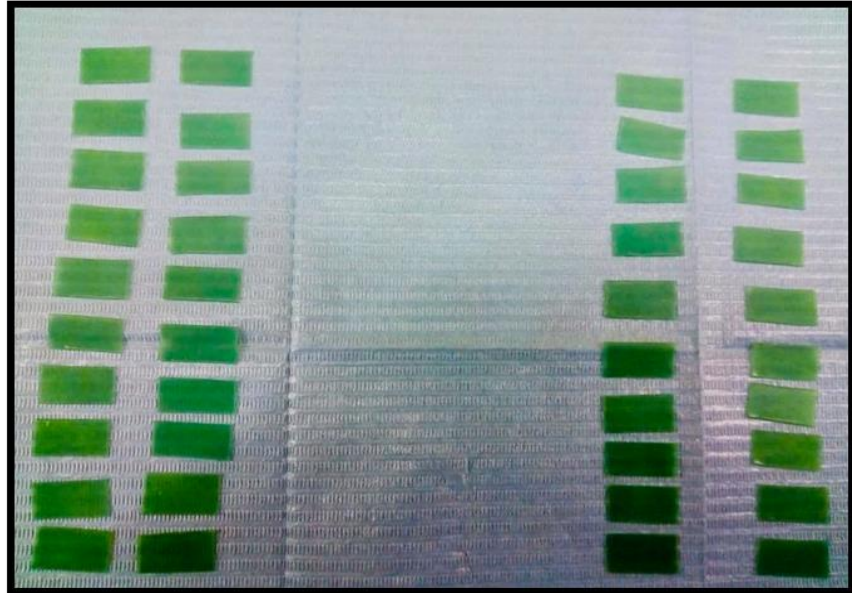


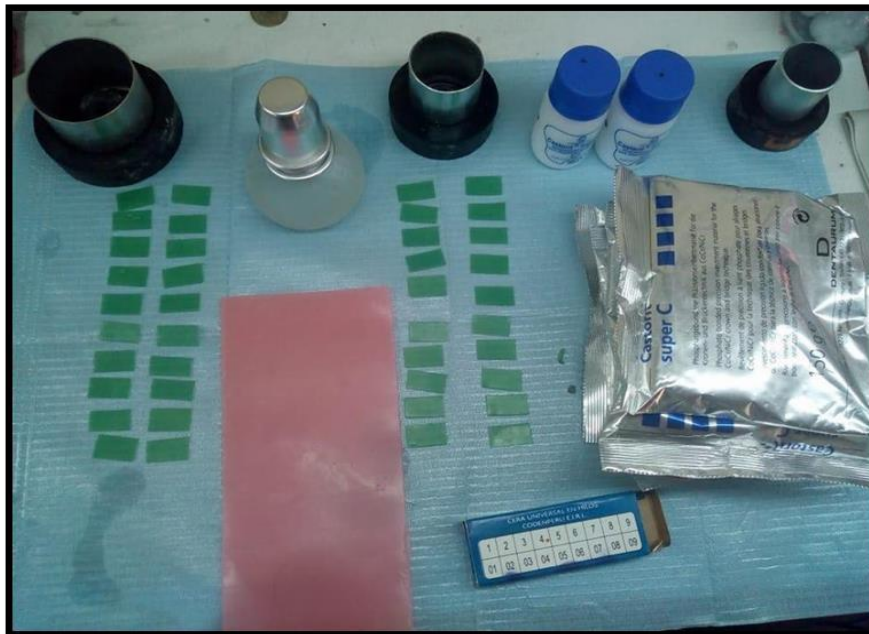
Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 9 Interfase a MO de muestra 9 NORITAKE a 1.00X



Fuente propia del investigador  
 Fig. N° 10 Interfase a MO de muestra 10 NORITAKE a 1.00X

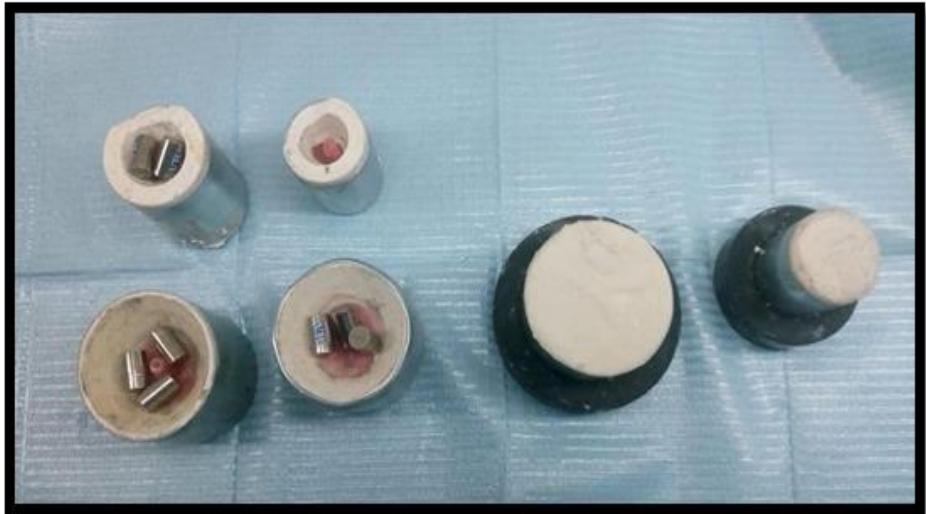
Fig. N° 5 Fotografías de procedimientos

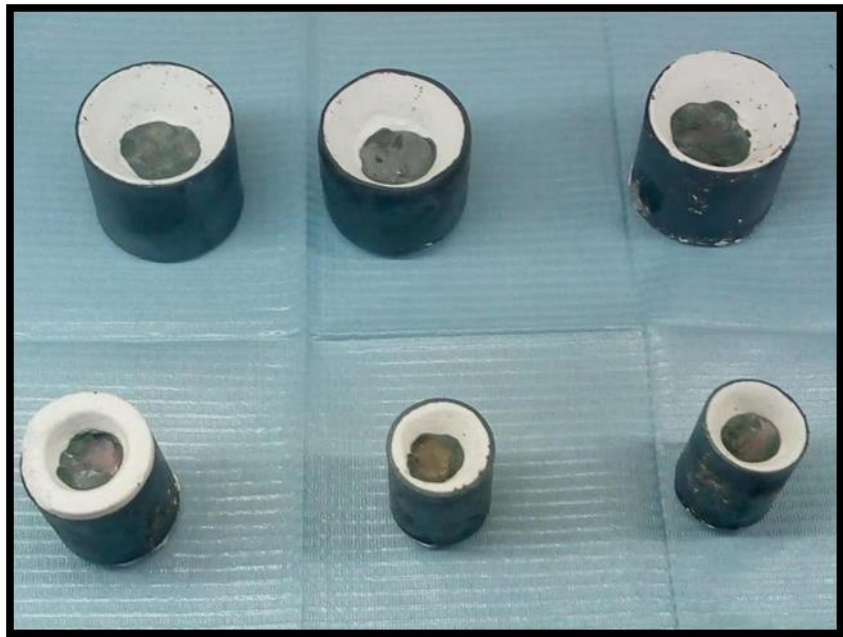
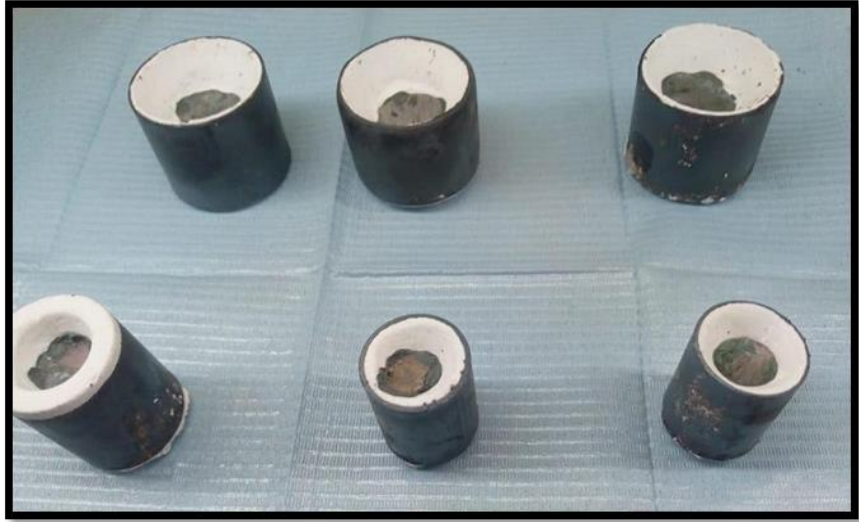


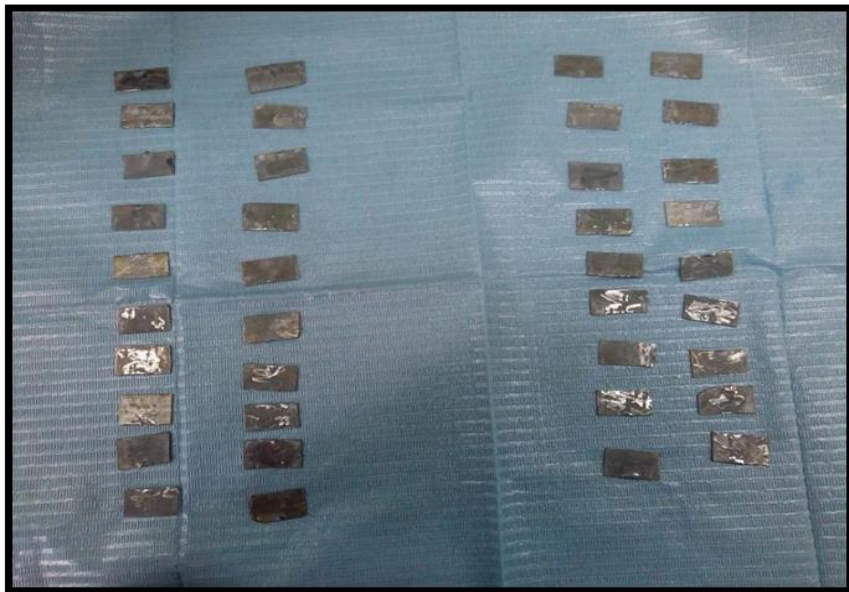
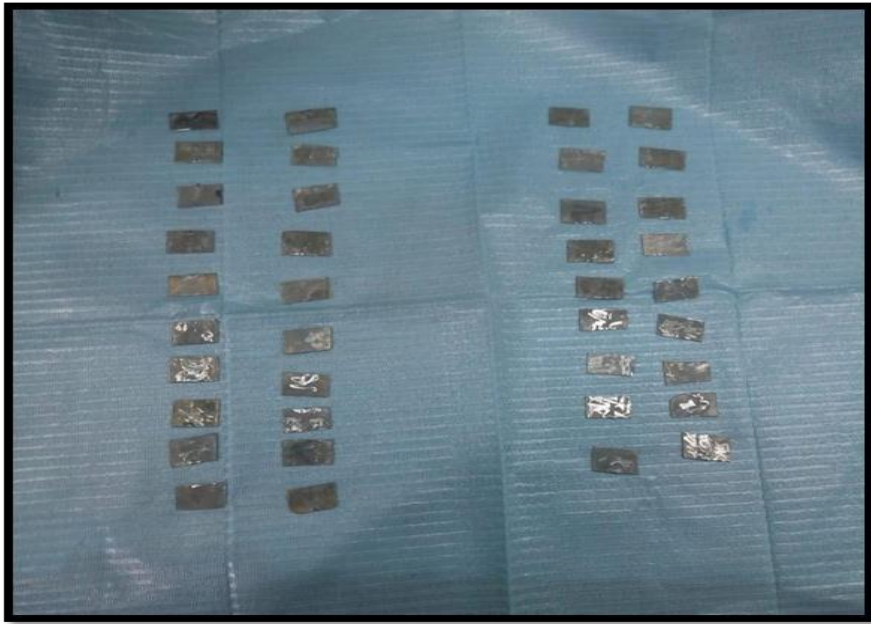


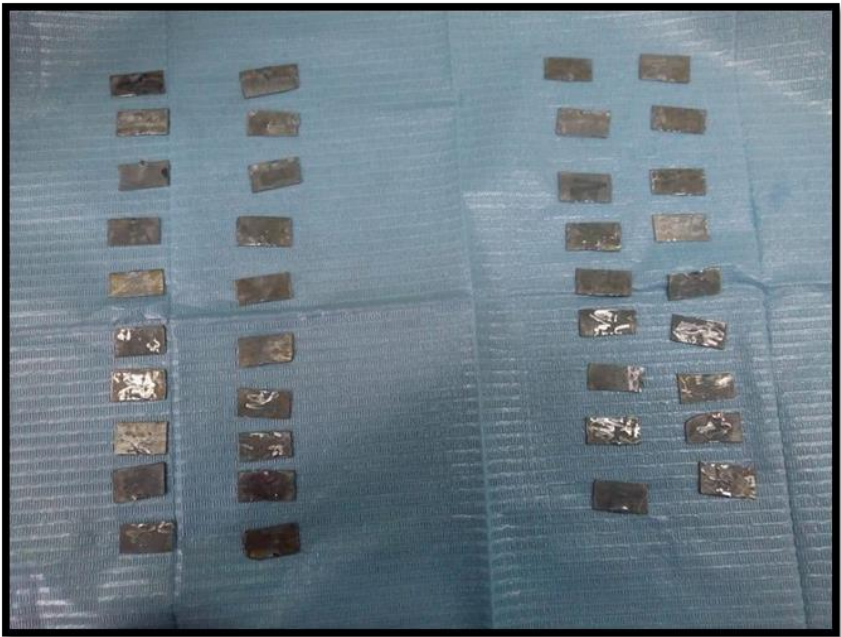
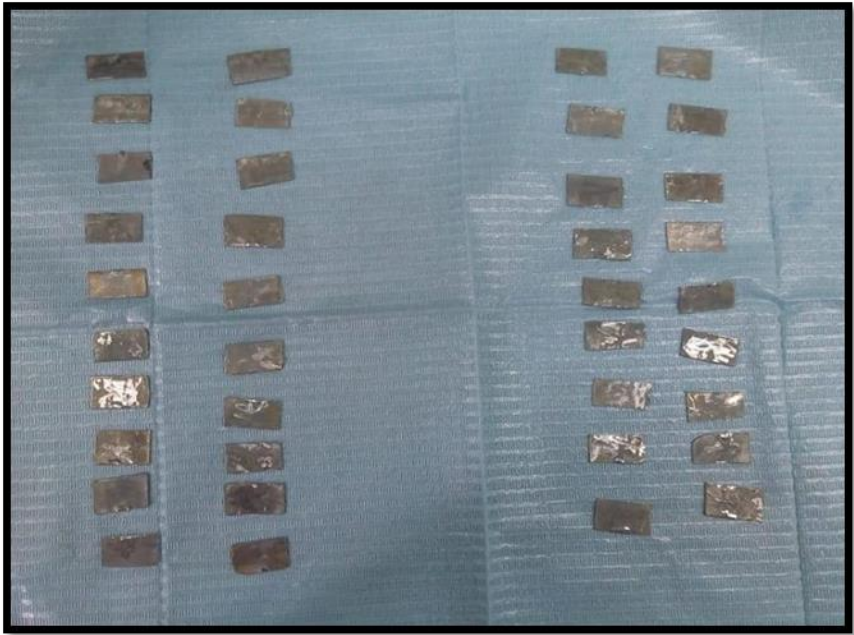




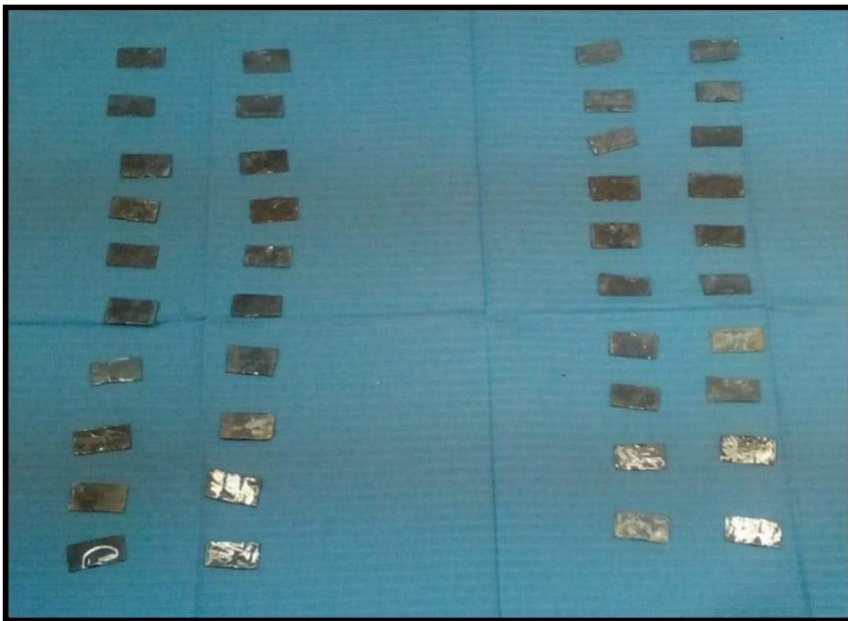


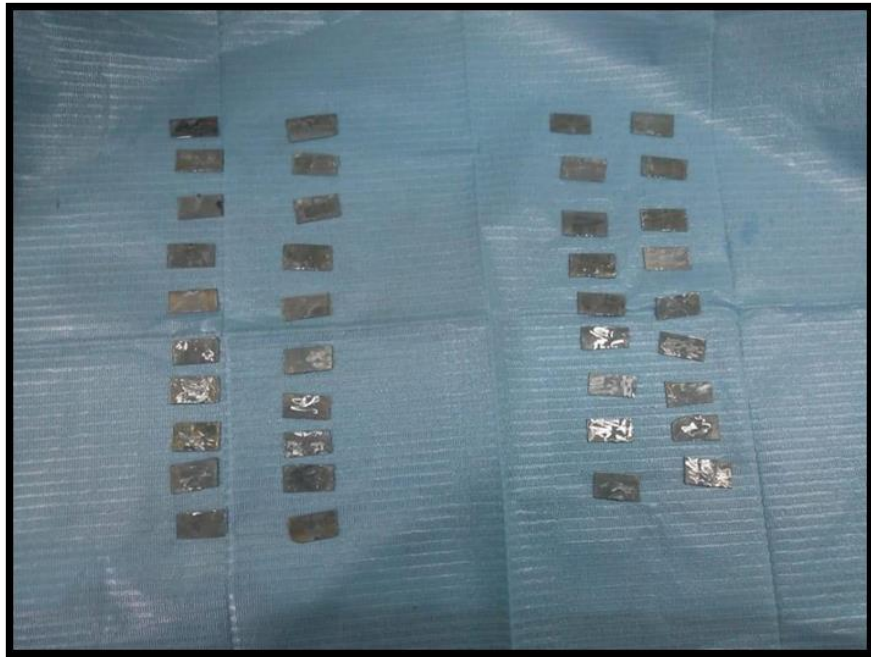
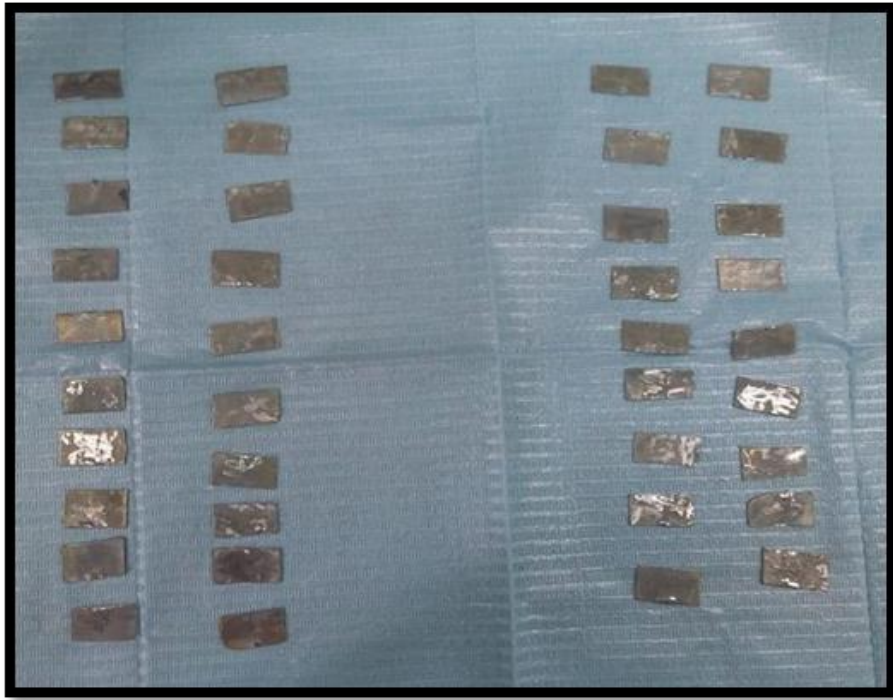


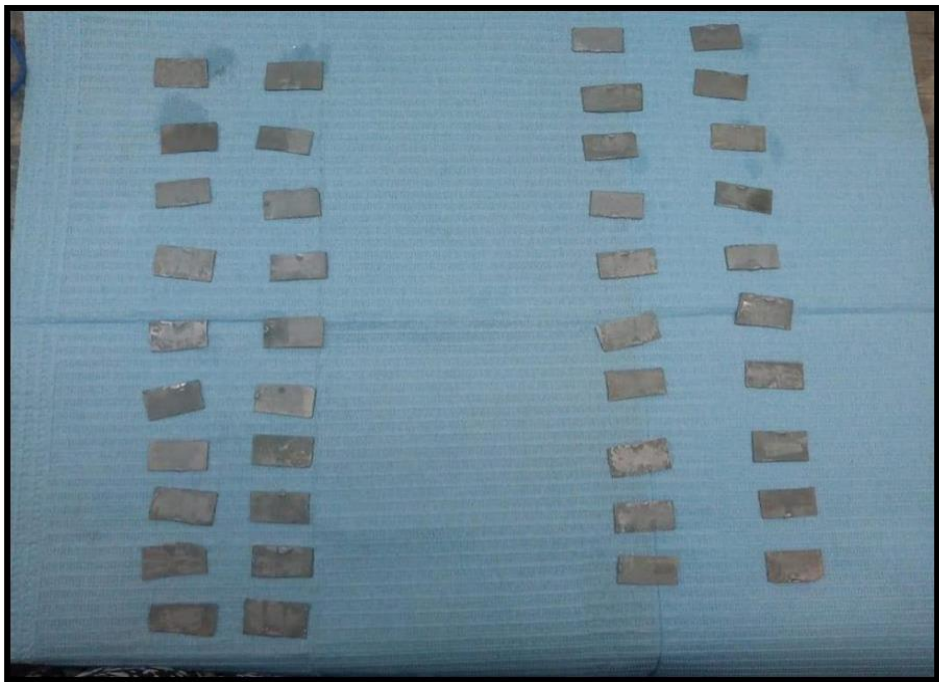
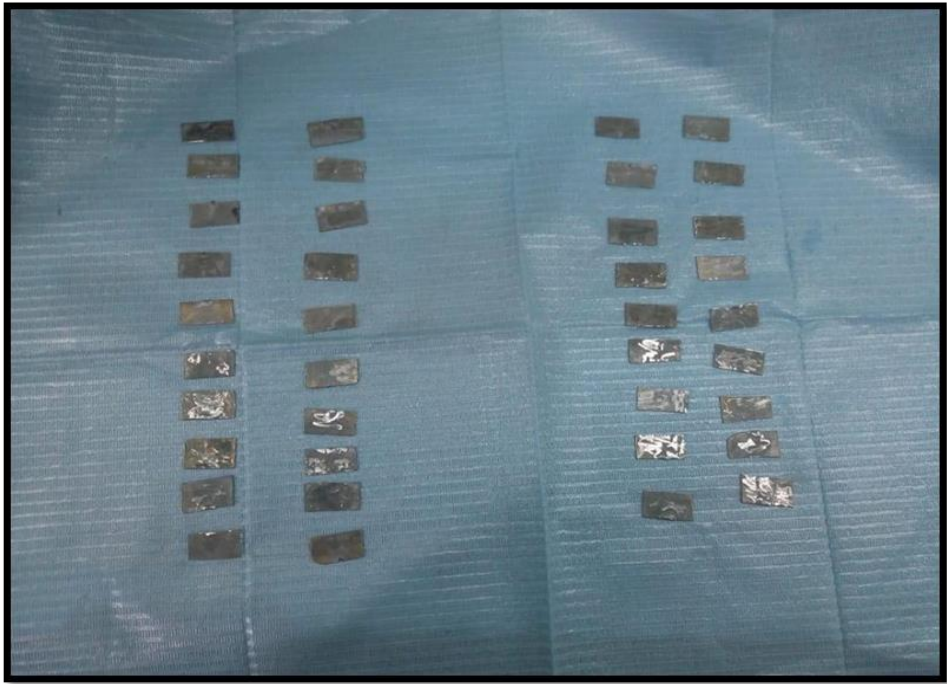




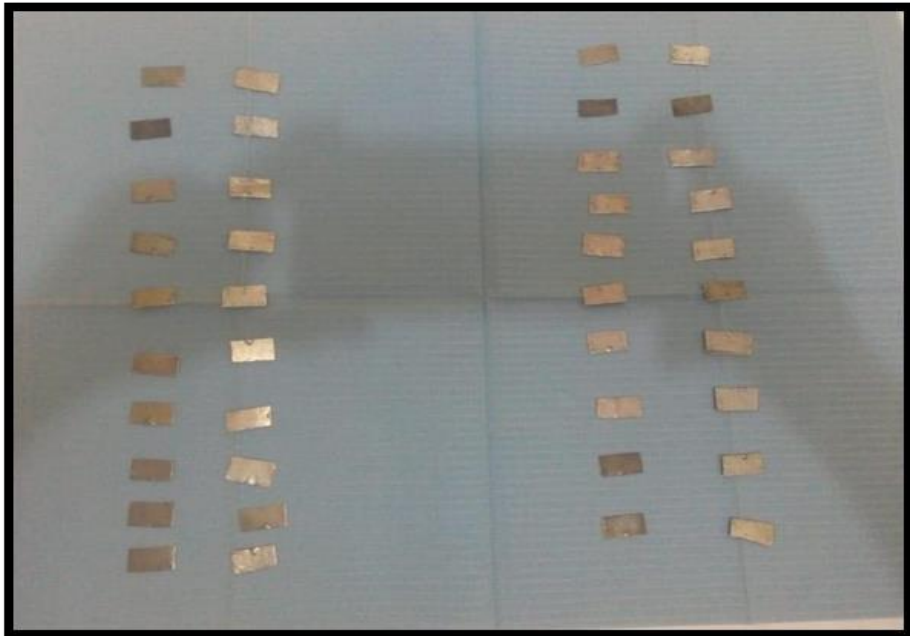
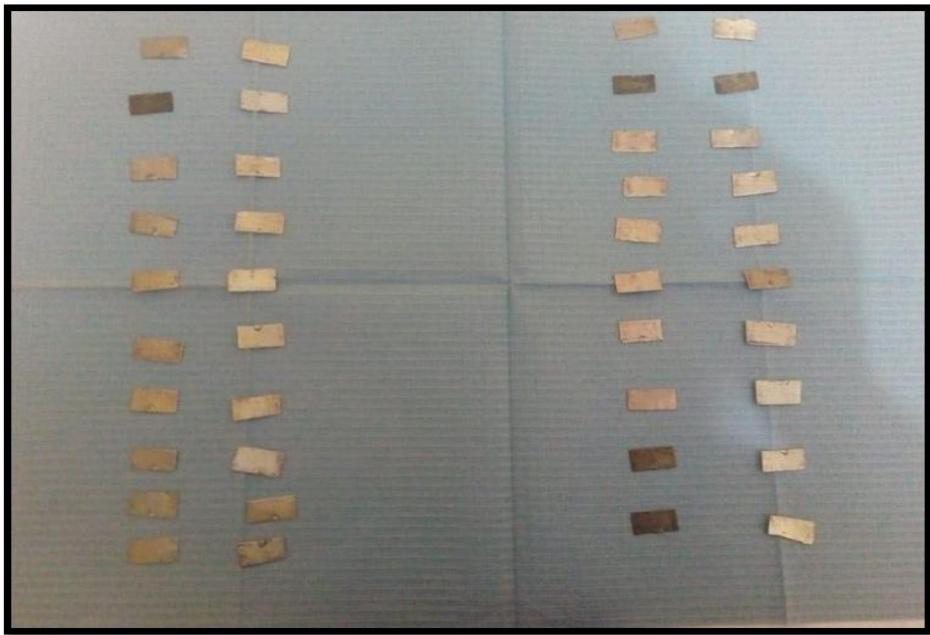


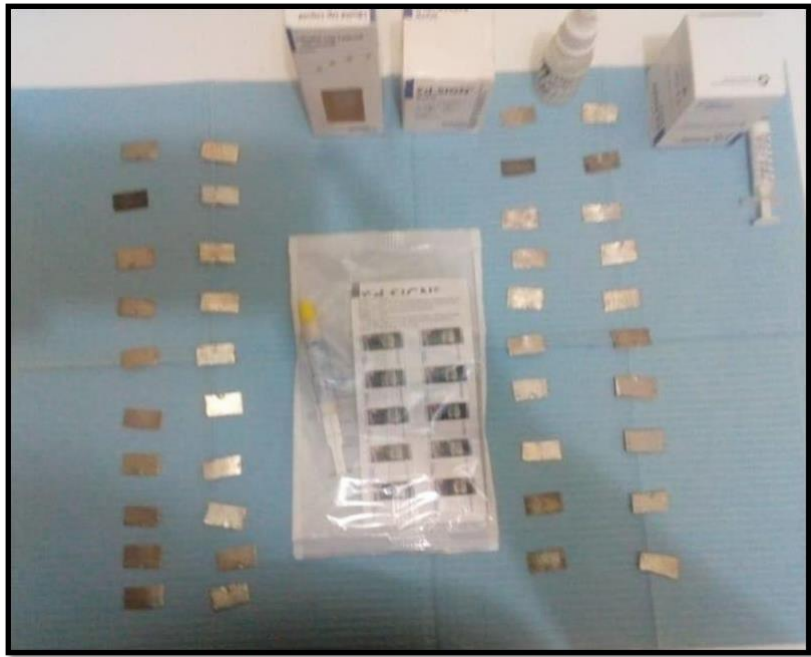




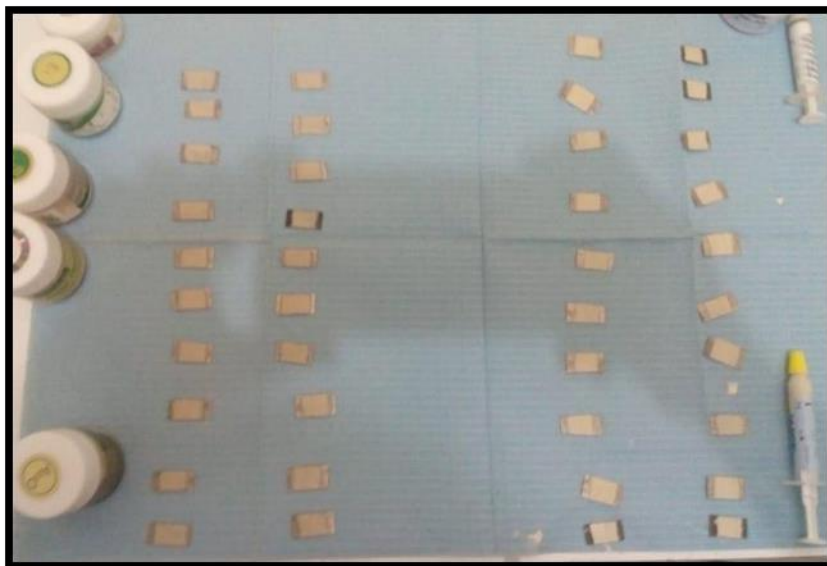


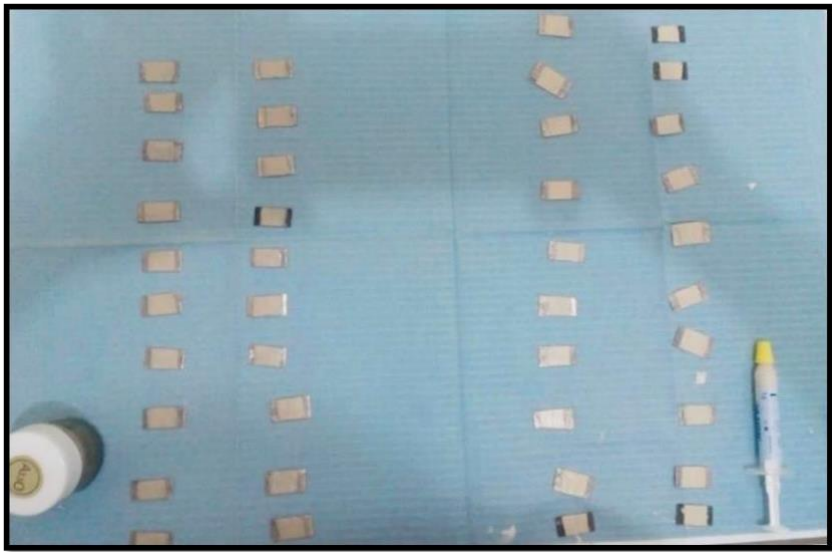




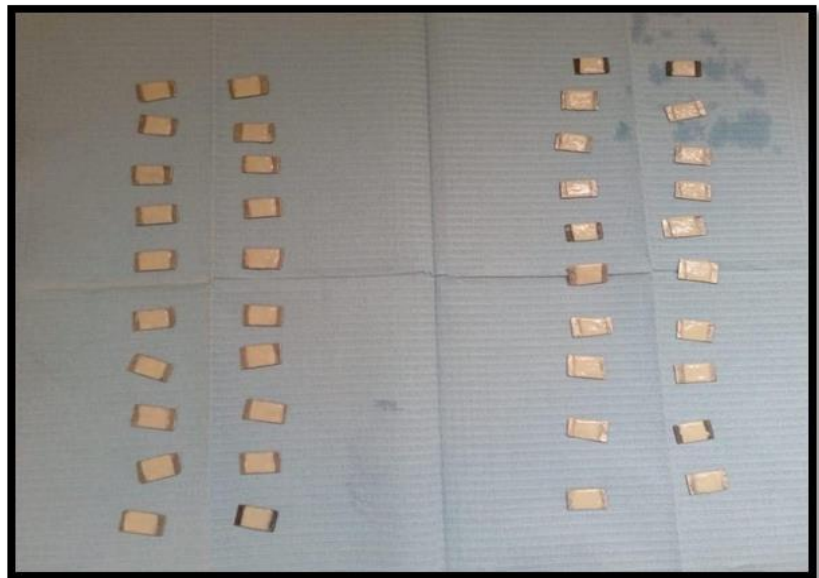
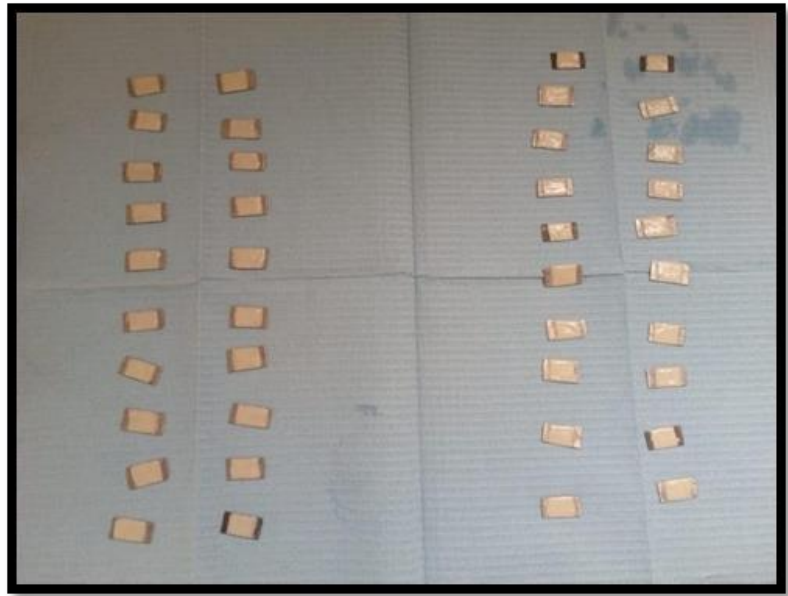


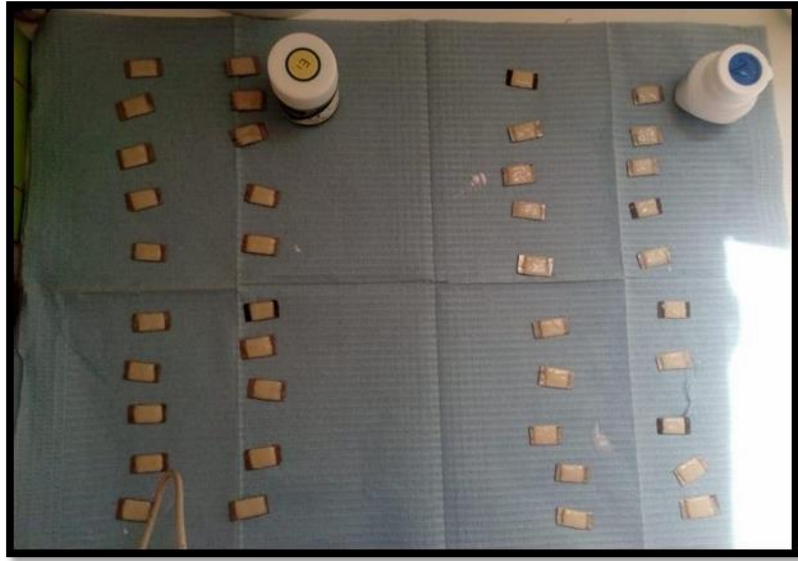


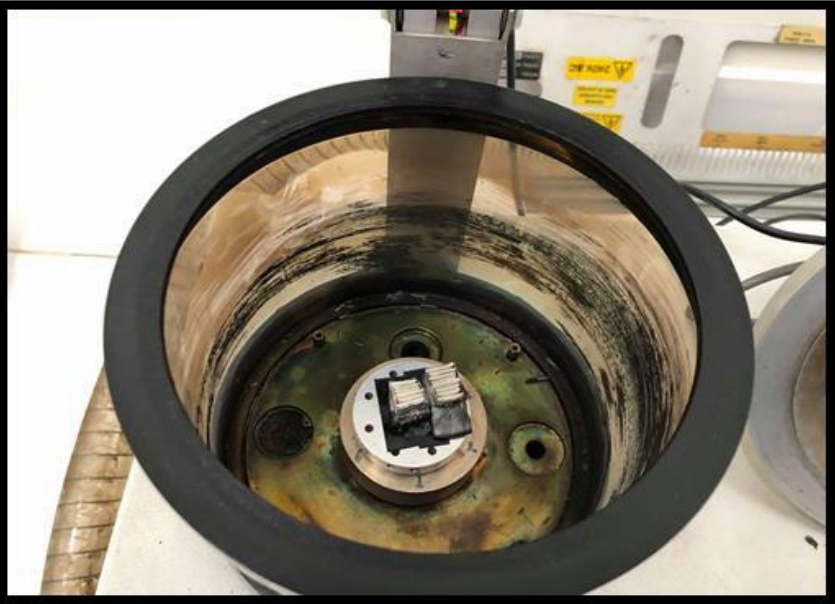


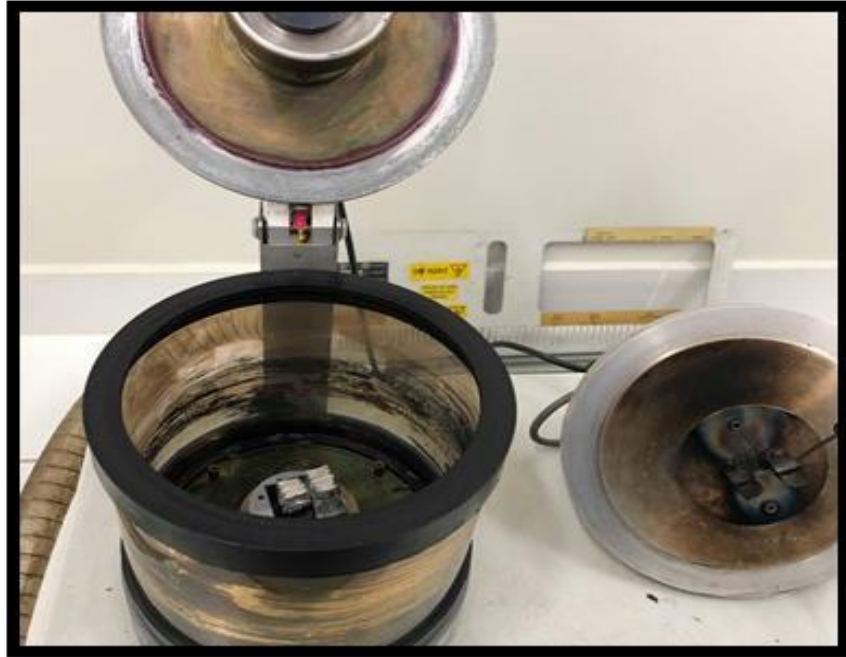






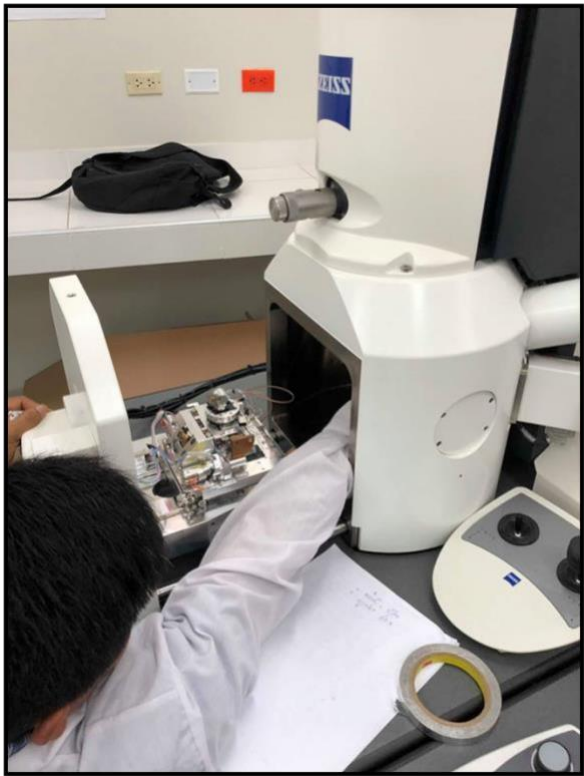


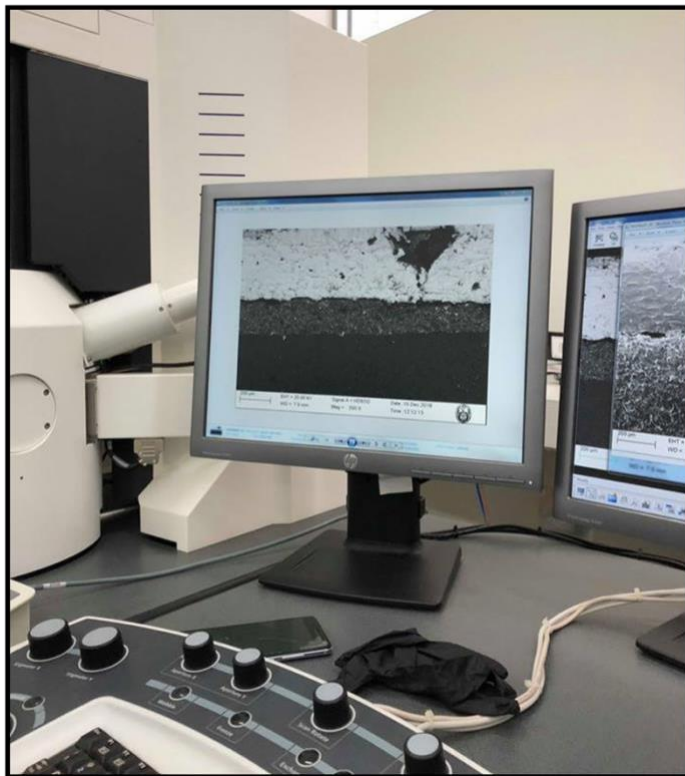
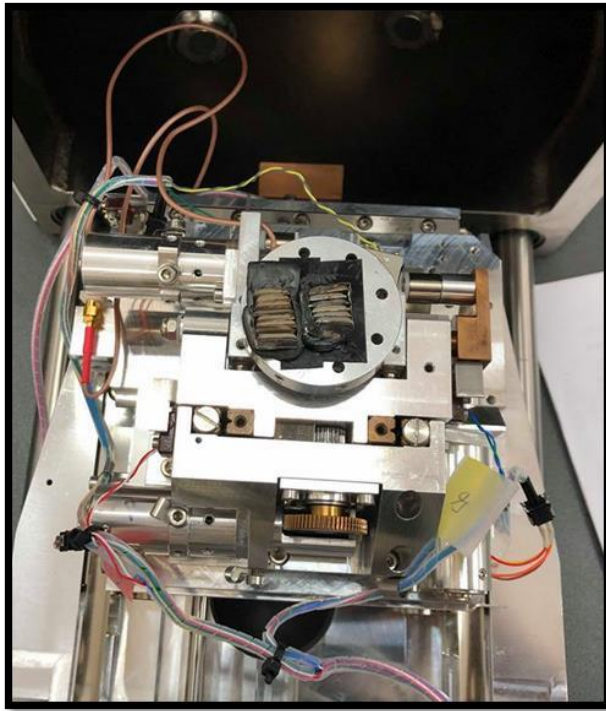


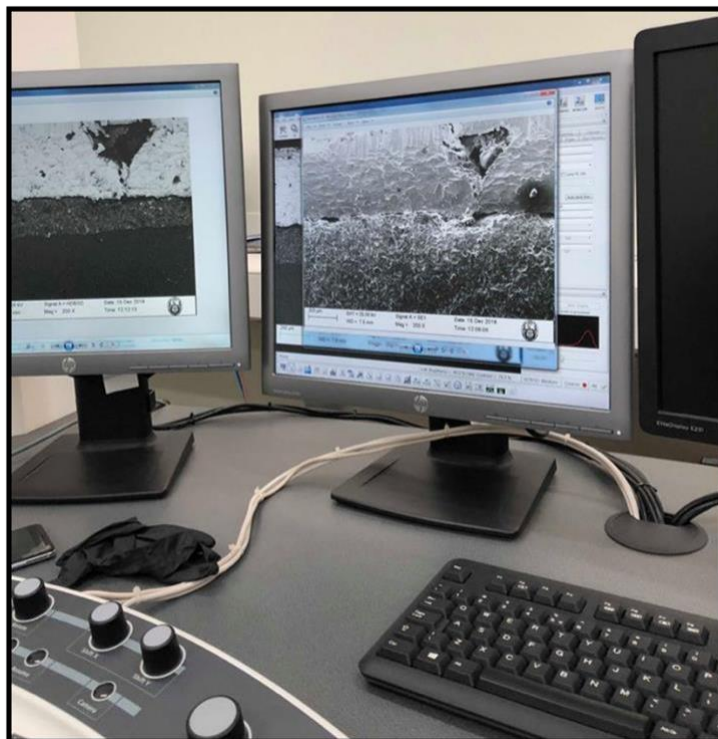
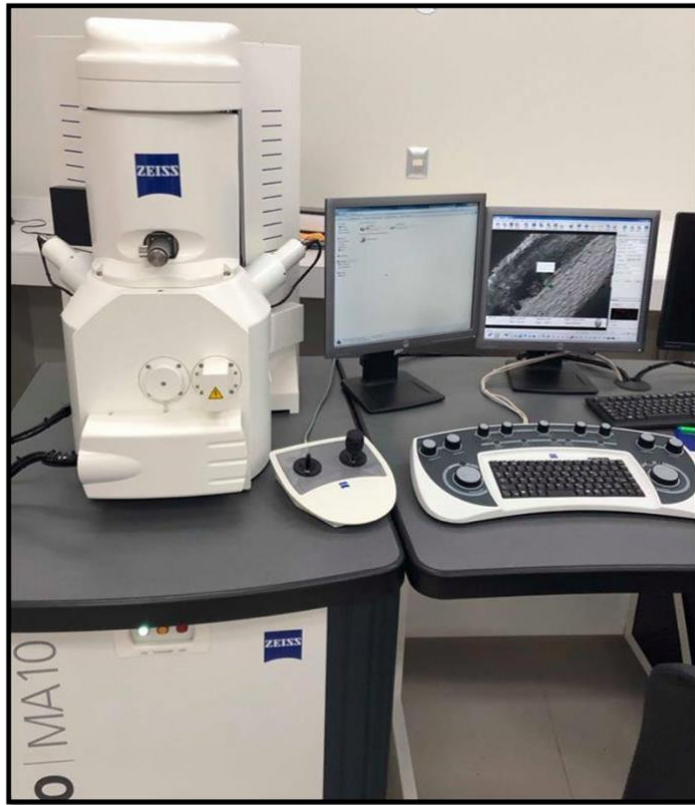
















## **Procedimiento**

1. Muestras de 20x10x0.5 de cera calibrada cortadas.
2. Muestras revestidas en cilindro.
3. Muestras coladas en cilindro.
4. Muestras cortadas con disco de corte y pulida la estructura.
5. Muestras arenadas.
6. Muestras limpiadas y oxidadas en horno de porcelana.
7. Muestras aplicadas con primer opáquer y segundo opáquer.
8. Muestras con aplicación de porcelana de esmalte.
9. Muestras con aplicación de glasé o brillo a la porcelana.
10. Colocación de las muestras en la máquina de vacío.
11. Muestras vaciadas colocadas en el microscopio de barrido.
12. Visualización de muestras de d. SING en el microscopio de barrido.
13. Visualización de muestras de NORTIAKE en el microscopio de barrido.
14. Imágenes de equipos utilizados e investigadores.