

**COMPARACIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL DE CORONAS DE
DISILICATO DE LITIO REALIZADAS EN TÉCNICAS CAD-CAM Y PRENSADA
VERSUS CORONAS METAL-CERÁMICA**

**LILIAN LUCÍA GUERRERO LÓPEZ
OLGA LUCÍA OSSA LONDOÑO
LILIAN ESTHER SUÁREZ POLO**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
CUARTO SEMESTRE
BOGOTÁ, D.C.
2014**

El trabajo de grado “**Comparación de la adaptación marginal de coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD-CAM y prensada versus coronas metal-cerámica**” elaborado por Lilian Lucía Guerrero López, Olga Lucía Ossa Londoño y Lilian Esther Suárez Polo como requisito para optar por el título de especialista en Prostodoncia.

Dr. Camilo Cabanzo

Asesor científico

Dra. Clara López De Mesa

Asesora estadística

Dra. Piedad Malaver Calderón

Asesora metodológica

Dra. Carmenza Macías Gutiérrez

Directora centro de investigación

Bogotá, 2014

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Edee4

Título del artículo: **“comparación de la adaptación marginal de coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD-CAM y prensada versus coronas metal-cerámica”** Autores: Las Dras. Lilian Lucía Guerrero López, Olga Lucía Ossa Londoño y Lilian Esther Suárez Polo. Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

CAMILO CABANZO

C.C 79.795.866

LILIAN LUCÍA GUERRERO LÓPEZ

C.C 23.175.924

OLGA LUCÍA OSSA LONDOÑO

C.C 42.100.872

LILIAN ESTHER SUÁREZ POLO

C.C 1047.369.556

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo.: Lilian Lucía Guerrero López, Olga Lucía Ossa Londoño y Lilian Esther Suárez Polo manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: **“Comparación de la adaptación marginal de coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD-CAM y prensada versus coronas metal-cerámica”** Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Prostodoncia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

CAMILO CABANZO

C.C 79.795.866

LILIAN LUCÍA GUERRERO LÓPEZ

C.C 23.175.924

OLGA LUCÍA OSSA LONDOÑO

C.C 42.100.872

LILIAN ESTHER SUÁREZ POLO

C.C 1047.369.556

Bogotá, Noviembre de 2014

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: : **“Comparación de la adaptación marginal de coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD-CAM y prensada versus coronas metal-cerámica”** presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar el título de Prostodoncia; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

CAMILO CABANZO

C.C 79.795.866

LILIAN LUCA GUERRERO LÓPEZ

C.C 23.175.924

OLGA LUCÍA OSSA LONDOÑO

C.C 42.100.872

LILIAN ESTHER SUÁREZ POLO

C.C 1047.369.556

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: “**Comparación de la adaptación marginal de coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD-CAM y prensada versus coronas metal-cerámica**”

AUTORES: Lilian Lucía Guerrero López, Olga Lucía Ossa Londoño y Lilian Esther Suárez Polo.

ASESOR CIENTÍFICO: Dr. Camilo Cabanzo

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Piedad Malaver Calderón.

ASESOR ESTADÍSTICO: Dra. Clara López De Meza

MATERIAL ANEXO: 2 CD's, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TÍTULO OBTENIDO: Especialista en Prostodoncia

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: disilicato de Litio, adaptación marginal, técnica prensada, Técnica CAD/CAM, coronas metal cerámica.

CONTENIDO

	PÁGINA
1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTIFICOS	10
1.1 Planteamiento del problema	10
1.2 Pregunta de investigación	11
1.3 Justificación.	11
1.4 Propósito	12
1.5 Marco teórico	12
1.5.1 Reseña histórica de las cerámicas dentales	13
1.5.2 Clasificación de las cerámicas	17
1.5.2.1 Clasificación de las cerámicas según su composición química	19
1.5.2.2 Clasificación de las cerámicas según técnica de fabricación	25
1.5.2.3 Clasificación de las cerámicas según la temperatura de fusión.	28
1.5.2.4 Clasificación de las cerámicas según su translucidez.	29
1.5.2.5. Clasificación de las cerámicas según su resistencia a la fractura	29
1.5.2.6 Clasificación de las cerámicas según su abrasividad	30
1.5.3 Coronas metal-cerámica	31
1.5.4 Adaptación marginal	34

1.6 Objetivos	41
1.6.1 Objetivo general.	41
1.6.2 Objetivos específicos	41
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	42
2.1 Tipo de estudio	42
2.2 Objeto de estudio	42
2.3 Unidad de medida	42
2.4 Material objeto de estudio	42
2.5 Población de estudio.	42
2.6 Muestra.	42
2.7 Variables	42
2.8 Consideraciones Éticas.	43
2.9 Instrumento de recolección de datos	43
2.10 Procedimiento.	43
2.11 Método Estadístico.	63
3. RESULTADOS	64
4. DISCUSIÓN.	86

5. CONCLUSIONES.	92
6. RECOMENDACIONES.	93
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94
8. ANEXOS	104

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la historia de la odontología han surgido diferentes tipos de materiales restaurativos para brindar estética y funcionalidad entre los más conocidos y sustentados científicamente encontramos el metal y la cerámica utilizados para restauraciones en el sector anterior en casos como pigmentaciones, malposiciones dentales, dientes con retenedores intraradiculares, fracturas coronales, etc; sin embargo en los últimos años han surgido materiales totalmente cerámicos como el disilicato de litio, por ser un material altamente estético, resistente y que además puede disminuir el tiempo de espera del paciente a la hora de recibir una restauración definitiva. Es un material cerámico de alta resistencia que ha sido una alternativa de elección para la realización de coronas para la rehabilitación oral estética de los pacientes con pérdidas dentales. Se utiliza principalmente en restauraciones únicas de dientes anteriores y posteriores, inlays/onlays, carillas, coronas sobre implantes, prótesis parcial fija hasta tres unidades.¹ Respecto a la adaptación marginal de restauraciones en disilicato de litio, no se encuentra mucha evidencia científica que presente mejores valores, al ser comparado con restauraciones metal cerámicas.¹

1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál de las restauraciones elaboradas en disilicato de litio en técnicas CAD-CAM y prensada ofrecen mejor adaptación marginal comparada con la técnica convencional de coronas metal cerámica?

1.3 JUSTIFICACIÓN

Las coronas de disilicato de litio son una alternativa de la odontología moderna que permiten mejorar la estética, funcionalidad y biocompatibilidad dental en el paciente y juegan un papel cada vez más importante a la hora de elegir el tipo de restauración.^{1,2}

Se pueden apreciar las ventajas estéticas del disilicato de litio sobre las coronas metal cerámicas, se requiere evidenciar si estas ventajas solo son estéticas o también en cuanto a adaptación marginal se refiere.²

La popularidad del disilicato de litio está aumentando rápidamente por las propiedades estéticas, brillo y resistencia mecánica², de ahí la necesidad de comparar mediante un estereomicroscopio la magnitud de la desadaptación marginal y conocer cuál de las técnicas brinda los mejores valores de adaptación marginal o sellado.

Se considera que esta investigación es de vital importancia porque se basa en estudios de avances técnico-científicos modernos en prostodoncia para comprobar si lo recomendado por el fabricante (Ivoclar) sobre la adaptación marginal de las coronas de disilicato de litio comparadas con las restauraciones convencionales de metal cerámica tienen diferencias significativas.¹

1.4 PROPÓSITO:

A partir de esta investigación se pretende conocer si las coronas de disilicato de litio confeccionadas en distintas técnicas, proporcionan una mejor adaptación marginal que las coronas metal cerámica.

Los resultados obtenidos pueden causar en el gremio odontológico, específicamente en prostodoncia un impacto significativo, a la hora de elegir el material restaurador y la técnica de fabricación.

1.5 MARCO TEÓRICO:

La finalidad del tratamiento restaurador es la integración de los factores estéticos, biológicos, mecánicos y funcionales, para proporcionar durabilidad clínica.³

Existe una amplia variedad de técnicas y materiales en la terapéutica de restauración. La aplicación de los mismos; depende de muchos factores como el tipo de paciente, el sector a intervenir, el material de elección y necesidades y expectativas del paciente y el profesional tratante.⁴ En la actualidad, las indicaciones para la utilización de un sistema restaurador exigen la necesidad de materiales resistentes, mayor durabilidad y buena respuesta. Las cerámicas dentales pertenecen a una familia de materiales inorgánicos no metálicos en los que se encuentran las cerámicas de silicato.^{2, 3}

Las coronas metal-cerámica consisten en una capa de cerámica adherida a una cofia delgada del metal colado que se adapta a la preparación del diente. Al tener

una subestructura de metal le da una fuerza mayor, por lo cual se usa ampliamente en el tratamiento de prótesis fija.²

Las restauraciones metal-cerámica combinan la fuerza y precisión del metal colado con la estética de la porcelana además de ser la base del modelo actual en el uso de las prótesis fijas; sin embargo siempre surgió la necesidad de diseñar materiales con mejor bio-compatibilidad y estética, puesto que se ha observado que las aleaciones de metal en comparación con los sistemas libres de metal pueden ser nocivas en el tejido oral, debido a una mayor respuesta inflamatoria y presencia de alteraciones en la adaptación marginal, además éstas requieren más espacio para lograr translucidez y proporcionar mejor estética² lo que puede provocar daño pulpar al tratar de obtener espacio para compensar el grosor de la cerámica más el metal.³

1.5.1 Reseña histórica de las cerámicas dentales.

La cerámica es uno de los primeros materiales producidos artificialmente por el hombre. Aparece en el Neolítico y fue desarrollada por las antiguas civilizaciones que le confirieron las particularidades del color y el esmalte. La cerámica dental es específicamente más dura, translúcida y de amplia difusión desde hace 300 años. La invención de la porcelana de loza, tiene lugar en China durante la dinastía Tang (618-906), tan pronto fue conocida en Europa, gozó de una gran aceptación y se intentó su fabricación. La primera imitación se logró en Florencia durante el siglo XVII.⁵

Sin embargo su introducción en el área odontológica se remonta a finales del siglo XVIII. En 1717, los secretos de la porcelana china fueron revelados a los jesuitas provenientes de Europa, y aunque los primeros dientes fabricados en porcelana presentaban grandes defectos, eran superados por su estética y estabilidad en el medio oral. Alexis Duchateau fue un farmacéutico parisino que motivado por los problemas de color en las prótesis de marfil, intentó hacer una prótesis dental de porcelana en la fábrica de porcelanas de Guerhard, y posteriormente solo consiguió resultados satisfactorios al asociarse con un dentista en Paris. Nicolás Dubois de Chémant, modificó dos veces la composición de la pasta mineral, que es una mezcla preparada con relaves producidos por la minería y agua; mejorando su color y estabilidad dimensional.⁵ En 1789 Dubois presenta su invento a la *Académie des Sciences* recibiendo de Luis XVI una patente. Durante la Revolución Francesa, en 1792, se va a Inglaterra y le es concedida una patente inglesa de 14 años para la manufactura exclusiva de lo que denominaba “dentaduras de pasta mineral”. El revolucionario invento de Dubois de Chemant, tenía un problema en cuanto a la distorsión por contracción que se presentaba durante la cocción. Fue así, que en 1808 Giuseppangenlo Fonzi presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrométalicas” a una comisión científica de Ateneo del Arte y la Academia de Medicina de Paris, creando modelos en los que construía dientes individuales de porcelana, los cuales antes de cocerlos se les introducía un clavo de platino debajo de cada diente soldado a la base de plata u oro de la prótesis, lo que mejoró las características de los dientes.⁵ En 1873, en Inglaterra Claudius Ash, empezó a fabricar dientes de porcelana fina, introduciendo más tarde los dientes tubo en la dentadura que al ser un tubo adhesivo brinda una estabilidad

estructural, es así como se extendió la aplicación en prótesis parciales y totales. Así, en 1851 John Allen de Cincinnati patentó los “dientes de encía continua”, que consistía en prótesis de dos o tres dientes de porcelana fundidos en un pequeño bloque de porcelana coloreado como la encía. En 1880 el doctor Cassius M. Richmond, patentó un diente de porcelana soldado con un sostén de oro y cuatro años después Marshall Logan Odontólogo de Pensilvania, patentó una corona cerámica sobre una base metálica; previo a esto se desvitalizaba el diente y retiraban la parte coronal lo cual representó un importante avance en el tratamiento estético. Mientras tanto en el mismo año William H. Taggart, dentista de Freeport de Illinois, concibe el método de la cera perdida para realizar incrustaciones coladas en oro; más tarde perfecciona este sistema y patenta su máquina para colar en 1907.⁵ Debido al aumento de la demanda de materiales restaurativos biocompatibles y libres de metal en 1886 Land fabricó la primera corona de porcelana feldespática mediante un sistema de cocción.⁶

En 1930, Carder impulsó la elaboración de sistemas vitro cerámicos. McLean y Huges en 1965 introdujeron una técnica para reforzar la porcelana dental con alúmina y que actualmente sigue en uso, sustituyendo a las populares coronas mixtas con oro platinado y acrílico, ya que el acrílico con el tiempo se desgasta, exponiendo el oro subyacente, pero la estructura de porcelana original tiene aún su utilidad, sobre todo desde la invención de la porcelana a base de aluminio, material más fuerte y menos frágil.⁶ En 1967 con la introducción de las resinas reforzadas y la técnica del grabado del esmalte por Michael Buonocore, se logró la

adhesión de carillas en resina de dientes antiestéticos, evitando la necesidad de construir coronas completas.⁶

Muchos avances como el horno eléctrico para porcelana, uso de materiales elastoméricos y uso de piezas de mano de alta velocidad contribuyeron a la mejor utilización de las cerámicas. En 1962 se destacó el desarrollo de la fundición de aleaciones aplicadas en técnicas dentales, mencionada en la Revista de la Sociedad Americana donde se demostró que la roca de feldespato al fundirse se enfría rápidamente dando sus características de dureza y firmeza. En 1987 Mörmann y Brandestini, introdujeron una maquina prototipo que podía capturar una imagen 3D de un diente preparado por medio de un software.⁶

Ya en 1983 se introdujo un sistema cerámico de alta resistencia libre de contracción durante el proceso llamado Cerestore, lo que aumentó las indicaciones de coronas cerámicas de alta resistencia en zona de posteriores.⁶ A partir de entonces, se han diseñado múltiples cerámicas que llevaron a la realización de In-Ceram[®] (Vita) con el mismo porcentaje en contenido de alúmina con la diferencia de un proceso de fabricación más simple; este sistema fue sustituido en 1996 por el sistema In-Ceram[®] Zirconia (Vita); que son cerámicas infiltradas, las cuales contienen un núcleo de alúmina pre sinterizado con un contenido de alúmina del 70% y posteriormente infiltrado con vidrio, aumentando significativamente la resistencia a la tensión y tenacidad de la cerámica. Estas cerámicas demostraron una calidad superior a las cerámicas feldespáticas. Paralelamente, se desarrollaron cerámicas de mayor resistencia con el concepto de Procera[®] AllCeram (Nobel) que contienen un núcleo de alúmina del 99.5%

recubierta de cerámica compatible convencional. Esto ha aumentado las indicaciones para la elaboración de prótesis fijas hasta de tres unidades mediante la utilización de porcelanas libres de metal, como los sistemas IPS-Empress II (Ivoclar) (cerámica inyectada), siendo una cerámica de disilicato de litio de alta resistencia, que ha conseguido unir secciones por medio de conectores de diferentes medidas para los sectores anteriores y posteriores. Actualmente se encuentran sistemas cerámicos con núcleos de zirconio altamente sinterizados (95%) y estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%), dando una restauración de alta dureza y un excelente adaptación.^{5, 6,7}

Los datos clínicos de los sistemas cerámicos libres de metal muestran que son cada vez más utilizados en odontología por sus diferentes aplicaciones, adicionalmente las casas comerciales ofrecen múltiples materiales cerámicos para diferentes tipos de tratamiento a realizar.⁸

1.5.2 Clasificación de las cerámicas.

El éxito del tratamiento depende del conocimiento por parte del especialista en cuanto a las características físico-químicas, método de fabricación y punto de fusión del material. Existen diferentes clasificaciones al referirse a las cerámicas incluyendo la composición de la subestructura (Tabla 1).^{9, 10}

Tabla 1. Clasificación de cerámicas libres de metal. ⁹

MATERIAL	SISTEMA	TÉCNICA	INDICACIONES
CERÁMICAS DE VIDRIO			
DISILICATO DE LITIO	-IPS Empress 2 -IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)	-Prensado al Calor -Prensado al Calor	-Coronas, PPF anteriores -Onlays, coronas $\frac{3}{4}$, coronas, FPDP
LEUCITA	-IPS Empress -IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) -Ceramica prensable Optima (Jeneric Pentron)	-Prensado al Calor -Prensado al Calor -Fresado	-Onlays, coronas $\frac{3}{4}$, coronas -Onlays, coronas $\frac{3}{4}$, coronas -Onlays, coronas $\frac{3}{4}$, coronas
FELDESPÁTICAS	-Vitablocs Mark II -Vita TriLuxe Block -Vitablocs Esthetic Line (VITA)	-Fresado -Fresado -Fresado	-Onlays , Coronas $\frac{3}{4}$, coronas, carillas -Onlays , Coronas $\frac{3}{4}$, coronas, carillas -Coronas anteriores, carillas
ALUMINA			
OXIDO DE ALUMINIO	-In-Ceram Alumina -In-Ceram Spinell -In-Ceram Zirconia (Vita) -Procera (Nobel) -Synthoceram (CICERO)	-Fresado, Slip-cast -Fresado -Sinterizado, Slip-cast -Fresado -Fresado	-Coronas posteriores, PPF -Coronas dtes anteriores -Onlays, coronas $\frac{3}{4}$, coronas posteriores -Coronas, PPF posteriores -Carillas, Coronas, PPF
ZIRCONIA			
POLICRISTALES DE ZIRCONIA ITRIO TETRAGONAL	-Lava (3M ESPE) -Cercon (Dentsply) -DC-Zirkon (DCS Dental) -Denzir (Decim AB) -Procera (Nobel)	-Fresado ,Sinterizado -Fresado, Sinterizado -Fresado -Fresado -Fresado, Sinterizado	-Coronas, PPF -Coronas, PPF -Coronas, PPF -Onlays, coronas $\frac{3}{4}$, coronas -Coronas, PPF, Abutments

1.5.2.1 Clasificación de las cerámicas según su composición química

Los materiales cerámicos son productos de naturaleza inorgánica, en su mayoría de composición no metálica y posteriormente a la exposición con calor se obtiene una estructura parcial o totalmente cristalina. La mayoría de las cerámicas son materiales compuestos por una matriz mineral de cristales, la cual le proporciona las características mecánicas al material y una fase vítrea que proporciona las características estéticas (translucidez) a la porcelana.^{9, 10,11}

Según la composición química las cerámicas se dividen en tres grupos: principalmente de vidrio, aluminosas y zirconiosas.

Las cerámicas principalmente de vidrio (feldespáticas, leucita y disilicato de litio); las que contienen feldespato se encuentran las partículas de cuarzo y en menor cantidad caolín.¹¹ El feldespato al descomponerse en vidrio es el responsable de la traslucidez de la cerámica, el cuarzo constituye la fase cristalina y el caolín da la plasticidad facilitando el manejo de la cerámica. Aunque este tipo de cerámicas dan propiedades ópticas apropiadas con resultados estéticos favorables, son frágiles. Por lo tanto no está indicada en prótesis fija si no hay una estructura de base. Es así, como ha llegado la necesidad de diseñar cerámicas feldespáticas de mayor resistencia con elementos que aumenten la resistencia mecánica como:

- Las que contienen microcristales de leucita reforzando la cerámica: Optec-HSP® (Jeneric), Fortress® (Myron Int), Finesse® AllCeramic (Dentsply) e IPS Empress® I (Ivoclar).

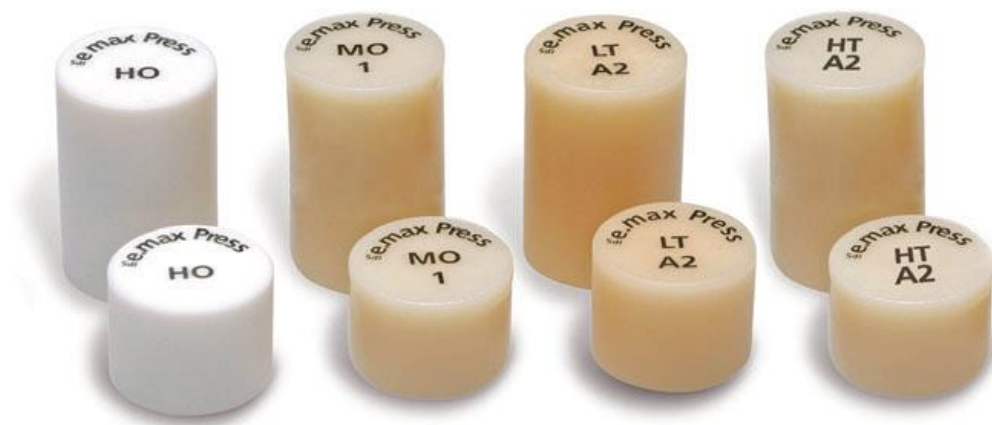
- IPS Empress® II (Ivoclar) (Figura 1) las de cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio el cual mejora la resistencia aunque aumenta la opacidad de la cerámica que por lo general se debe cubrir con una cerámica feldespática convencional.¹²

Figura 1. Disilicato de litio IPS Empress II ¹



- IPS e-max® Press/CAD (Ivoclar) (Figura 2) las cuales solo están reforzadas solamente con **disilicato de litio**, presentando mayor homogeneidad de la fase cristalina.^{9,13}

Figura 2. Disilicato de litio IPS e-max Press/CAD ¹



Disilicato de litio.

- Las cerámicas de disilicato de litio (LS_2), ofrecen una alta resistencia y alto grado de translucidez. El uso del disilicato de litio se ha incrementado en las restauraciones de cerámica; presentando una mayor aplicabilidad en coronas posteriores.¹⁴
- El disilicato ha sido utilizado para dar estabilidad mecánica en la cerámica vítrea a través de partículas inmersas de dicho material cristalizado. La fase cristalina constituye aproximadamente el 70% del volumen de la cerámica de vidrio.^{15, 16} El disilicato del litio tiene una microestructura inusual, debido a que está compuesta de muchos cristales pequeños formando una especie de red; estos cristales están orientados aleatoriamente. Esto es ideal desde el punto de vista de la resistencia debido a que los cristales hacen que las grietas se ramifiquen y pierdan la punta; por tanto, la propagación de la grietas a través de este material es detenida mediante los cristales de disilicato de litio, suministrando un aumento sustancial a la resistencia flexural. Se han diseñado diferentes cerámicas compuestas de disilicato de litio que depende de la técnica de elaboración, tiempo de fundido, entre otras, que influyen en características de la cerámica como la resistencia, translucidez y dureza.^{14,17,18}

Al ser introducidos al mercado los sistemas de porcelanas libres de metal, se han enfatizado los estudios en la fabricación de materiales con alta integridad marginal, resistentes a la fractura, alta resistencia compresiva, además de tener buenas técnicas de reparación y una adecuada apariencia estética. Además de

ser un modelo estético, difícil de imitar por otras técnicas de restauración ya que permiten una mejor transmisión de la luz, tener una buena bio-compatibilidad, estabilidad de color, conducción térmica y resistencia a la degradación en el medio oral. Además, la aplicación en la restauración no solo se limita al tratamiento de restauraciones unitarias en la región anterior sino que, se ha aplicado a sectores posteriores.¹⁹

Aunque las restauraciones cerámicas son mínimamente invasivas es importante mencionar que requieren una reducción significativa del diente. Sin embargo, ha crecido la fiabilidad y así mismo ha aumentado la aplicación por sus propiedades estéticas en comparación con las restauraciones de oro y metal-cerámicas.²⁰⁻²¹

El disilicato de litio es una cerámica conocida por su composición de cuarzo, dióxido de litio, óxido de fósforo, entre otros, creando una cerámica resistente, además de ser como se ha mencionado, estéticamente superior a otros materiales utilizados.¹⁶

Aunque el disilicato de litio no puede definirse como inerte biológicamente hablando, es menos citotóxico que los que otros materiales comúnmente usados, y la respuesta citotóxica se estabiliza y disminuye a las semanas de iniciada la restauración.²

- Los sistemas IPS e-max Press (Ivoclar-Vivadent, Leichteinstein) compuestos de cerámicas vítreas reforzadas con disilicato de litio, las cuales aumentan su resistencia a la flexión a 400 MPa, que dependen en parte del proceso de fundido. En cuanto al sistema IPS e.max CAD es un bloque de cerámica de vidrio de disilicato de litio para la tecnología

CAD/CAM, posee una resistencia a la flexión de 360MPa.¹³ En este tipo de cerámicas, el grosor disminuirá la translucidez. Debido al color natural y la óptima transmisión de la luz facilita el resultado estético de la restauración. Además en situaciones en las cuales el núcleo tiene color oscuro ya no es necesario recurrir al óxido de zirconio o cerámica sobre metal.^{13,16,19}

- IPS e-max CAD es un bloque de cerámica de disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{S}_2\text{O}_5$) para la técnica CAD-CAM, compuesto por 70% cristales de $\text{Li}_2\text{S}_2\text{O}_5$ con un tamaño de partícula de 3-6 μm , en la fase cristalina intermedia, el bloque es fácil de tallar en una equipo CAD/CAM. La resistencia a la fractura del material es de 130 MPa en la fase intermedia. El material posee un coeficiente de expansión térmica (100-400 °C) de $10,15 \pm 0,4 \cdot 10^{-6}$ ppm/K. El proceso de cristalización a 850 °C origina una transformación de la microestructura, durante este, los cristales de disilicato de litio crecen de forma controlada. La contracción vinculada a este proceso es de aproximadamente 0,2%, la cual es tenida en cuenta por el programa del equipo durante el maquinado. La transformación de la microestructura, da las propiedades físicas finales como la resistencia a la fractura. Están indicados para carillas, coronas completas y prótesis parciales fijas de tres unidades en la zona anterior. Se requieren estructuras con un grosor mínimo de 0,6 mm para carillas, 1.2 mm para restauraciones en anteriores y 1.5 mm para posteriores.^{15,19,22}

Las cerámicas aluminosas son materiales de micro estructura mixta que poseen buenas propiedades mecánicas, teniendo la desventaja de que a medida que aumenta el porcentaje de contenido de alúmina, aumenta la opacidad, por lo cual se llevó a diseñar los sistemas:

- In-Ceram® Alúmina (Vita); está indicado para estructuras de coronas y prótesis parciales fijas de tres unidades con una composición del 99% de óxido de aluminio.
- In-Ceram® Spinell (Vita); la cual incorpora magnesio a la formula anterior, dando una mezcla del óxido de magnesio (28%) y óxido de aluminio (72%), ofreciendo una excelente estética, debido al aumento de traslucidez.
- In-Ceram® Zirconia (Vita); son caracterizadas por su alta resistencia por su composición de alúmina del 67%, reforzada con zirconia 33% e infiltrado posteriormente con vidrio.
- Procera® AllCeram (Nobel Biocare); utiliza alúmina mayor del 99.5%, siendo una cerámica de alta resistencia utilizada en prótesis parciales fijas posteriores.^{9,23}

Las cerámicas zirconiosas están compuestas por óxido de zirconio (95%) estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). El óxido de zirconio también se conoce químicamente como zirconio o zirconio. Debido a su micro estructura totalmente cristalina, le da la tenacidad propia de estas cerámicas. Estas características, les ha atribuido las ventajas en prótesis de alto compromiso mecánico. En este grupo pertenecen las cerámicas de última generación DC-Zircon® (DCS), Cercon® (Dentsply), In-Ceram® YZ (Vita), Procera® Zirconia (Nobel Biocare), Lava® (3M Espe), IPS e.max® Zir-CAD (Ivoclar) entre otros. Al

igual que la cerámicas aluminosas, las cerámicas a base de zirconio también poseen alta opacidad por lo cual se emplean en la fabricación del núcleo o estructura.^{9, 23}

El Zirconio posee una composición polimorfa:

-Cúbica: esta ocurre en fase fusión a 2680°C.

-Tetragonal: a 2370 °C donde ocurre una expansión térmica entre el 3% el 5 % dando como resultado un estrés interno.

-Monoclínica: a 1170 °C.^{9, 24, 25}

1.5.2.2 Clasificación de las cerámicas según técnica de fabricación

Según el método de fabricación, las cerámicas se clasifican en coladas, condensadas y sinterizadas, infiltradas, prensadas y maquinadas o CAD-CAM. Dentro del sistema de cerámicas prensadas apareció en el año de 1991, el sistema IPS Empress® I y II, encontrándose compuesto de vidrio cerámico de leucita y aplicada a prótesis parciales fija de tres elementos hasta el segundo premolar.^{15, 26}

Las cerámicas desde el punto de vista de confección en laboratorio se pueden clasificar en:

1). **Condensación sobre muñón refractario:** Se basa en la obtención de un segundo modelo de trabajo duplicado del modelo primario de yeso mediante un material refractario que no sufre variaciones dimensionales al someterlo a temperaturas altas. Una vez sinterizada, se realiza la eliminación del muñón y se coloca la prótesis en el modelo primario para las correcciones finales. Dentro de

este grupo se encuentran los sistemas: Optec-HSP® (Jeneric), Fortress® (Myron Int), In-Ceram® (Vita), In Ceram alúmina, spinell, zirconia entre otros.^{8, 15, 26}

2). **Sustitución a la cera perdida:** Consiste en un modelado de un patrón de cera el cual se reviste en un anillo y se procede a evaporar la cera, posteriormente se calienta la cerámica y se pasa al interior del cilindro por inyección en donde un pistón va empujando la cerámica fluida hasta el molde. Los sistemas más conocidos son IPS Empress® y e.max® Press. Se ha evidenciado que este procedimiento aumenta la resistencia al disminuir la porosidad de la cerámica.

3). **Tecnología asistida por computador:** Conocida como tecnología CAD-CAM (Computer Assisted Design - Computer Assisted Machining), ha ayudado a la elaboración de restauraciones cerámicas precisas de forma rápida y cómoda.^{8,12,15,17,26}

La técnica CAD/CAM se originó en 1970 con Duret; 10 años más tarde Mörmann desarrolló el sistema Cerec, en el que se realizaron las primeras restauraciones directamente en el consultorio. Estos sistemas por computador están compuestos por tres fases: digitalización, diseño y fabricación; en el escaneo se registra de forma tridimensional la preparación dentaria, que se puede hacer de forma extraoral a través de una sonda mecánica y un láser que escanea la superficie del troquel; o de un patrón intraoral en el que la cámara capta la imagen del tallado. Los datos tomados se registran en un computador realizando posteriormente el diseño en un software de digitalización. Posterior a la realización del diseño, el computador; envía el registro al sistema de fresado que inicia de forma automática el mecanizado de la estructura de la cerámica (fabricación o fresado).²⁶

No solamente la técnica CAD/CAM se aplica para cerámicas de zirconio, sino también para otros tipos de cerámicas como cerámica de vidrio, pilares protésicos sobre implantes en zirconia y cerámicas monolíticas sólidas sinterizadas.

El material utilizado depende de las exigencias funcionales y estéticas, además de fabricación de la restauración CAD/CAM en consultorio o laboratorio. Las cerámicas de vidrio reforzadas con leucita IPS empress CAD y las cerámicas de disilicato de litio (IPS e.max) pueden ser aplicadas para las restauraciones unitarias CAD/CAM en laboratorio o en consultorio.²⁷⁻²⁹

Este sistema ha facilitado la preparación dental, diseño del margen cervical y localización del mismo, que son factores que han demostrado el éxito de la restauración dentaria. Existen indicaciones clínicas para la selección de los pacientes a los cuales se les pueda aplicar las restauraciones total cerámica, tales como un espacio interoclusal adecuado, además de una medida de 4mm medidos con la sonda periodontal desde la papila interproximal hasta la cresta marginal del pilar, lo cual indica una adecuada altura para el conector. También es importante tener en cuenta la salud periodontal del paciente previo al tratamiento. Dentro de las contraindicaciones para el uso de la técnica de total cerámica CAD/CAM se encuentran: actividad parafuncional, pilares periodontalmente comprometidos, inclinación lingual del diente pilar con dientes supraerupcionados que no pueden ser corregidos por enameloplastía y coronas muy cortas en las cuales no hay una altura suficiente para el conector.^{9,30} Dentro de esta técnica se encuentran los sistemas Cerec® (Sirona), Procera® (Nobel Biocare), Lava® (3M Espe), DCS® (DCS), Cercon® (Dentsply), Everest® (Kavo), Hint-Els® (Hint-Els).³¹

En 1990 se introdujo el núcleo de aluminio puro, densamente sinterizado, denominado Procera, el cual es utilizado para restauraciones anteriores y posteriores, en las cuales se utilizan cofias de alúmina y zirconio. Existen dos tipos de scanner: Procera Píccolo® en restauraciones de una sola unidad y Procera Forte® para únicas o múltiples restauraciones. Dentro del proceso se genera inicialmente imágenes tridimensionales de troqueles maestros, los cuales son procesados posteriormente a troqueles aumentados de tamaño para compensar la contracción del material de cerámica. Las cofias son diseñadas con alúmina en los troqueles aumentados, que posteriormente son fresadas de acuerdo al espesor deseado. El sistema permite variedad de espesores (0. 25, 0. 4, 0. 6 mm), opacidad (blanca o estándar) y material (alúmina o zirconio), además de ser clasificado como una cerámica de alta resistencia flexural de 700 MPa. El promedio de desadaptación marginal para Procera tiene un rango promedio de: 54 a 64 micrómetros, con una tasa de éxito del 93.5%.^{29, 32}

1.5.2.3. Clasificación de la cerámica según temperatura de fusión:

Alta fusión: a 1300 °C. Usado en dientes cerámicos para prótesis

Media fusión: a 1100 °C A 1300 °C. Para coronas y prótesis fijas según el sistema utilizado

Baja fusión: a 850 °C A 1100 °C Para coronas y prótesis fijas según el sistema utilizado

Ultra baja fusión: a Menor de 850 °C utilizado en glaseados.¹⁵

1.5.2.4. Clasificación de las cerámicas según su translucidez:

se define translucidez como la cantidad de luz que puede atravesar una superficie.

Su clasificación es simple: de mayor o menor translucidez¹⁵

La naturaleza química, el tamaño de la partícula, y el número de cristales en la matriz de la cerámica determinarán la cantidad de luz que es absorbida, reflejada y transmitida comparada con la curva de longitud del origen de la luz.

En la estructura dental, el esmalte tiene la mayor translucidez y especialmente en zona proximal e incisal; la dentina es quien da el color base al diente.

Dentro de los factores que afectan la translucidez se encuentran: el espesor del sustrato, tono del sustrato y fuente de luz.

En la cerámica a mayor número de cristales en la matriz vítrea, menor translucidez de la cerámica. (Zirconio)

A mayor matriz vítrea pura, mayor translucidez. (Feldespatos)¹⁵

1.5.2.5. Clasificación de la cerámica según la resistencia a la fractura.

Se llaman de alta y baja resistencia a la fractura y se basa en la habilidad de resistir la propagación de las grietas.

A mayor dureza, mayor fragilidad del material.

A mayor resistencia a la fractura, mayor dureza produciendo una fractura dúctil lo que resulta en una propagación lenta de la grieta después de una gran deformación plástica.

A menor resistencia a la fractura, menor dureza produciendo una fractura frágil que es una propagación rápida de la grieta.

La resistencia flexural se define como la capacidad que tiene un material para resistir la deformación Bajo carga, donde su mayor estrés se da en el momento de fractura. La fuerza flexural expresa el más alto estrés que se experimenta dentro del material en el momento de la ruptura. El zirconio posee una resistencia flexural de 900 a 1100 Mpa y una resistencia a la fractura de 8 a 10 MPa. La resistencia flexural del disilicato de litio es de 300 a 400 MPa y resistencia a la fractura de 2.8 a 3.5 MPa. La alúmina y el feldespato poseen una resistencia flexural de 75 a 200 MPa y una resistencia a la fractura de 1.5 a 2.5 MPa.¹⁵

1.5.2.6. Clasificación de la cerámica según la abrasividad

Se sabe que las restauraciones cerámicas causan algún grado de desgaste en el esmalte de la dentición opuesta. Esta abrasividad es principalmente determinada por la suavidad del material. Para que exista el desgaste debe haber una fricción mecánica entre las dos superficies (restauración / diente antagonista).

Las porcelanas de baja fusión fueron desarrolladas para incorporar finas y pequeñas partículas de leucita con el objetivo de reducir la abrasividad de la superficie cerámica.

Elmaria y colaboradores en el 2006 compararon el desgaste que producían varios materiales restaurativos sobre el esmalte de la dentición antagonista entre ellos el oro, cerámica con bajo contenido de leucita (Dentsply), Procera AllCeram (Nobel Biocare) e IPS Empress (Ivoclar Vivadent) y encontraron que el oro glaseado y pulido y el AllCeram también glaseado y pulido fueron los menos abrasivos, mientras que el IPS Empress solo glaseado fue el que presentó mayor abrasividad.

La clasificación de la abrasividad de la cerámica depende si la abrasividad de la superficie es medida después de su fabricación y proceso de finalización (glaseado o brillado) o de la rugosidad de la superficie después de un ajuste intraoral.

Kou y colaboradores en el 2006 evaluaron la rugosidad de la superficie de cinco materiales cerámicos para estructura después del fresado y brillado; los materiales incluidos fueron In-Ceram Alúmina, In Ceram Zirconia, IPS Empress II, Procera All Ceram y Denzir y como grupo control Vita Mark II. Las medidas fueron tomadas antes y después del corte con fresas de diamante y posterior brillado con sistema sof-lex. Antes del fresado las superficies más suaves o finas fueron para Procera All Ceram y Denzir, mientras que IPS Empress II presentó la superficie más rugosa. Después del fresado todos los materiales pasaron a ser abrasivos excepto el IPS Empress II, mientras que el pulido con sof-lex no mostró ningún cambio.¹⁵

1.5.3 Coronas metal-cerámica.

La porcelana ha sido usada en la odontología durante más de un siglo. Aunque las primeras restauraciones de total cerámica eran estéticas, estas eran propensas a fractura, y por tanto no obtuvieron una amplia popularidad sino hasta 1950 con la adición del leucita a la porcelana. Esta adición aumentó suficientemente el coeficiente de expansión térmica de la porcelana como para permitir que este fuera agregado a las subestructuras metálicas coladas y fue patentada por Weinstein en 1962. Una desventaja de estas restauraciones de metal-cerámica (MCR) son los collares metálicos oscuros que pueden comprometer la apariencia estética, especialmente en la región anterior. Por tanto, fueron modificadas

preparaciones dentales para las restauraciones de cerámica de tal forma que podría lograrse un margen de porcelana. Mediante el uso de estas preparaciones, solamente el material de cerámica es visible en el margen vestibular, por tanto se solucionó esta preocupación estética. Sin embargo, la contracción debido a la sinterización de la porcelana dental durante el proceso de cocción puede comprometer la exactitud del margen vestibular de la porcelana. Además, la tendencia esferoidal del margen de porcelana requiere de múltiples aplicaciones del material, lo cual puede demandar tiempo para la rectificación por parte del técnico de laboratorio y podría dar como resultado discrepancias marginales.⁶

Durante la fabricación de la restauración de metal cerámica, pueden presentarse distorsiones tanto de la subestructura metálica como de la porcelana, dando como resultado una exactitud alterada de la adaptación, de acuerdo a lo demostrado por varios autores. Los factores que influyen en estas distorsiones son la temperatura del ciclo de oxidación, la falta de coincidencia entre los coeficientes térmicos de la porcelana y el metal, el tipo de aleación y el diseño del margen.⁶

Según Sattar y colaboradores, la desadaptación marginal clínicamente aceptable en las coronas metal cerámicas se encuentran entre 40 y 120 micrómetros.³³

La preparación de la estructura metálica debe poseer un grosor mínimo de 0.3 mm, además de redondear toda la superficie y realizar la limpieza del metal a través del arenado y posterior limpieza con agua destilada.¹⁰

Para realizar el colado la temperatura debe estar 50°C por encima de la temperatura de fusión (según el material). Cuando la fusión se realiza por

inducción, se esperan tres segundos antes de colar, teniendo la ventaja de contralar efectivamente la temperatura el colado. Cuando se ha terminado la cocción, las coronas o puentes se retiran del horno y se deja que se vayan enfriando lentamente, para controlar la contracción de la cerámica y evitar grietas.¹⁰

Con piedras de óxido de aluminio o puntas de diamante sinterizado, se procede al pulido para darle la forma definitiva, mejorar la anatomía y terminar el contorno por proximal, vestibular y lingual.³⁴

En coronas individuales, con una cocción, la corona puede estar prácticamente terminada después de unos pocos ajustes, en cuyo caso después del pulido se hace el glaseado. El objetivo del glaseado es conseguir una superficie lisa, brillante, uniforme o impermeable, cerrando y cubriendo estos poros para que no se almacenen en ellos restos de alimentos o pigmentos que pueden teñir la superficie de la corona. Hay dos métodos para hacer el glaseado:

a). Glaseado con polvo y líquido de porcelana mezclados. El polvo de porcelana tiene un punto de fusión inferior al del cuerpo de la cerámica. La consistencia de la mezcla de polvo y líquido es importante, porque si es demasiado fluida, los tintes se corren del lugar donde han sido colocados por la fuerza de la gravedad al poner las coronas boca abajo durante la cocción, con lo cual el líquido y los pigmentos se condensan en el tercio cervical dando mayor espesor y alterando el color.

b). En el autoglaseado se utiliza exclusivamente el control de temperatura y tiempo; este método necesita un perfecto control de la temperatura del horno, y se

puede realizar de dos maneras: manteniendo cinco minutos la temperatura de cocción del cuerpo de la porcelana y mantener durante un minuto a 20°C la temperatura o por encima de la temperatura de cocción del cuerpo de la porcelana. De tener que elegir entre uno de los dos métodos, es más aconsejable el de mantenerla más tiempo en el horno, porque el aumento de temperatura puede originar la curvatura de los ángulos, por fusión de la cerámica.³⁵

c) glaseado por pulimiento mecánico: El pulido mecánico se realiza con gomas de pulir de grano progresivamente decrecientes. Se considera que el resultado es similar, tanto por microscopía electrónica como por estudio de rugosimetría. Se considera que la cerámica pulida es más resistente que la glaseada.³⁶

1.5.4 Adaptación marginal.

La adaptación marginal ha sido definida como el nivel de exactitud con que encaja o se inserta una restauración de una prótesis fija sobre una línea de terminación previamente preparada en la porción cervical de la corona sobre la línea de terminación.²⁰

La adaptación marginal de las coronas es de importancia clínica debido a que cuando la unión entre el diente preparado y la restauración es discontinua, existe un nicho para la acumulación de placa cerca a los márgenes gingivales. La placa puede iniciar reacciones inflamatorias gingivales y puede conducir al deterioro del tejido blando con la enfermedad periodontal determinada por parámetros clínicos e histológicos, además de caries dental.^{12,22}

Según la Asociación Dental Americana (ADA) la adaptación marginal es la medida del espacio o gap existente entre el borde marginal externo de una restauración y el borde de la preparación dental, el cual puede ser un espacio en sentido vertical u horizontal. Se ha encontrado dentro de la literatura que este espacio marginal generalmente aumenta después de la cementación.^{9,37}

El valor promedio de 120 μm representa la máxima desadaptación marginal clínicamente aceptable.^{3, 22} Se ha mencionado por otros autores que brechas marginales de hasta 300 μm deberían ser aceptadas clínicamente, puesto que también se han reportado desadaptaciones marginales que van desde 56 hasta 300 μm , aunque Weber y colaboradores. indican que en la evidencia clínica no existe ese criterio.^{22,38,39}

In- Sung Yeo y colaboradores, reportan que hay dos factores importantes para la restauración de total cerámica y son: la resistencia y la adaptación marginal, importantes para satisfacer los requisitos clínicos que conlleven al éxito;⁴⁰ aunque las pruebas de laboratorio evalúan la adaptación marginal dentro de la cementación de las coronas de cerámica, no son completamente específicas a las condiciones clínicas, debido a factores que influyen la longevidad, decoloración, filtración, degradación físico-química del agente cementante y la capacidad de resistir a cargas oclusales.⁴¹

Existen en la literatura estudios *In Vitro* que han publicado diferencias significativas en micrómetros con relación a la integridad o adaptación marginal de restauraciones cerámicas antes y después de la cementación.^{42, 43}

Se ha comparado la adaptación marginal vertical de coronas fabricadas con disilicato de litio técnica CAD/CAM, óxido de zirconio y disilicato de litio técnica prensada, demostrando en el grupo de óxido de zirconio y disilicato de litio técnica CAD-CAM una aceptable adaptación marginal, determinada por la medición del gap marginal a lo largo del plano vertical en cuatro puntos diferentes. Los valores promedio de las mediciones evidenciaron que fueron menores de 100 micrómetros.^{44, 45}

Se ha expuesto que numerosas variables influyen en la adaptación marginal como son el proceso de cementación, preparación del diente, la fuerza usada sobre la corona, la línea media y los instrumentos utilizados para la valoración de dicha adaptación marginal.²⁰

Se ha propuesto que otros factores como la curvatura de la línea terminal de los pilares tanto de las coronas cerámicas como metal-cerámicas influye en el ajuste de las mismas, cuando se prepararon tres tipos de líneas y se analizaron las medidas de los defectos marginales de las copias y coronas recubiertas, se evidenció que los defectos marginales de las coronas cerámicas fueron similares en todas las superficies, mientras que en las coronas metal-cerámicas, los defectos marginales vestibulares y linguales fueron mayores a los defectos mesiales. En este estudio concluyeron que las curvaturas de las líneas terminales de los pilares no tuvieron efecto significativo sobre la adaptación marginal en las coronas de cerámica, pero sí se presentó un efecto significativo sobre las coronas metal-cerámica, sugiriendo que factores como las curvaturas de la línea terminal pueden influir en el tratamiento con restauraciones metal-cerámicas.⁴⁶

Además, es bien conocido que factores periodontales están estrechamente relacionados con la calidad de la adaptación marginal y ésta depende de las técnicas de impresión, sugiriendo que no depende solamente de la condición clínica de los pacientes. Se ha propuesto que la localización de la línea terminal en la región subgingival, necesita de la separación del tejido para una adecuada preparación de la superficie dentaria, aunque los estudios realizados no muestran que afecten significativamente el resultado de la adaptación marginal.³³

Otros tipos de materiales aplicados en la restauración como en los sistemas de zirconia han demostrado una mejor adaptación marginal en comparación con coronas de otros materiales aunque son pocos los estudios al respecto. Un estudio realizado por Juárez y col. (2011) ⁴⁷, donde compararon la adaptación marginal en las restauraciones de zirconia, restauraciones de cerámica y coronas metal-cerámica, se evidenció que no hay diferencias en el valor promedio de la adaptación marginal en los tres grupos, sin embargo; se presentaron diferencias significativas en la adaptación marginal al ser evaluadas en localizaciones puntuales.^{48,49}

La adaptación marginal adecuada puede deberse a que las cofias de disilicato de litio se realizan y se fabrican en un sistema asistido por computador; además, en los últimos años, se ha ampliado el uso del disilicato de litio en prótesis parciales fijas posteriores, lo cual presenta buena respuesta y resultados en el tratamiento restaurativo, donde se ha evidenciado que en restauraciones con sistema CAD-

CAM la adaptación marginal promedio es entre 29.4 y 56.2 micrómetros (p 0.4935) y con sistema E-max press de 47.4 y 55.8 micrómetros (0.4232).⁴⁹⁻⁵¹

En estudios en los cuales se comparan las respuestas de las coronas de diferentes materiales a situaciones de estrés, las coronas de disilicato de litio han demostrado tener ventajas en comparación a otras restauraciones.¹⁸ Estas observaciones han sido facilitadas por técnicas tridimensionales en estudios *in vitro* para cuantificar la adaptación marginal de una forma más específica y compleja que ocurre a nivel de laboratorio, mediante un modelo de diente de acrílico y de coronas de cerámicas parciales que fueron escaneadas y posteriormente digitalizadas con una medición de incertidumbre de 4 micrómetros, sometiéndose a un computador para inspeccionar la calidad y evaluando cuantitativamente la desadaptación marginal e interna por colores mediante discrepancias visuales con posterior análisis.^{52,53}

Aunque son pocos los estudios relacionados con la evaluación de la adaptación marginal en las restauraciones de disilicato de litio versus las restauraciones de metal-cerámica, la revisión de la literatura ha concordado en que las técnicas de restauración, los factores clínicos, el material aplicado y el test de evaluación influyen en los resultados, sin embargo, se ha puesto en ventaja las propiedades, resultados funcionales y estéticos del disilicato de litio.^{54, 55}

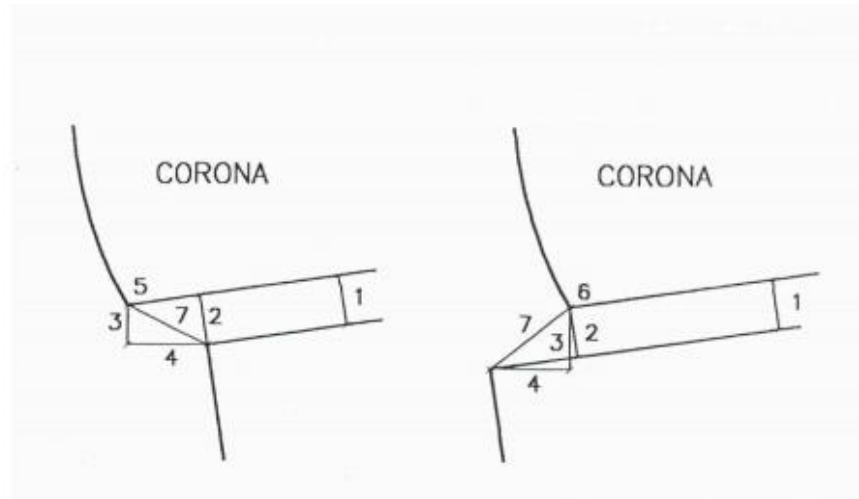
Otros estudios *In Vitro* han publicado que la adaptación marginal de restauraciones cerámicas es inferior a la de las restauraciones en oro.³⁷

La adaptación marginal es un criterio clave usado en la evaluación clínica de las restauraciones fijas. La importancia de la adaptación marginal para el éxito clínico de las restauraciones de cerámica de cubrimiento completo se han reportado en varios ensayos clínicos, debido a que el desajuste de las restauraciones de prótesis fija puede afectar a la resistencia a la fractura y reducir la longevidad de la corona, además de la formación de caries en el margen o la disolución del agente cementante. Se ha expuesto que existen varios puntos en la superficie de la restauración y el diente, en los cuales se puede determinar un desajuste: ⁵⁶

- Desajuste interno, la cual es la medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- Desajuste marginal, es la distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen.
- Discrepancia marginal vertical; desajuste marginal vertical medido paralelo a la vía de la inserción de la restauración.
- Discrepancia marginal horizontal; es el desajuste marginal horizontal medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- Margen sobrecontorneado; distancia perpendicular desde el desajuste marginal al margen de la restauración, es decir, distancia que rebase la restauración a la línea de terminación.
- Margen infracontorneado; es la distancia perpendicular desde el ajuste marginal al ángulo cavo superficial del diente. En este caso el diente sobrepasa a la restauración.

- Discrepancia marginal absoluta; combinación angular del desajuste marginal y el sobrecontorneado o infracontorneado.⁵⁶ (Figura 3)

Figura 3. Desajuste marginal ⁵⁶



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

Si se presenta una alteración en la adaptación marginal, las complicaciones biológicas, como la acumulación de placa bacteriana alrededor de las restauraciones, pueden llevar a las complicaciones dentales como caries, pulpitis, necrosis, e incluso fractura del diente restaurado; además de las complicaciones periodontales como la gingivitis, recesiones gingivales, bolsas periodontales o pérdida del hueso alveolar. Otros problemas mecánicos se basan en la premisa de que a menor contacto entre la superficie interna de la restauración y el diente, habrá menor retención, presentándose descementación.⁵⁶

1.6 OBJETIVOS

1.6.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar la adaptación marginal de coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD-CAM y prensada versus coronas metal-cerámica para determinar cuál es la mejor técnica.

1.6.2. OBJETIVO ESPECÍFICO

- Determinar la adaptación marginal de coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD-CAD, prensadas y metal cerámicas.
- Comparar las medidas de las superficies en las tres técnicas.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO: Estudio experimental in vitro.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO: Adaptación marginal.

2.3 UNIDAD DE MEDIDA: μm

2.4 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO:

Coronas en disilicato de litio en técnica CAD-CAM

Coronas de disilicato de litio en técnica prensada

Coronas metal cerámica.

2.5 POBLACIÓN DE ESTUDIO: Coronas en disilicato de litio en técnica CAD-CAM, coronas de disilicato de litio en técnica prensada y coronas metal cerámica.

2.6 MUESTRA: 15 especímenes por grupo. Teniendo en cuenta la revisión de literatura. ^{12,28,31,51,57}

2.7 TABLA DE OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES:

VARIABLE	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACIÓN	NIVEL DE EVIDENCIA	ESCALA	RELACIÓN
MEDICIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL	Ajuste entre la restauración y el diente en su límite cervical	40-120 μm	cuantitativa	Continua	Dependiente
LOCALIZACIÓN DE SUPERFICIES	Parte externa de un cuerpo que sirve de delimitación con el exterior	<ul style="list-style-type: none"> • Vestibular • Palatina • Mesial • Distal 	Cualitativa	Nominal	Independiente

2.8 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Según la resolución 8430 de 1993 en título II, Capítulo 1, Artículo 11 ítem a, el estudio se clasifica como investigación sin riesgo. Los investigadores declaran no tener conflicto de intereses.

2.9 INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS:

CORONAS METAL CERAMICAS				
Superficie	Vestibular	Palatino	Mesial	Distal
Diente				

CORONAS DE DISILICATO DE LITIO CAD-CAM				
Superficie	Vestibular	Palatino	Mesial	Distal
Diente				

CORONAS DE DISILICATO DE LITIO PRENSADAS				
Superficie	Vestibular	Palatino	Mesial	Distal
Diente				

2.10 PROCEDIMIENTO

Para la elaboración de las 45 coronas divididas en tres grupos (coronas metal cerámica, coronas de disilicato de litio en técnica CAD-CAM, coronas de disilicato de litio en técnica prensada); se realizaron los siguientes pasos:

PRIMER PASO: Fue utilizado un incisivo central en Ivorina el cual se preparó con fresa troncocónica punta redonda # 018 (Brasseler Alemania). La preparación se

realizó con las directrices básicas para restauraciones de cerámica sin metal como lo recomienda el fabricante (Ivoclar/Vivadent):

- sin ángulos y sin bordes afilados.
- dimensiones indicadas: el borde incisal de la preparación, para dientes anteriores, deberá tener al menos 1.0 mm de remanente dental en sentido vestibulo-palatino, con el fin de permitir un fresado óptimo durante el proceso CAD/CAM.
- Reducir por vestibular y lingual 1.2 mm aproximadamente.
- Reducir la forma anatómica y respetar el grosor mínimo estipulado. Preparar un hombro con bordes internos redondeados o un chamfer amplio. El ancho del hombro/chamfer deberá tener al menos 1.0 mm.
- Reducir el borde incisal en aproximadamente 1.5 mm en sentido cervico-incisal
- En el caso de cementación convencional y/o autoadhesiva, la preparación no debe ser expulsiva.¹ (Figura 4 y 5), se realiza una base en resina acrílica (pattern resin-GC América) para la colocación del incisivo en ivorina (Figura. 6), fueron rectificadas todas las medidas y enviadas al laboratorio para realizar el colado en metal-base bien pulido, y que no tenga ningún tipo de porosidad. El laboratorio entrega el troquel colado (Figura. 7).

Figura 4. Preparación del diente para elaboración del troquel maestro



Figura 5. Preparación del diente para elaboración del troquel maestro



Figura 6. Troquel definitivo
para enviar a colar.

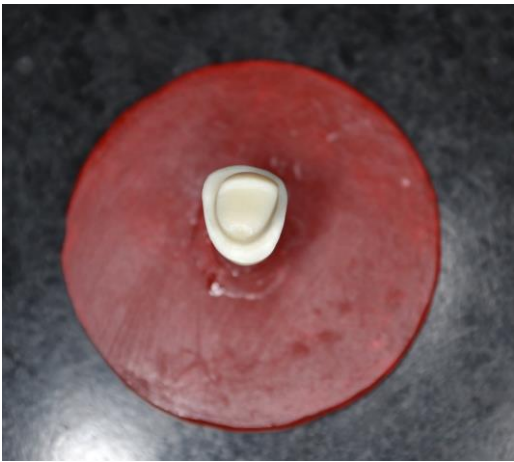


Figura 7. Troquel maestro colado



SEGUNDO PASO: Toma de las 45 impresiones definitivas en silicona, en dos fases (consistencia liviana y pesada elite HD+ zhermack) con 45 cubetas individuales confeccionadas con 45 tapones de PVC previamente perforados para permitir que fluya el material (Figura.8). La impresión se toma con las especificaciones que recomienda el fabricante, tomando dos medidas con un total de aproximadamente 2 gramos como medida para estandarizar la toma de cada impresión (Figura. 9). En la primera fase se toma la impresión con silicona pesada con el provisional previamente confeccionado y colocado sobre el troquel posteriormente se retira el provisional y se toma la segunda impresión sin el provisional para crear el espacio y que la toma de impresión del troquel quedara en silicona liviana con cantidad estandarizada y pudiera copiar la línea de terminación. Así se obtuvieron las 45 impresiones, las cuales se conservan en

tres cajas plásticas una por grupo (grupo 1, grupo 2 y grupo 3); cada impresión es marcada con los números del 1 al 45 (Figura. 10).

Figura 8. Silicona elite HD de Zhermack



Figura 9. Troquel, provisional y medidas para toma de impresión.

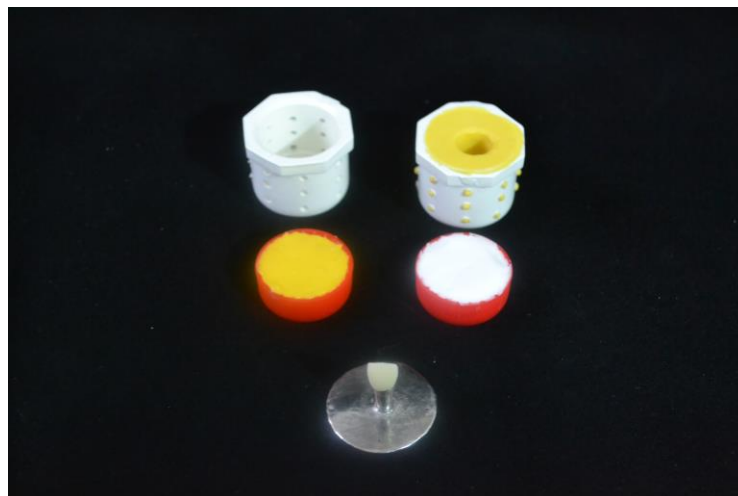


Figura 10. Impresiones almacenadas por grupo



TERCER PASO: Realización del vaciado de las 45 impresiones con resina epóxica (exakto-form Bredent, Alemania ref. 52000174) utilizando un presurizador Indental para la eliminación de burbujas, obteniendo así los 45 duplicados del troquel maestro (Figura. 11), los cuales se marcan para cada uno de los grupos (primer grupo: coronas metal cerámica del 1-15, segundo grupo: coronas de disilicato de litio en técnica CAD-CAM del 16-30 y tercer grupo: coronas de disilicato de litio en técnica prensada del 31-45) (Figura. 12), posteriormente para transportarlos al laboratorio se guardan individualmente en frascos rotulados y marcados con los números del 1 al 45 para protegerlos de fracturas y rayones en las líneas terminales (Figura. 13).

Figura 11. Resina epóxica y muestra de Troqueles.

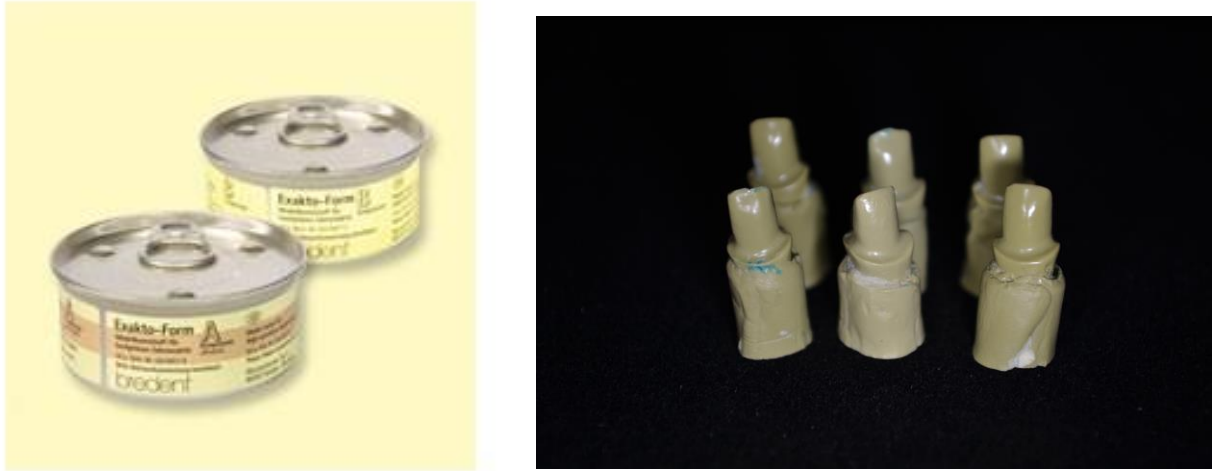


Figura 12. Muestra de Troqueles rotulados.



Figura 13. Troqueles almacenados debidamente rotulados.



CUARTO PASO: El laboratorio procede a realizar las 15 coronas en metal cerámica, inicialmente realizó un encerado maestro de una cofia que por medio de la técnica de cera pérdida creó el espacio para el metal colado (Horno infinity L 30 Jelrus) (Figura.14), utilizando una aleación níquel-cromo (Remanem, Dentaurum, Alemania) previamente revestido (Bellavest SH, Bego Alemania) (Figura.15). De igual manera realizó un encerado para estandarizar la fabricación de los tres grupos (Figura. 16). Posterior a las cofias, se realizó su recubrimiento con una cerámica feldespática, las cuales se llevaron dos veces al horno con las siguientes características cada vez: durante 6 minutos a 500 °C como presecado, con una rata de ascenso a 54 °C durante 7 minutos, hasta llegar a 910 °C y estabilizarlo durante un minuto, posteriormente se desciende a 600 °C con vacío (Horno Vacumat 6000 M de VITA). Para caracterizado (M.P.F. Stain Palette) y glaseado se llevaron las restauraciones nuevamente al horno durante 4 minutos a

500 °C como presecado, y una rata de ascenso hasta 80 °C durante 4 minutos y medio, luego se aumentó a 870 °C por un minuto y posterior descenso a 650 °C sin vacío (VITA VM.13 Vita, zahnfabrik, Alemania). (Figura. 17,18).

Para la realización de las coronas en disilicato de litio técnica CAD-CAM se realizó el diseño y maquinado por computador (Sirona inLab MC XL) utilizando bloques de disilicato de litio (e-max CAD HT B3/C14 Ivoclar-Vivadent, Leichteinstein) (Figura. 19, 20, 21, 22).

En la fabricación de las coronas de disilicato de litio técnica prensada se utilizaron pastillas de disilicato de litio (e-max press LT A1 Ivoclar-Vivadent) (Figura. 23) utilizando el encerado maestro realizado para todos los grupos como estandarización; técnica de cera pérdida, posterior inyección (e-max press Ivoclar-vivadent) (Figura. 24). Posterior caracterización con tintes para técnica prensada (e-max ceramic Ivoclar-Vivadent) (Figura. 25).

Figura 14. Procesamiento en horno para cera perdida metal cerámica



Figura 15. Revestimiento, anillo y metal utilizado



Figura 16. Encerado para las 45 coronas

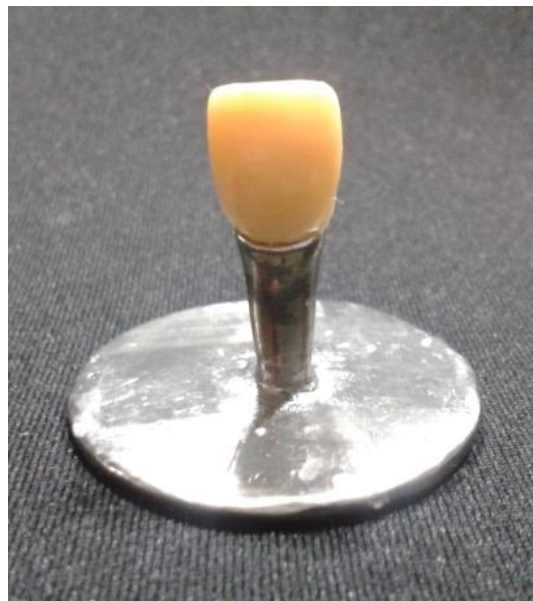


Figura 17. Cerámica para coronas metal cerámica

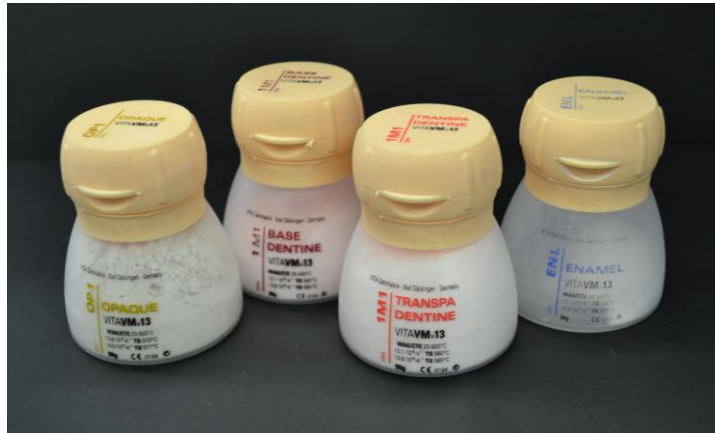


Figura 18. Horno de sinterización de cerámica.

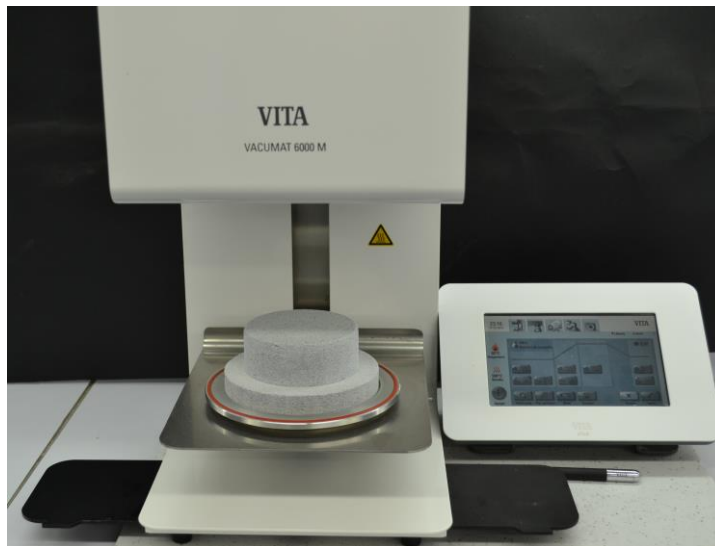


Figura 19. Equipo Sirona CAD para diseño

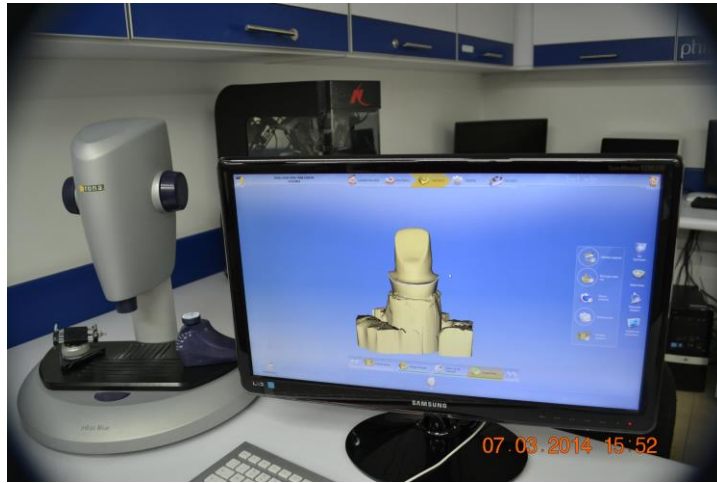


Figura 20. Diseño de coronas CAD/CAM: a. Marcación de la línea de terminación, b. diseño de la corona, c. medición de la corona sobre el troquel

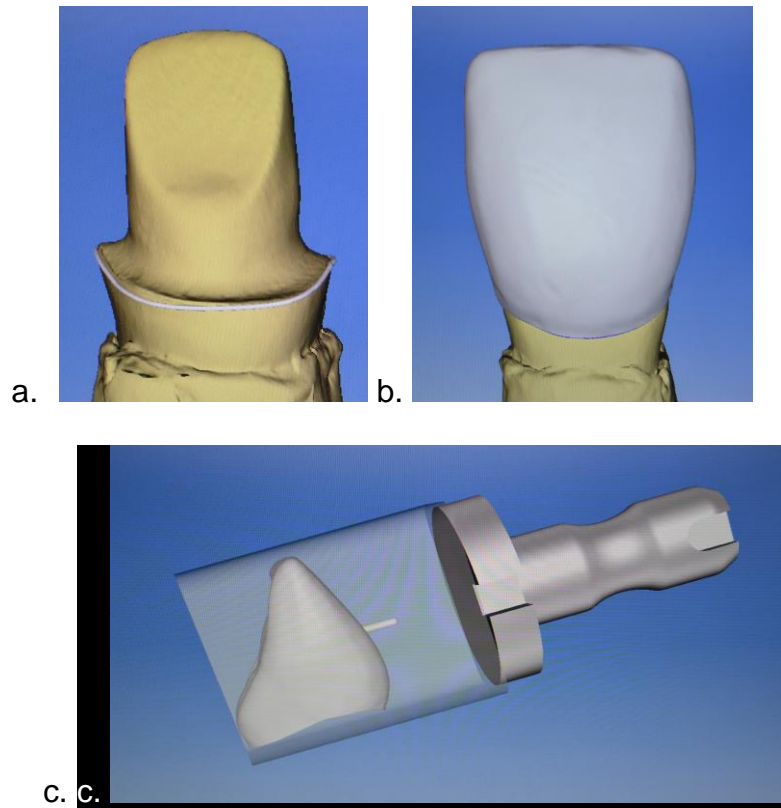


Figura 21. Equipo Sirona CAM para fresado



Figura 22. Bloques de Disilicato de Litio

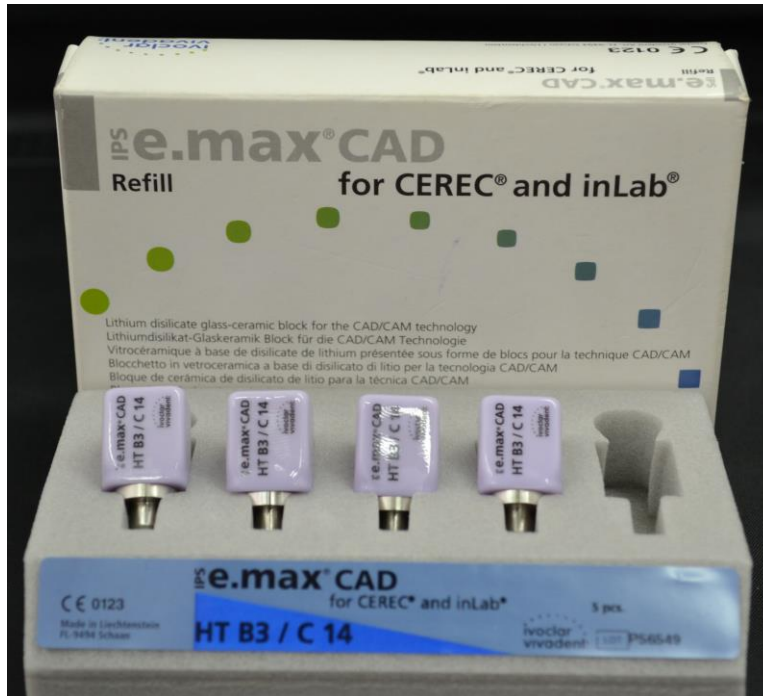


Figura 23. Pastillas Disilicato de Litio técnica prensada



Figura 24. Horno para prensado

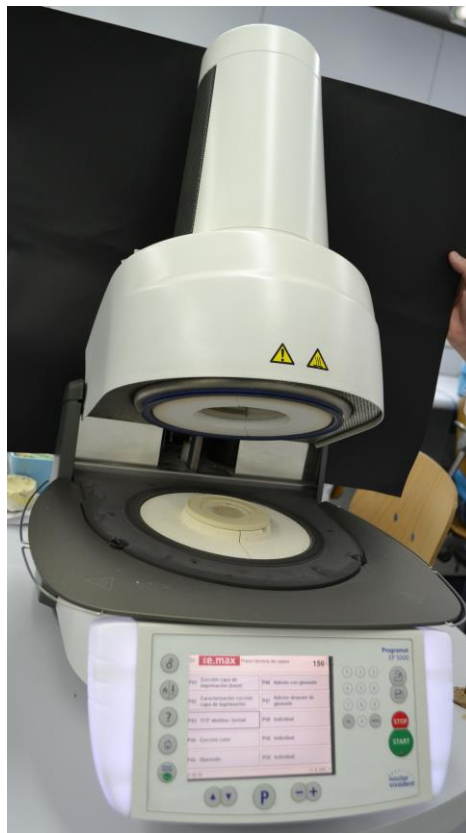


Figura 25. Tintes técnica prensada



QUINTO PASO: Las 45 coronas diseñadas en las tres técnicas colocadas sobre los troqueles son entregadas por el laboratorio (Figura. 26) y se llevan igualmente rotuladas y empacadas individualmente al laboratorio CIDETO (Bogotá, Colombia) para la medición de la adaptación marginal, realizando previamente una marca sobre la resina epóxica como referencia con un disco de diamante (Brasseler) en cuatro puntos específicos: vestibular, mesial, palatino, distal.

Para lograr que quedaran lo suficientemente fijos el troquel y las coronas y realizar las mediciones, se utilizó un aparato posicionador para la medición del ajuste que consiste en una prensa tipo clamp o en C, con un compartimento giratorio para el troquel o modelo maestro, un acople de acrílico para las coronas y un tornillo de ajuste que presiona sobre el acople para fijarlo (Figura. 27). Todo el sistema se lleva a un Estereomicroscopio Optiks (Figura. 28) al cual se le inserta una cámara digital que hace parte del sistema del Analizador de imágenes MOTIC referencia 1100401200482-BA210. Los aumentos empleados fueron 60X. (Figura. 29). Las medidas son realizadas por una persona experta (Doctor Norberto Calvo profesor

de Posgrado Rehabilitación Oral Facultad De odontología Universidad Nacional de Colombia y se obtienen fotos de cada una de las imágenes que prueban el uso del analizador. (Figura. 30).

Se realizó una prueba piloto para validar el procedimiento y el instrumento de recolección de datos tomando una corona de cada grupo.

Posteriormente se continuó con la medición de la adaptación marginal de las 42 coronas restantes en los cuatros puntos específicos obteniendo las respectivas fotografías y datos de cada espécimen.

Figura 26. Coronas: a. Vista vestibular, b. Vista proximal, c. Vista palatina.



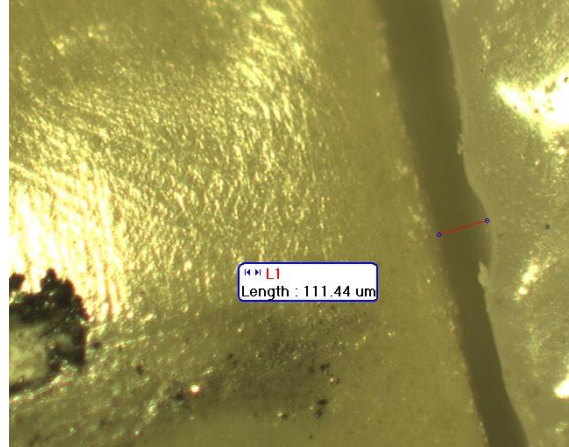
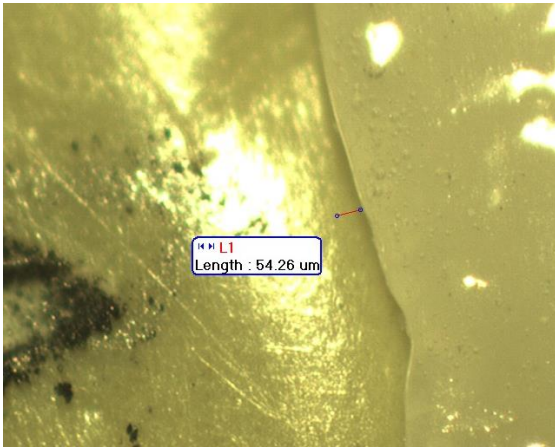
Figura 27. Prensa



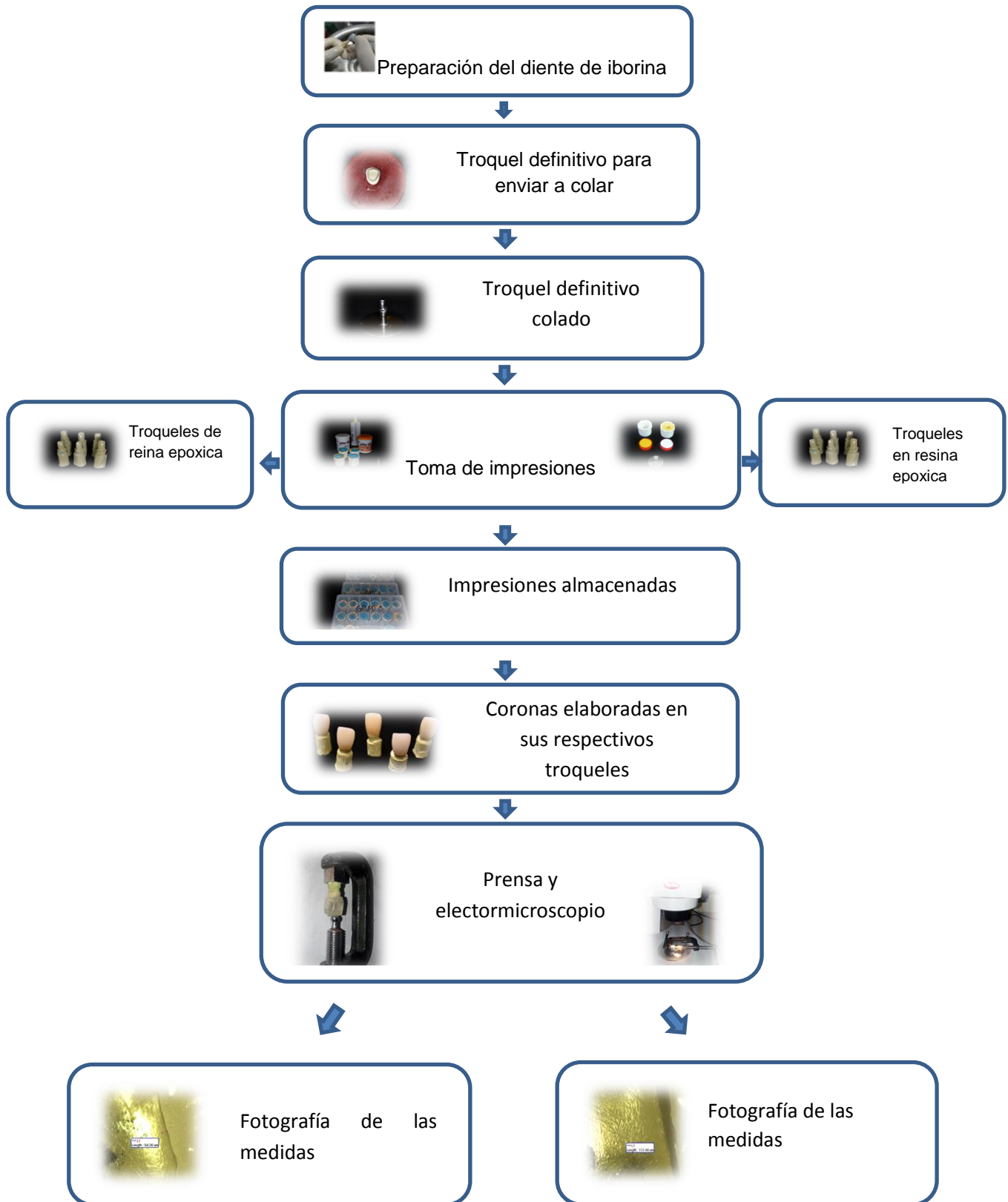
Figura 28. Estereomicroscopio.



Figura 29. Muestra de las fotografías de medición.



Grafica #1 proceso de elaboración



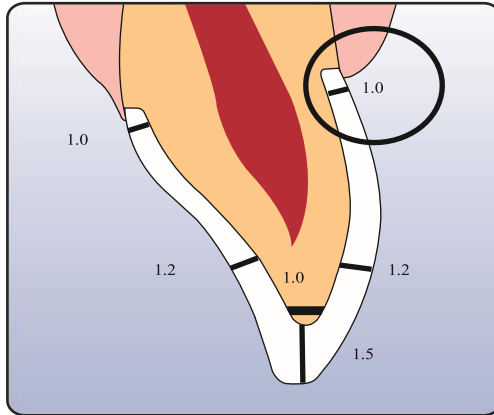
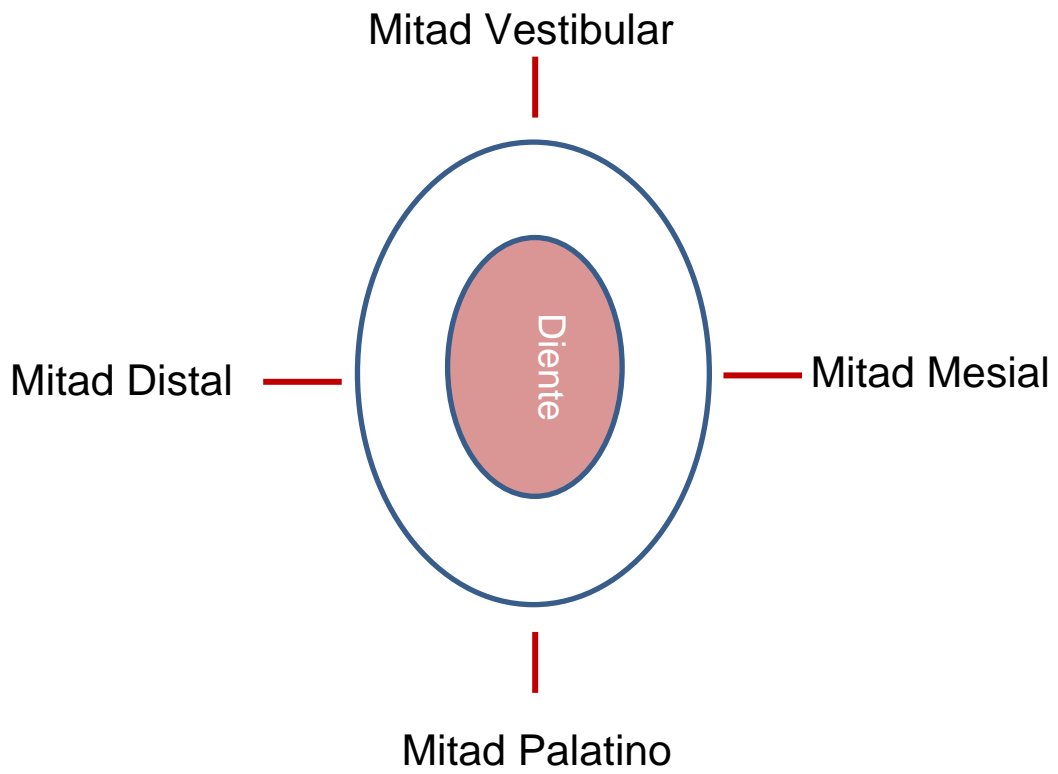


Imagen tomada del folleto de ivoclar vivadent



2.11 MÉTODO ESTADÍSTICO

Los datos fueron procesados en un programa estadístico IBM SPSS statistic versión 22.

Se utilizó prueba estadística para comparar las diferentes técnicas de fabricación de las restauraciones tales como CAD-CAM, prensadas y metal cerámica mediante ANOVA en cada una de las cuatro superficies evaluadas.

Mediante la prueba chi-cuadrado se comparó la proporción de adaptación y desadaptación marginal.

3 RESULTADOS.

Al medir la adaptación marginal en las técnicas de fabricación del disilicato de litio en los cuatro puntos elegidos, se encontró:

Superficie Vestibular: Comparando las tres técnicas de fabricación de las coronas de disilicato de litio, no se encontró diferencia estadísticamente significativa, encontrando dos desadaptaciones en el grupo de técnica prensada (125.60 μm y 128.77 μm) y una desadaptación en la técnica metal cerámica siendo esta la de mayor valor (156.09 μm). (Tabla 2)(Figura 30)

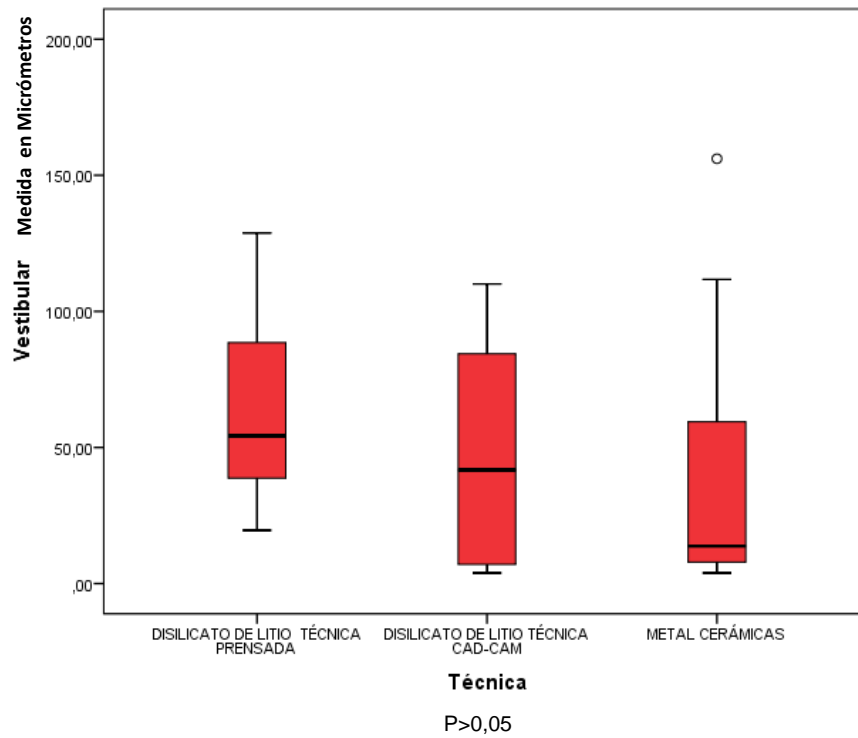
Tabla 2.Técnica * Vestibular

Tabla cruzada

Recuento

		Vestibular		Total
		Adaptación	Desadaptación	
Técnica	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	13	2	15
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	15	0	15
	METAL CERÁMICAS	14	1	15
Total		42	3	45

Figura 30. Comparación de la adaptación marginal de las coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD CAM y prensada vs corona metal cerámica en superficie vestibular



Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	2,143 ^a	2	,343
Razón de verosimilitud	2,916	2	,233
Asociación lineal por lineal	,524	1	,469
N de casos válidos	45		

a. 3 casillas (50,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es 1,00.

Superficie mesial: Comparando las tres técnicas de fabricación de las coronas de disilicato de litio, no se encontró diferencia estadísticamente significativa, encontrando dos desadaptaciones en el grupo de técnica CAD/CAM (126.59 μm y 169.51 μm siendo esta la de mayor valor), una desadaptación en la técnica metal cerámica (132.35 μm) y una desadaptación en la técnica prensada (167.87 μm). (Tabla 3)(Figura 31)

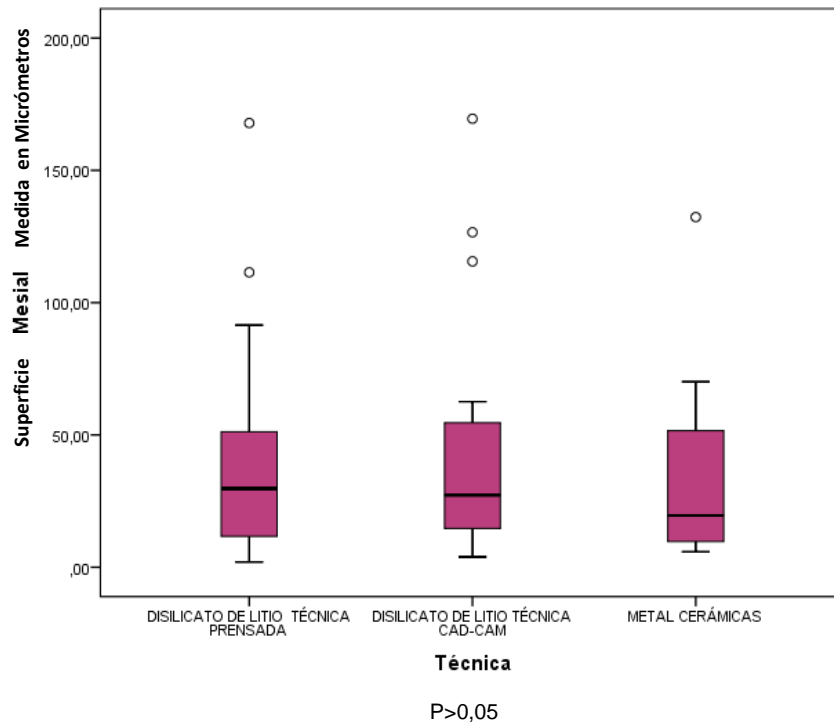
Tabla 3.Técnica * Mesial

Tabla cruzada

Recuento

		Mesial		Total
		Adaptación	Desadaptación	
Técnica	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	14	1	15
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	13	2	15
	METAL CERÁMICAS	14	1	15
Total		41	4	45

Figura 31. Comparación de la adaptación marginal de las coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD CAM y prensada vs corona metal cerámica en superficie mesial.



Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	,549 ^a	2	,760
Razón de verosimilitud	,520	2	,771
Asociación lineal por lineal	,000	1	1,000
N de casos válidos	45		

a. 3 casillas (50,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo sperado es 1,33.

Superficie distal: Comparando las tres técnicas de fabricación de las coronas de disilicato de litio, no se encontró diferencia estadísticamente significativa, encontrando una desadaptación en el grupo de técnica prensada, con un valor de (133.72 μm). (Tabla 4)(Figura 32)

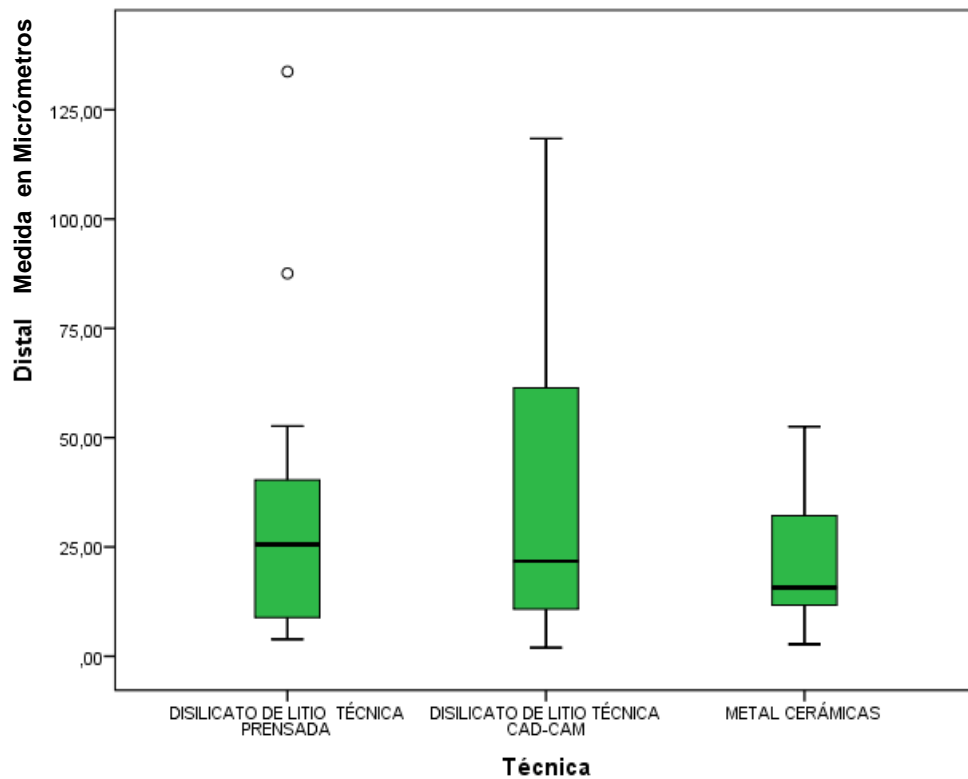
Tabla 4.Técnica * Distal

Tabla cruzada

Recuento

		Distal		Total
		Adaptación	Desadaptación	
Técnica	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	14	1	15
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	15	0	15
	METAL CERÁMICAS	15	0	15
Total		44	1	45

Figura 32. Comparación de la adaptación marginal de las coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD CAM y prensada vs corona metal cerámica en superficie distal.



P>0,05

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	2,045 ^a	2	,360
Razón de verosimilitud	2,243	2	,326
Asociación lineal por lineal	1,500	1	,221
N de casos válidos	45		

a. 3 casillas (50,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es ,33.

Superficie palatina: Comparando las tres técnicas de fabricación de las coronas de disilicato de litio, no se encontró diferencia estadísticamente significativa, encontrando una desadaptación en la técnica metal cerámica con un valor (167.01 μ m). (Tabla 5)(Figura 33).

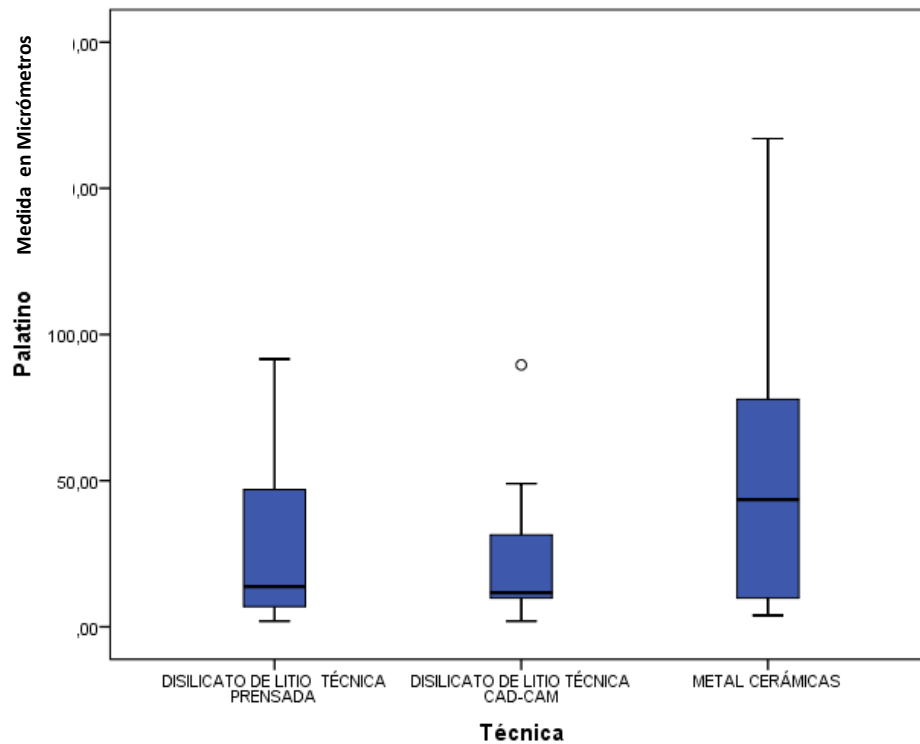
Tabla 5.Técnica * Palatino

Tabla cruzada

Recuento

		Palatino		Total
		Adaptación	Desadaptación	
Técnica	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	15	0	15
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	15	0	15
	METAL CERÁMICAS	14	1	15
Total		44	1	45

Figura 33. Comparación de la adaptación marginal de las coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD CAM y prensada vs corona metal cerámica en superficie palatina.



P>0,05

Pruebas de chi-cuadrado

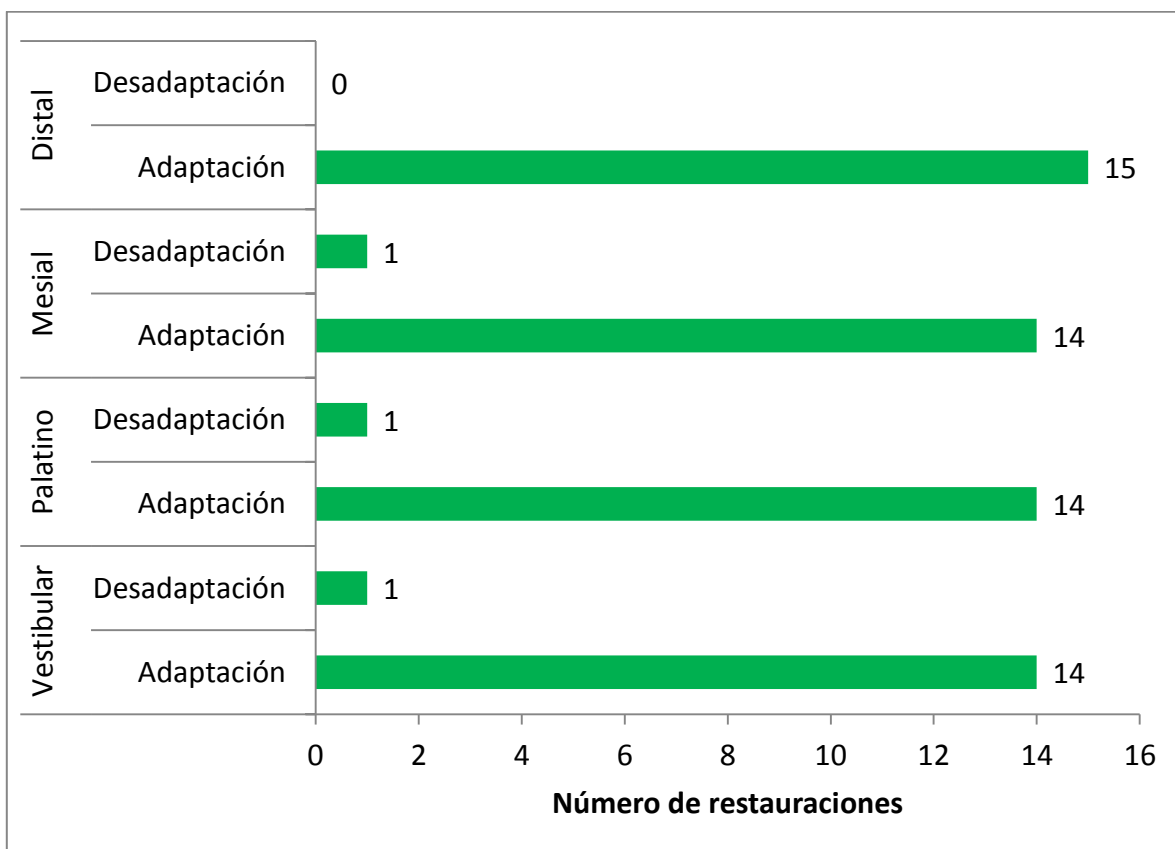
	Valor	gl	Sig. asintótica (2 caras)
Chi-cuadrado de Pearson	2,045 ^a	2	,360
Razón de verosimilitud	2,243	2	,326
Asociación lineal por lineal	1,500	1	,221
N de casos válidos	45		

a. 3 casillas (50,0%) han esperado un recuento menor que 5. El recuento mínimo esperado es ,33.

Al medir la adaptación marginal en las técnicas de fabricación del disilicato de litio se encontró:

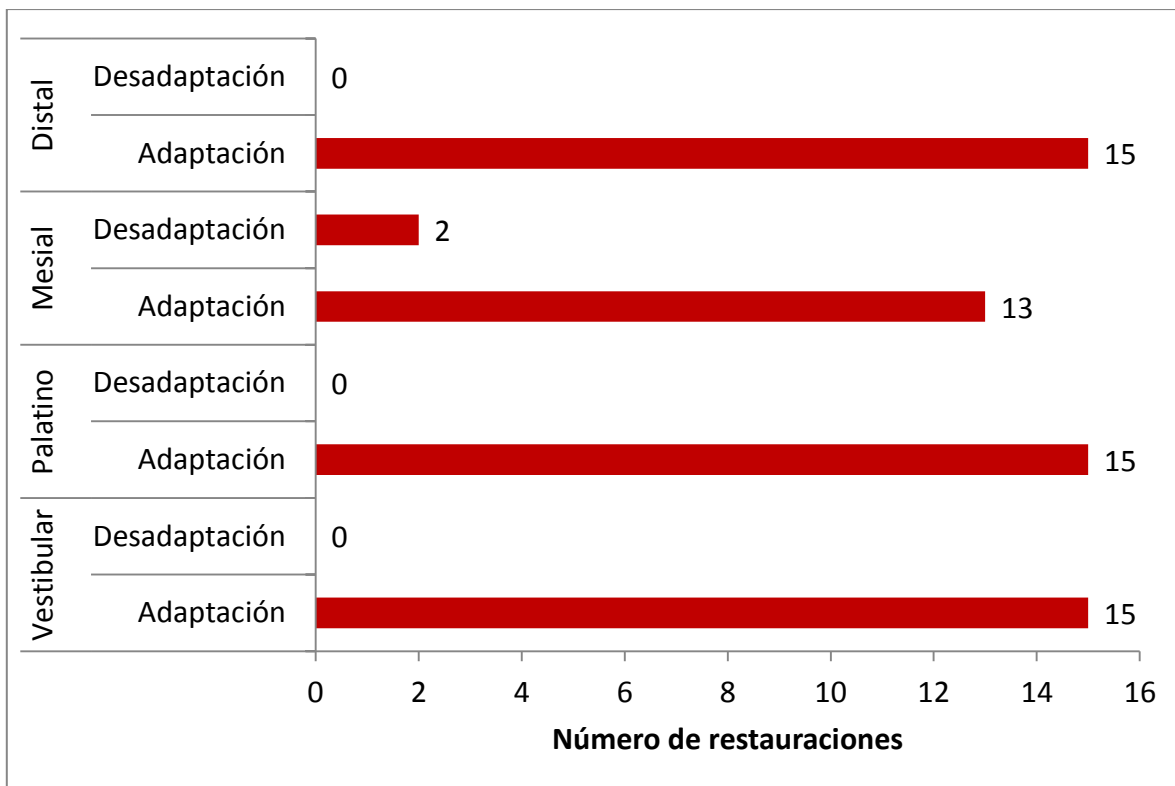
Técnica Metal cerámica Comparando la técnica metal cerámica en los cuatro puntos de medida elegidos, no se encontró diferencia estadísticamente significativa, encontrando una desadaptaciones en el punto mesial (132.35 μm), una desadaptación en vestibular (156.09 μm) una en palatino (167.01 μm) siendo esta la de mayor valor. (Figura 34)

Figura 34. Número de restauraciones adaptadas y desadaptadas en coronas técnica metal cerámica



Disilicato de litio técnica CAD-CAM : Comparando la técnica CAD-CAM en los cuatro puntos de medida elegidos no se encontró diferencia estadísticamente significativa, encontrando dos desadaptaciones en el punto mesial ($126.59\mu\text{m}$ - $169.51\mu\text{m}$) siendo esta ultima la de mayor valor. (Figura 35).

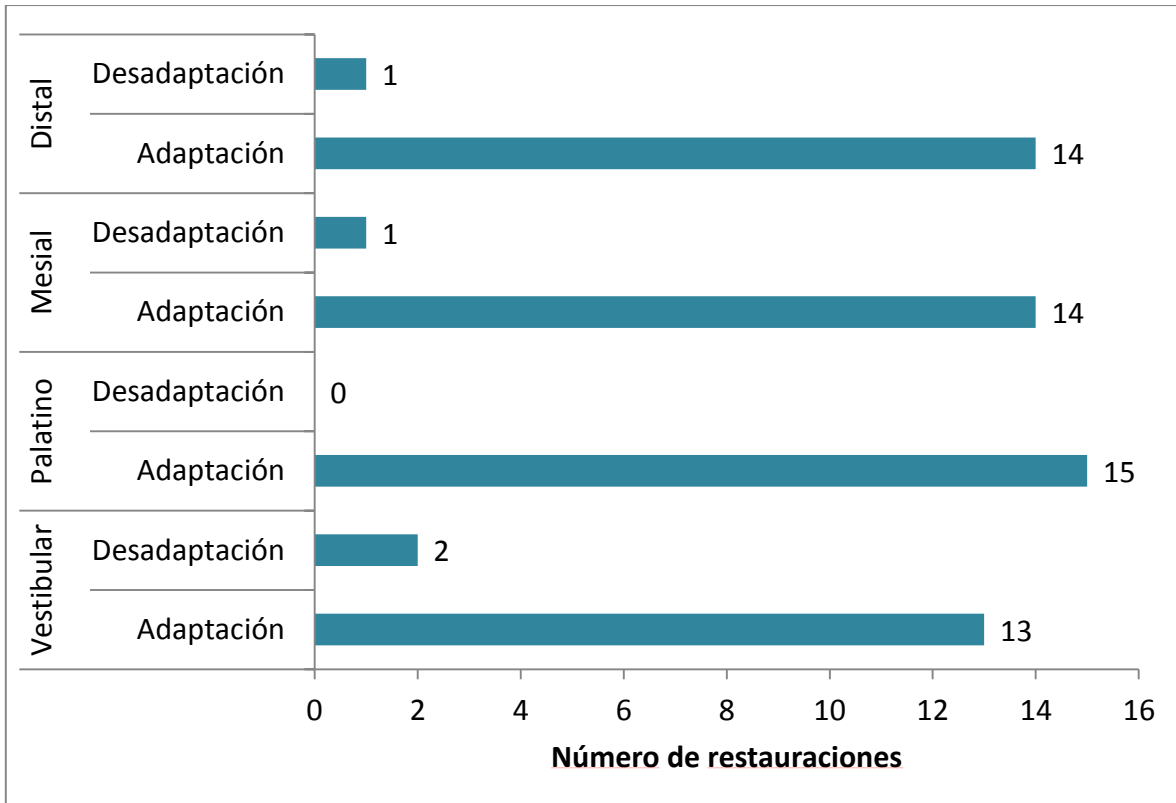
Figura 35 Número de restauraciones adaptadas y desadaptadas en coronas Disilicato de Litio técnica CAD-CAM



Disilicato de litio técnica prensada: Comparando la técnica prensada en los cuatro puntos de medida elegidos no se encontró diferencia estadísticamente significativa, encontrando dos desadaptaciones en el punto vestibular ($125.60\mu\text{m}$ -

128.77 μm), una en distal (133.72 μm) y en mesial (167.87) siendo esta ultima la de mayor valor. (Figura 36).

Figura 36. Número de restauraciones adaptadas y desadaptadas en coronas Disilicato de Litio técnica prensada



Al medir la adaptación marginal en las técnicas de fabricación del disilicato de litio en los cuatro puntos elegidos (vestibular, mesial, distal, palatino) , se encontró:

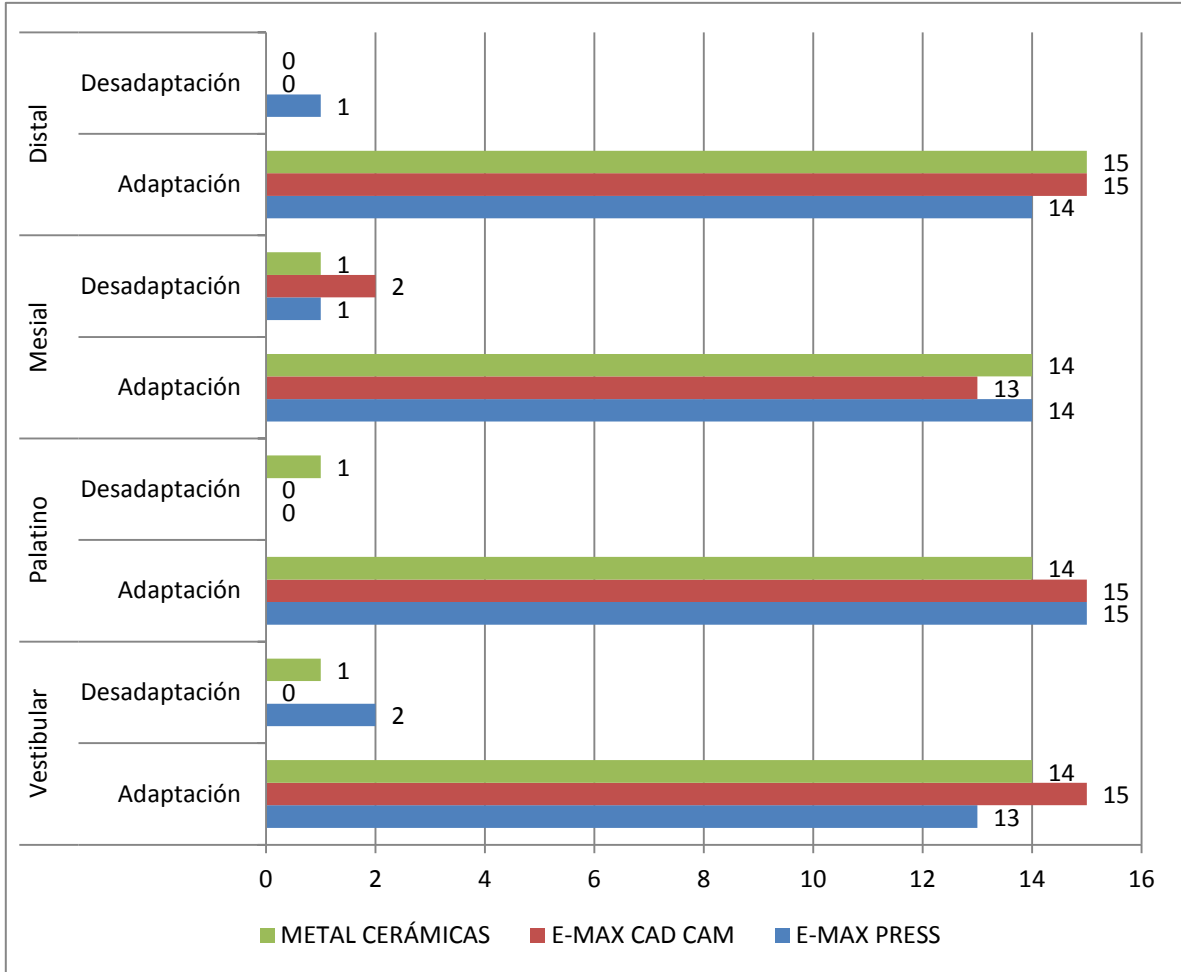
Comparando las tres técnicas de fabricación de las coronas de disilicato de litio, entre si y con los cuatro puntos de medidas no se encontró diferencia estadísticamente significativa, encontrando cuatro desadaptación en la técnica

prensada (vestibular: 125.60 μm - 128.77 μm , mesial 167.87 μm , distal 133.72 μm) dos desadaptaciones en el grupo de técnica CAD-CAM (Superficie mesial 126.59 μm y 169.51 μm) siendo este último el de mayor valor) y tres desadaptaciones en la técnica metal cerámica (mesial 132.35 μm , vestibular 156.09 μm , palatino 167.01 μm). (Tabla 6) (Figura 37)

Tabla 6. Frecuencia en la comparación de la adaptación marginal de las coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD CAM y prensada vs corona metal cerámica en superficie.

		Técnica		
		Disilicato de litio prensada	Disilicato de litio técnica cad-cam	Metal cerámicas
		n	N	N
Vestibular	Adaptación	13	15	14
	Desadaptación	2	0	1
	Total	15	15	15
Palatino	Adaptación	15	15	14
	Desadaptación	0	0	1
	Total	15	15	15
Mesial	Adaptación	14	13	14
	Desadaptación	1	2	1
	Total	15	15	15
Distal	Adaptación	14	15	15
	Desadaptación	1	0	0
	Total	15	15	15

Figura 37. Comparación de la adaptación marginal de las coronas de disilicato de litio realizadas en técnicas CAD CAM y prensada vs corona metal cerámica

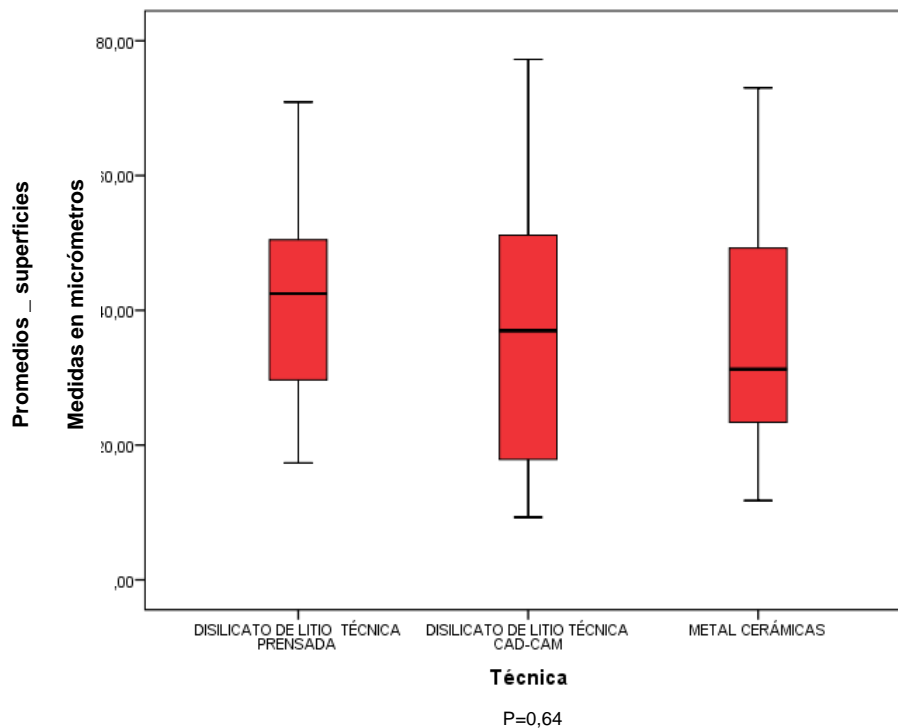


Promedio general Al comparar los promedios de las superficies de los dientes en las tres técnicas; coronas el Disilicato Litio técnica prensada ($42,8 \mu\text{m} \pm 16,6 \mu\text{m}$); siendo esta las de mayor promedio, Disilicato Litio CAD-CAM ($38,4 \mu\text{m} \pm 21,4 \mu\text{m}$); y en Metal Porcelana ($36,5 \mu\text{m} \pm 18,5 \mu\text{m}$) las de menor promedio. (Tabla 7) (Figura38)

Tabla 7. Comparación de los promedios (μm) de las superficies de los dientes en las tres técnicas

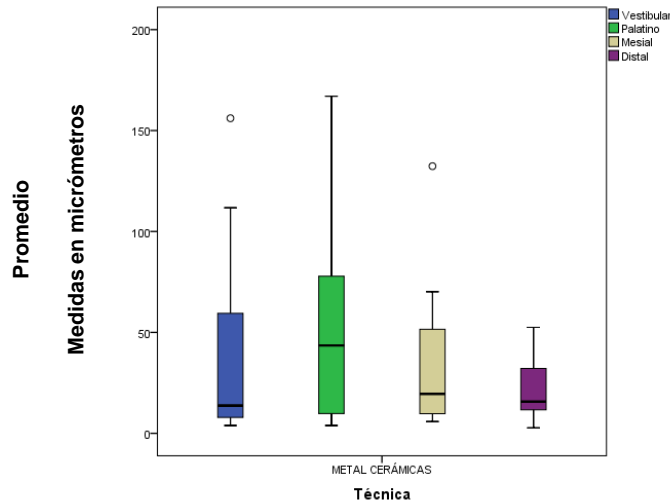
Técnicas	N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo	P
				Límite inferior	Límite superior			
DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	15	42,8	16,6	33,6	52,0	17,3	70,9	p=0,64
DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	15	38,4	21,4	26,5	50,2	9,3	77,2	
METAL CERÁMICAS	15	36,5	18,5	26,3	46,8	11,8	73,0	

Figura 38. Comparación los promedios de desadaptación de las cuatro superficies de los dientes en las tres técnicas



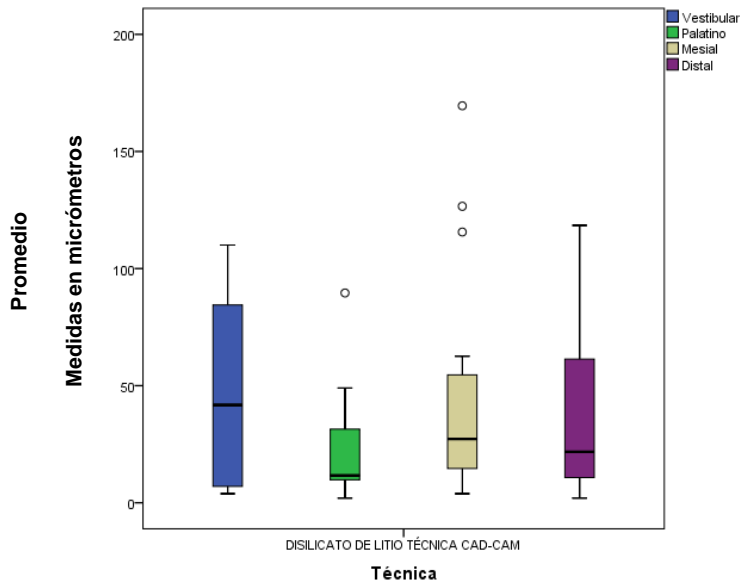
Técnica metal cerámica: al comparar los promedios en las cuatro superficies en la técnica metal cerámica encontramos un menor promedio para la superficie distal, y un mayor promedio para la superficie palatina. (figura 39)

Figura 39. Promedios de desadaptación medidos en las cuatro superficies en la técnica metal cerámicas



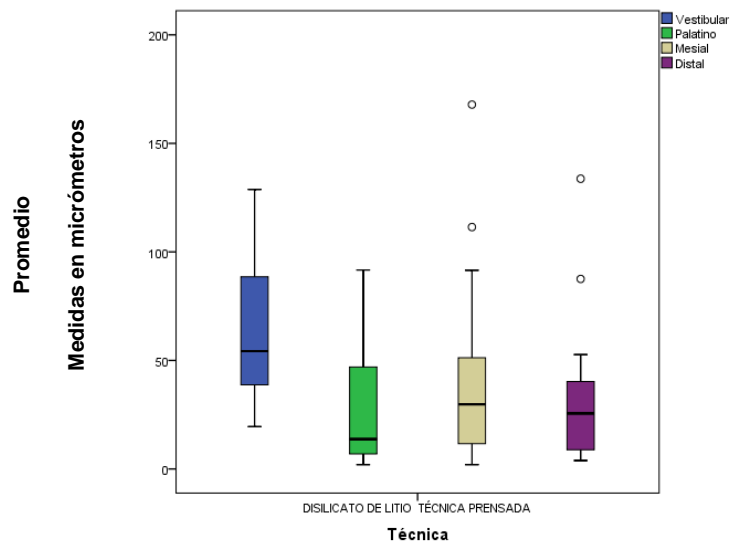
Técnica CAD-CAM: al comparar los promedios en las cuatro superficies en la técnica CAD-CAM encontramos un menor promedio para la superficie palatina, y un mayor promedio para la superficie vestibular. (Figura 40)

Figura 40. Promedios de desadaptación medido en las cuatro superficies en la técnica CAD-CAM



Técnica prensada: al comparar los promedios en las cuatro superficies en la técnica prensada encontramos un menor promedio para la superficie palatina, y un mayor promedio para la superficie vestibular. (Figura 41)

Figura 41. Promedios de desadaptación medido en las 4 superficies en la técnica prensada



Unidireccional

Descriptivos

		N	Media	Desviación estándar	Error estándar
Vestibular	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	15	63,8487	35,31151	9,11739
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	15	47,8780	41,50316	10,71607
	METAL CERÁMICAS	15	40,3900	47,54740	12,27669
	Total	45	50,7056	41,97661	6,25750
Palatino	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	15	28,7867	31,07402	8,02328
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	15	22,8873	22,99723	5,93786
	METAL CERÁMICAS	15	49,9453	47,22498	12,19344
	Total	45	33,8731	36,37508	5,42248
Mesial	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	15	43,8113	46,87407	12,10283
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	15	46,9347	50,32411	12,99363
	METAL CERÁMICAS	15	34,6987	35,00531	9,03833
	Total	45	41,8149	43,84464	6,53597
Distal	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	15	34,8453	35,24376	9,09990
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	15	35,7053	35,26326	9,10494
	METAL CERÁMICAS	15	21,1033	14,73690	3,80505
	Total	45	30,5513	30,09574	4,48641

Descriptivos

		95% del intervalo de confianza para la		Mínimo	Máximo
		media			
		Límite inferior	Límite superior		
Vestibular	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	44,2938	83,4035	19,55	128,77
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	24,8943	70,8617	3,89	110,05
	METAL CERÁMICAS	14,0591	66,7209	3,89	156,09
	Total	38,0944	63,3167	3,89	156,09
Palatino	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	11,5784	45,9949	1,95	91,62
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	10,1519	35,6228	1,95	89,58
	METAL CERÁMICAS	23,7930	76,0977	3,89	167,01
	Total	22,9448	44,8014	1,95	167,01
Mesial	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	17,8533	69,7693	1,95	167,87
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	19,0661	74,8032	3,89	169,51
	METAL CERÁMICAS	15,3134	54,0840	5,84	132,35
	Total	28,6425	54,9873	1,95	169,51
Distal	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA	15,3280	54,3627	3,89	133,72
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	16,1772	55,2335	1,95	118,43
	METAL CERÁMICAS	12,9423	29,2644	2,75	52,53
	Total	21,5096	39,5931	1,95	133,72

ANOVA

		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Vestibular	Entre grupos	4307,207	2	2153,603	1,235	,301
	Dentro de grupos	73222,385	42	1743,390		
	Total	77529,592	44			
Palatino	Entre grupos	6073,133	2	3036,567	2,446	,099
	Dentro de grupos	52145,321	42	1241,555		
	Total	58218,455	44			
Mesial	Entre grupos	1212,578	2	606,289	,305	,738
	Dentro de grupos	83370,921	42	1985,022		
	Total	84583,499	44			
Distal	Entre grupos	2014,003	2	1007,001	1,118	,337
	Dentro de grupos	37839,148	42	900,932		
	Total	39853,151	44			

Pruebas post hoc

Comparaciones múltiples

Bonferroni

Variable dependiente	(I) Técnica	(J) Técnica	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.
Vestibular	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PENSADA	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	15,97067	15,24638	,903
		METAL CERÁMICAS	23,45867	15,24638	,394
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PENSADA	-15,97067	15,24638	,903
		METAL CERÁMICAS	7,48800	15,24638	1,000
	METAL CERÁMICAS	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PENSADA	-23,45867	15,24638	,394
		DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	-7,48800	15,24638	1,000
Palatino	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PENSADA	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	5,89933	12,86626	1,000
		METAL CERÁMICAS	-21,15867	12,86626	,323
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PENSADA	-5,89933	12,86626	1,000
		METAL CERÁMICAS	-27,05800	12,86626	,124
	METAL CERÁMICAS	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PENSADA	21,15867	12,86626	,323
		DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	27,05800	12,86626	,124
Mesial	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PENSADA	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	-3,12333	16,26867	1,000
		METAL CERÁMICAS	9,11267	16,26867	1,000
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PENSADA	3,12333	16,26867	1,000
		METAL CERÁMICAS	12,23600	16,26867	1,000
	METAL CERÁMICAS	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PENSADA	-9,11267	16,26867	1,000
		DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	-12,23600	16,26867	1,000

Distal	DISILICATO DE LITIO	DISILICATO DE LITIO	- ,86000	10,96012	1,000
	TÉCNICA PRENSADA	TÉCNICA CAD-CAM			
		METAL CERÁMICAS	13,74200	10,96012	,651
	DISILICATO DE LITIO	DISILICATO DE LITIO	,86000	10,96012	1,000
	TÉCNICA CAD-CAM	TÉCNICA PRENSADA			
		METAL CERÁMICAS	14,60200	10,96012	,570
	METAL CERÁMICAS	DISILICATO DE LITIO	-13,74200	10,96012	,651
		TÉCNICA PRENSADA			
		DISILICATO DE LITIO	-14,60200	10,96012	,570
		TÉCNICA CAD-CAM			

Comparaciones múltiples

Bonferroni

Variable dependiente	(I) Técnica	(J) Técnica	95% de intervalo de confianza	
			Límite inferior	Límite superior
Vestibular	DISILICATO DE LITIO	TÉCNICA	-22,0487	53,9901
	PRENSADA	CAD-CAM		
		METAL CERÁMICAS	-14,5607	61,4781
	DISILICATO DE LITIO	TÉCNICA	-53,9901	22,0487
	CAD-CAM	TÉCNICA PRENSADA		
		METAL CERÁMICAS	-30,5314	45,5074
	METAL CERÁMICAS	DISILICATO DE LITIO	-61,4781	14,5607
		TÉCNICA PRENSADA		
		DISILICATO DE LITIO	-45,5074	30,5314
		TÉCNICA CAD-CAM		
Palatino	DISILICATO DE LITIO	TÉCNICA	-26,1848	37,9835
	PRENSADA	CAD-CAM		
		METAL CERÁMICAS	-53,2428	10,9255
	DISILICATO DE LITIO	TÉCNICA	-37,9835	26,1848
	CAD-CAM	TÉCNICA PRENSADA		
		METAL CERÁMICAS	-59,1422	5,0262
	METAL CERÁMICAS	DISILICATO DE LITIO	-10,9255	53,2428
		TÉCNICA PRENSADA		
		DISILICATO DE LITIO	-5,0262	59,1422
		TÉCNICA CAD-CAM		

Mesial	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA Prensada	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	-43,6920	37,4453
		METAL CERÁMICAS	-31,4560	49,6813
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA Prensada	-37,4453	43,6920
		METAL CERÁMICAS	-28,3326	52,8046
	METAL CERÁMICAS	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA Prensada	-49,6813	31,4560
Distal		DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	-52,8046	28,3326
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA Prensada	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	-28,1909	26,4709
		METAL CERÁMICAS	-13,5889	41,0729
	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA Prensada	-26,4709	28,1909
		METAL CERÁMICAS	-12,7289	41,9329
	METAL CERÁMICAS	DISILICATO DE LITIO TÉCNICA Prensada	-41,0729	13,5889
		DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM	-41,9329	12,7289

4. DISCUSIÓN.

Para proporcionar mayor longevidad a las restauraciones, debemos considerar ciertas variables como: material utilizado, la técnica de fabricación, además de factores inherentes del proceso como son: biológicos, químicos y funcionales propios de cada individuo, por lo cual se ha demostrado que no existe un material de elección universal.

Koushyar en el 2010²³, refiere que a pesar de los avances de los materiales dentales en cuanto a sus cualidades ópticas, adaptación marginal, resistencia y biocompatibilidad, el pronóstico de una restauración se determina por la técnica empleada, el tipo del paciente y el material de elección.

Las pruebas del presente estudio evidenciaron que la adaptación marginal entre los diferentes tipos de materiales no mostraron diferencias estadísticas significativas, aunque con la técnica CAD-CAM se observaron mayores valores de desadaptación en comparación con las otras utilizadas.

La medición de la adaptación marginal se basó en un estándar de 120 μm considerado en la literatura dentro de un rango clínicamente aceptable siendo este evaluado únicamente antes de la cementación en cuatro puntos específicos (mesial, distal, vestibular y palatino); aunque se han propuesto estándares de adaptación marginal menores a 120 μm debido al advenimiento de otras técnicas y tecnologías que han disminuido notablemente estos valores.²⁰

Es así como investigadores como Sato y colaboradores en 1986⁵⁸ estiman que la discrepancia aceptable para restauraciones con preparaciones supragingivales es de 2- 51 μm y para preparaciones subgingivales es de 34-119 μm .

Otros estudios in vitro, han reportado promedios de brechas marginales aceptables de 64-83 μm en restauraciones individuales totalmente cerámicas realizadas en técnica CAD-CAM⁵⁹, Andersson en 1996⁶⁰ y Mclean en 1976⁶¹ reportan discrepancias marginales aceptables entre 50-120 μm .

Aboushelib y colaboradores en el 2012⁶² en su estudio sobre adaptación interna en carillas prensadas versus maquinadas encontraron que ambas técnicas presentaron mayor desadaptación vertical que horizontal, al comparar las técnicas encontraron mayor adaptación marginal y menor microfiltración en las carillas cerámicas con técnica prensada sustentándolo de la siguiente manera: en la técnica prensada los patrones de cera son directamente construidos sobre el modelo de trabajo dando mayor control a la conformación, preparación y selle de los márgenes. Hay control de presión, temperatura y vacío en la fabricación reproduciendo mejor los detalles mientras que la técnica CAD-CAM presenta limitaciones por múltiples procesos como manejo de software, hardware, escaneo, trasado manual de línea terminal y fresado.

Las preparaciones del presente estudio se realizaron según directrices del fabricante y la literatura para el disilicato de litio, en técnica metal cerámica, prensada y CAD/CAM.

La localización del margen, método de polimerización y tipo de resina adhesiva, tipo de línea terminal y diseño de la preparación deben ser considerados para la reducción de la microfiltración de las restauraciones.⁶³⁻⁶⁶

Guerra Delgado en 2012,⁶⁷ obtiene resultados similares al anterior encontrando mayor desajuste marginal en coronas de disilicato de litio fabricadas en técnica CAD-CAM comparadas con la técnica prensada E-max Press en preparaciones con un mismo diseño de línea de terminación (hombro modificado de 90 grados).

Vanlioglu y colaboradores en 2012⁶⁸ de igual manera encontró mayor discrepancia marginal estadísticamente significativa en restauraciones CAD-CAM que en técnica prensada, encontrándose esta desadaptación dentro del rango clínicamente aceptado (120 μ m); ambas restauraciones con preparaciones onlay sobre esmalte.

Contrario a los anteriores, en estudios como el de Castro y colaboradores en el 2012²⁰, donde se comparó la adaptación marginal de coronas de disilicato de litio fabricadas con dos técnicas: prensada y CAD/CAM, existiendo diferencias significativas en la adaptación marginal en superficie vestibular entre los dos grupos, siendo mayor la adaptación en el sistema maquinado, aunque las dos cumplían con rangos aceptables dentro de lo reportado en la literatura (120 μ m). En las demás superficies no hubo diferencias estadísticamente significativas.

Adicionalmente Sous en el 2009 considera que la técnica CAD-CAM ofrece ventajas sobre la prensada como son: rapidez, precisión, estandarización del

proceso, reproducibilidad, calidad constante y predecibilidad, lo cual disminuye los errores humanos al eliminar varias fases de laboratorio.⁶⁹

En varios estudios se ha reportado, que las mediciones realizadas en diferentes puntos de los especímenes de metal-cerámica no evidenciaron discrepancias significativas en comparación con otros dos sistemas, lo que la hace una técnica aún vigente y aceptable. Gómez J. y colaboradores en el 2011³⁷, observaron que los especímenes de oro reportaban mejores resultados en la adaptación marginal en comparación con restauraciones de sistemas maquinados de IPS e.max CAD.

En el presente estudio la medición de la adaptación marginal en las cuatro superficies de las tres técnicas no presentaron diferencias en desadaptación estadísticamente significativa. Al realizar el análisis de datos por superficie, se encontró que hubo menor número de desadaptaciones en la superficie palatina y superficie distal con solo una desadaptación en cada uno. Siendo el de la superficie palatina en el grupo metal cerámica (167.01 μm) y en superficie distal de la técnica prensada (133.72 μm). El mayor número de desadaptaciones fue encontrado en la superficie mesial con cuatro desadaptaciones presentándose dos en técnica CAD-CAM (169.51 μm y 126.59 μm), siendo el primero el de mayor valor de desadaptación en la totalidad de resultados obtenidos en el estudio. El tercer valor se reportó en la técnica prensada (167.87 μm) y el cuarto valor en técnica metal-cerámica (132.35 μm). En la superficie vestibular se encontraron tres datos de desadaptación, un dato en técnica metal cerámica (156.09 μm) y dos datos en técnica prensada (125.60 μm y 128.77 μm). Todos estos datos se obtuvieron de las mediciones realizadas en este estudio.

Aunque la sensibilidad, especificidad y estandarización de las pruebas aplicadas para la medición en las coronas fueron adecuados, hay que tener en cuenta que otros factores pueden influir en los resultados obtenidos como: irregularidades en la impresión, diferencias entre las técnicas de fabricación de cada uno de los grupos y el tipo de preparación, siendo este último punto controlado dentro de la investigación evitando otras variables de desadaptación y disminuyendo posibles errores usando un troquel maestro para todas las restauraciones con la misma medida de preparación de superficies recomendadas por el fabricante del material restaurador.

Adicionalmente Shaefer y colaboradores en el 2012 ²¹, en un estudio in vitro sobre restauraciones diseñadas por computador, evaluaron adaptación marginal de restauraciones de disilicato de litio comparando técnicas de impresión de uno y dos pasos, encontrando diferencias estadísticamente significativas entre estas, concluyendo que la técnica de un paso resultaba en mejor adaptación marginal, lo que nos complementa que la técnica de impresión también puede influir en la adaptación de las restauraciones.

Gemalmaz y colaboradores en 1997 precisaron que el valor promedio de adaptación de restauraciones varía con respecto a la adaptación marginal en coronas completas y se debe principalmente a tres factores que pueden afectar la precisión de la adaptación de las restauraciones: en primer lugar, las variables debidas al operador, sus habilidades clínicas y su experiencia con el sistema; en segundo lugar, las limitaciones intrínsecas de los dispositivos tales como la adquisición de datos de la cámara y las variables del hardware; y en tercer lugar,

el software del programa y los algoritmos de diseño que se emplean para determinar la exactitud de la restauración propuesta⁴³; coincidiendo con lo encontrado por Tamer Hanza y colaboradores en 2013 y otros autores.^{70, 71, 72}

Aunque se encontraron algunos valores de desadaptación marginal en los grupos, vale la pena destacar que no fueron estadísticamente significativos, pues se encuentran dentro de los rangos promedio de desadaptación clínicamente aceptables, lo cual indica que las tres técnicas de restauración son recomendadas por esta investigación y que son más de preferencia personal del clínico o del paciente que de la evidencia.

5. CONCLUSIONES.

Dentro de las limitaciones de este estudio se puede concluir:

- ❖ No se encontró diferencias estadísticamente significativas entre las técnicas de fabricación de restauraciones de disilicato de litio y metal cerámicas evaluadas en el presente estudio.
- ❖ Los promedios de adaptación marginal no tienen diferencia estadísticamente significativa entre las tres técnicas de fabricación estudiadas, las cuales son válidas para usar en rehabilitación oral ya que se encuentran dentro del gold standard sugeridos dentro de la literatura.

6. RECOMENDACIONES.

- ❖ Se sugiere la evaluación de los efectos secundarios en la desadaptación marginal externa, interna, vertical y horizontal antes y después de cementar (enfermedad periodontal, caries recurrente, daño pulpar).
- ❖ Buscar nuevos parámetros de medición de adaptación marginal .
- ❖ Evaluar el efecto del tipo de preparación dental utilizada en la elaboración de las restauraciones (Hombro, chamfer).
- ❖ Mantener la estandarización de los troqueles maestros utilizados en cada una de las investigaciones futuras.
- ❖ Analizar el efecto del uso de separador de troqueles o de la cantidad de fricción existente entre la corona y el pilar.
- ❖ Investigar valores de desadaptación marginal después de la cementación de las restauraciones para conocer si se mantienen o aumentan los valores de esta.
- ❖ Comparar los resultados de este estudio con los resultados después de usar diferentes materiales cementantes.
- ❖ Utilizar otras metodologías de medición de la desadaptación marginal y comparar los resultados entre estudios.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Schaan, Liechtenstein, sistemas IPS e.max odontólogos (Citado en 29 septiembre del 2012); 1(1) disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.co/es-co/todos-los-productos/productos/ceramica-libre-de-metal/ips-emax-system-odontologo/ips-emax-disilicato-de-litio>.
2. Goël Brackett M, Lockwood Petra E, Messer L. W. R, Lewis J. B, Bouillaguet S, Wataha J.C. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. Dent Mater. 2008; 24:450-56.
3. Yáñez de M. L, Vega A, Urdaneta M. Reemplazo de coronas metal-cerámica por coronas de cerámica FINESSE®. Reporte de un caso clínico. Ciencia Odontológica. 2009; 6 (2):148 -154.
4. Rekow E. D. Silva N.R.F.A, Coelho P.G, Zhang Y, Guess P, Thompson V.P. Performance of Dental Ceramics: Challenges for Improvements. J Dent Res. 2011; 90(8): 937-952.
5. Kelly J. R, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Australian Dental Journal. 2011; 56:(1 Suppl): 84-96.
6. Pollington S, van Noort R. An Update of Ceramics in Dentistry. International Journal of Clinical Dentistry. 2009; 2(4): 283-307.
7. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. J. Am Dent. Assoc. 1991; 122(5): 41-7.
8. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. Journal of Conservative Dentistry. 2010; 13(4):195-203.

9. Conrad H, Seong W, Pesum I; Current Ceramic Materials and Systems with Clinical Recommendations: a systematic review; J Prosthet Dent. 2007; 98: 389-404.
10. McLaren E. A. Whiteman Y Y. Ceramics: Rationale for Material Selection. Compendium. 2010; 31(9): 666-679.
11. Giordano R, McLaren E. A. Ceramics Overview: Classification by Microstructure and Processing Methods. Compendium. 2010; 31(9): 682-697.
12. Tolga Yucel M, Aykent F, Cihat Avunduk M. In vitro evaluation of the marginal fit of different all-ceramic crowns. Journal of Dental Sciences. 2013; 8:225-230.
13. Bürke H. IPS e. max Press e IPS e. max CAD, dos cerâmicas de vidro "state of the art". Report Investigación y Desarrollo Ivoclar Vivadent. 2006; 17: 6-18.
14. Martínez Rus F, Pradies Ramiro G, Suárez García M. J, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE. 2007; 12(4): 253-263.
15. Helvey G. A. Classifying Dental Ceramics: Numerous Materials and Formulations Available for Indirect Restorations. COMPENDIUM. 2014. 35; 1: 38-43.
16. Ritter GR. Multifunctional Uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. Journal of Stetic and Restauratice Dentistry. 2010; 22 (5):332-341

17. Castiglia Gonzaga C, Francisco Cesar P, Gomes Miranda W, Naoyuki Yoshimura H. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011; 27: 394-406.
18. Wen G, Zheng X, Song L. Effects of P₂O₅ and sintering temperature on microstructure and mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Acta Materialia.* 2007; 55(10): 3583–3591.
19. Tulyaganov D. U, Agathopoulos S, Kansal I, Valério P, Ribeiro M. J, Ferreira J. M. F. Synthesis and Properties of Lithium Disilicate Glass-Ceramics in the System SiO₂–Al₂O₃–K₂O–Li₂O. *Ceramics International.* 2009; 35(8): 3013–3019.
20. Castro Espitia C, Concha Cabrera L. M, Manosalva Holguin L. Y, Portilla Rosero M. A, Torres Duran E. Comparación de la adaptación marginal de cofias en disilicato de litio utilizando dos técnicas: prensado (E-max Press®) y asistida por computador (E-max CAD®). *Odontos.* 2012; (39):21-35.
21. Schaefer O, Watts D. C, Sigusch B. W, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and Internal Fit of Pressed Lithium Disilicate Partial Crowns in vitro: A Three-Dimensional analysis of Accuracy and Reproducibility. *Dent Mater.* 2012; 28:320-326.
22. Caparroso Perez.CB, Marin Muñoz D. V, Echavarria Velasquez A. Adaptación Marginal y Ajuste Interno en Estructuras de Zirconia-Ytria elaboradas con los Sistemas CAD/CAM Procera y Cerec in-Lab. *Revista Facultad de Odontol Universidad de Antioquia.* 2011; 22(2):186-197.

23. Kouschyar K. J. Recomendaciones para la selección del Material Cerámico Libre de Metal, de acuerdo a la ubicación de la Restauración en la Arcada. *Int. J. Odontostomat.* 2010; 4(3):237-240.
24. Bachhav V. C, Ajay Aras M. Zirconia-Based Fixed Partial Dentures: A Clinical Review. *Quintessence International.* 2011; 42(2): 173-187.
25. Giordano R, Sabrosa C. E. Zirconia: Material Background and Clinical Application, *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, December. 2010; 31, (9).
26. Suárez García M. J. (Tesis doctoral). Evaluación del Sellado Marginal de Coronas de Titanio Colado y Mecanizado con Dos Líneas de Terminación. Universidad Complutense de Madrid; 2003.
27. Denissen H, Dozic A, Van der Zel J, Van Waas M. Marginal fit and short term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J. Prosthet Dent.* 2000; 84 (5): 506-13.
28. Goldin E. B, Boyd NW, Goldstein G. R, Hittelman E. L, Thompson V. P. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations, *J. Prosthet Dent.* 2005; 93(2):143-7.
29. Davidowitz G. The Use of CAD-CAM In Dentistry. *Dent Clin N Am.* 2011; 55: 559-570.
30. Makkar S, Kaul S. CAD/CAM Ceramics in Dentistry: An Inside View. *Indian J. Stomatol.* 2012; 3(2):119-22.
31. Martinez Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M, Bartolomé J, Pradíes G. Fracture Resistance of Crowns Cemented on Titanium and Zirconia Implant Abutments: A Comparison of Monolithic Versus Manually Veneered All-

- Ceramic Systems. International Journal of Oral Maxillofacial Implants. 2012; 27: 1448-1455.
32. Caparroso C, Duque J. Cerámicas y Sistemas Para Restauraciones CAD-CAM: Una Revisión , Fac Odontol Univ Antioq. 2010; 22(1): 88-108.
33. Hmedat S. J, Al-Abdily A.F.I, A comparison of Vertical Marginal Fit of Three Different Types of all Ceramic Crown Restorations (An in vitro study). 2012; 24(8):1-7.
34. Wöstmann B, Blöber T, Gouentenoudis M, Balkenhol M, Ferger P. Influence of Margin Design on the Fit of High-Precious Alloy Restorations in Patients. J Dent. 2005; 33(7):611–618.
35. Fons Font A, Sola Ruiz M. F, Ruiz Granell M, Labaig Rueda C, Martínez González A. Selección de la Cerámica a Utilizar en Tratamientos Mediante Frentes Laminados de Porcelana. Medicina Oral Patología Oral Cirugía Bucal. 2006; 11:297-302.
36. Rosenstiel S. Fujimoto J., Protesis Fija Contemporanea. Cuarta Edición. Editorial Elsevier Mosby. 2009. pag 213-16.
37. Gómez J. R, Ortega R. M, Parada L. A, Lopez E, Rojas R, Tamayo M. C, Bautista G. Comparación *in vitro* de la adaptación marginal entre incrustaciones MOD maquinadas con el sistema ips e.maxcad® y restauraciones MOD en oro colado tipo III. Revista Salud Bosque. 2011; 1(2):7-14.
38. Andrade J, Ortega CH, Aragón E. M. Selle Marginal y Asentamiento en Dos Sistemas Cerámicos *In-vitro*. Revista Estomatología. 2004; 12(1): 66-82.

39. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the Minimum Number of Marginal Gap Measurements Required for Practical In Vitro Testing. *J Prosthet Dent.* 2000; 83: 40-49.
40. Yeo I.S, Yang J.H, Lee J.B, In Vitro Marginal Fit of Three All-Ceramic Crown Systems. *J Prosthet Dent.* 2003; 90:459-464.
41. Ardila Medina C.M. Influencia de los Márgenes de las Restauraciones Sobre la Salud Gingival. *Av. Odontoestomatol.* 2010; 26(2): 107-114.
42. Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. A One-Year Clinical Study of Indirect and Direct Composite and Ceramic Inlays. *Scand J. Dent Res.* 1994; 102 (3): 186-92.
43. Gemalmaz D, Özcan M, Yoruç A.B, Alkumro H. N. Marginal Adaptation of a Sintered Ceramic Inlay System before and After Cementation. *Journal of Oral Rehabilitation.* 1997; 24(9): 646-651.
44. Soares Jr P, C, Lepienski C. M. Residual stress determination on lithium disilicate glass-ceramic by nanoindentation. *Journal of Non-Crystalline Solids.* 2004; 348: 139-143.
45. Queblawi D, Hill T, Chlosta K.. The effect of endodontic access preparation on the failure load of lithium disilicate glass-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2011;106(5):328-336.
46. Jianxiang T, Dongwei H. The Effect of Finish Line Curvature on Marginal Fit of All-Ceramic CAD/CAM Crowns and Metal-Ceramic Crowns. *Quintessence Int.* 2009; 40(9):745-52.
47. Juárez García A, Barceló Santana F, Rios Szalay E. Comparación de la Adaptación Marginal y microfiltración Entre Dos Sistemas de Zirconia, con

- un Mismo Medio Cementante. *Revista odontológica Mexicana*. 2011; 15(2):103-108.
48. Rustum Baig M, Beng-Choon Tan K, Nicholls J.I. Evaluation of the Marginal Fit of a Zirconia Ceramic Computer-Aided Machined (CAM) Crown System. *J Prosthet Dent*. 2010; 104(4):216-227.
49. Harder S, Wolfart S, Eschbach S, Kern M. Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent* 2010; 38:875-881.
50. Schaefer O, Kuepper H, Sigusch B. W, Thompson G. A, Hefti A. F, Guentsch A. Three-dimensional fit of lithium disilicate partial crowns in vitro. *J Dent*. 2012; 41(3): 271-277.
51. Boeckler AF, Lee H, Stadler A, Setz JM. Prospective Observation of CAD/CAM Titanium Ceramic Single Crowns: A Three-Year Follow Up. *J Prosthet Dent*. 2009; 102(5): 290-7.
52. Ferreira Quintas A, Oiveira F, Bottino M.A. Vertical Marginal Discrepancy of Ceramic Copings With Different Ceramic Materials, Finish Lines and Luting Agents: An in vitro Evaluation. *J Prosthet Dent*. 2004; 92(3):250-7.
53. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical Outcome of Three-Unit Lithium-Disilicate glass–Ceramic Fixed Dental Prostheses: Up to 8 Years Results. *Dent Mater*. 2009; 25:63-71.
54. Zhao K, Pan Y, Guess P. CG, Zhang X. P, Swain M. V. Influence of Veneer Application on fracture Behavior of Lithium-Disilicate-Based Ceramic Crowns. *Dent Mater*. 2012; 28: 653-660.

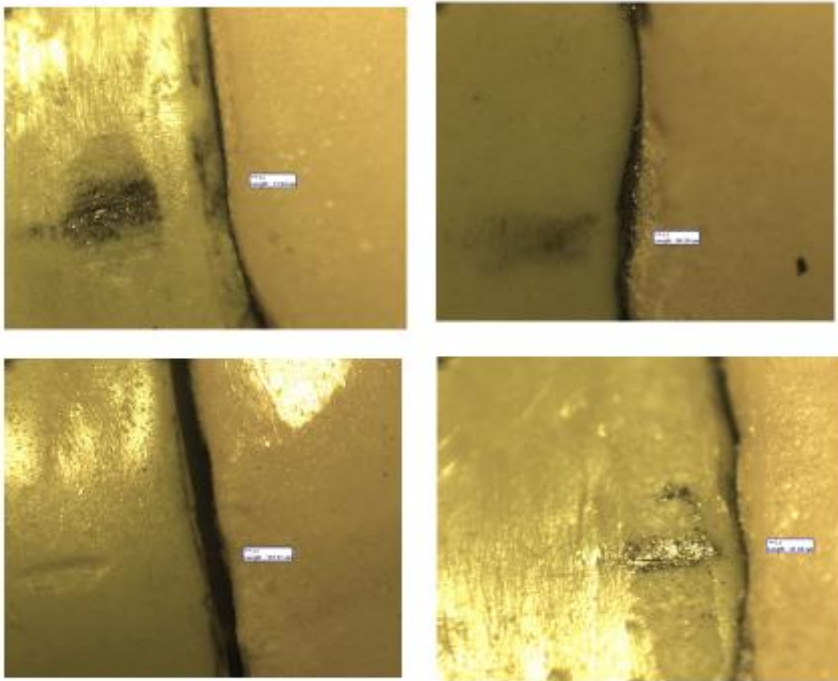
55. Lin Wei-Shao, Harris B.T, Morton D. Trial Insertion Procedure for Milled Lithium Disilicate Restorations in the Precrystallized State. *J Prosthet Dent.* 2012; 107: 59-62
56. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of margin fit. *J Prosthet Dent.* 1989; 62: 405-408.
57. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current Status of Zirconia-Based Fixed Restorations. *Journal of Oral Science.* 2010; 52(4): 531-539.
58. Sato T. Marginal Fit in a Shrink-free Ceramic Crown System. *The International Journal of Periodontics dentistry.* 1986; 3: 1-15.
59. Sulaima F, Chai L, Jameson L, Wozniak W. A comparison of the Marginal Fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera Crowns. *International Journal of Prosthodontic.* 1997; 10: 478-484.
60. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of Machine Milling and Spark Erosion with a CAD-Cam System. *Journal of Prosthetic Dent.* 1996; 76: 1987-93.
61. Mclean JW, Fraunhofer JA. The estimation of Cement Film Thickness by an in Vivo Technique. *Br Dent J.* 1971; 131: 107-111.
62. Aboushelib M, Elmahy W, Ghazy M. Internal Adaptation, Marginal Accuracy and Microleakage of a Pressable Versus a Machinable Ceramic Laminate Veneers. *Journal of Dentistry.* 2012; 40: 670-677.
63. Sim C, Neo J, Chua EK, Tan BY. The effect of dentin bonding agents on the microleakage of porcelain veneers. *Dental Materials.* 1994;10:278–81.

64. Zaimoglu A, Karaagac lioglu L, Uc,taş,li. Influence of porcelain material and composite luting resin on microleakage of porcelain laminate veneers. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1992; 19:319–27.
65. Maleknejad F, Moosavi H, Shahriari R, Sarabi N, Shayankhah T. The effect of different adhesive types and curing methods on microleakage and the marginal adaptation of composite veneers. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2009;10:18–26.
66. Hekimoglu C, Anil N, Yalc,in E. A microleakage study of ceramic laminate veneers by autoradiography: effect of incisal edge preparation. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2004;31:265–9.
67. Guerra Delgado J. Estudio Comparativo In Vitro Sobre la Adaptación Marginal en Coronas de Disilicato de Litio: Prensadas Versus CAD-CAM. Universidad Autónoma de Nuevo León México. 2012.
68. Vanlioglu B.A, Evren B, Yildiz C, Uludamar A, Ozkan Y.K. Internal and Marginal Adaptation of Pressable and Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Onlay Restorations. *The international Journal of Prosthodontics*. 2012;25: 262–264.
69. Sous M, Lepetitcorps Y, Lasserre J, Six N. Ultrasonic sulcus Penetration: A New Approach for Full Crown Preparations. *International Journal Periodontics Restaurative Dent*. 2009; 29:277-287.
70. Hamza T, Ezzat H, Khalil El-Hossary M, Megid Katamish H, Shokry T, Rosenstiel S. Accuracy of Ceramic Restorations Made with Two CAD/CAM Systems. *Journal of Prosthet Dent*. 2013; 109: 83-87.

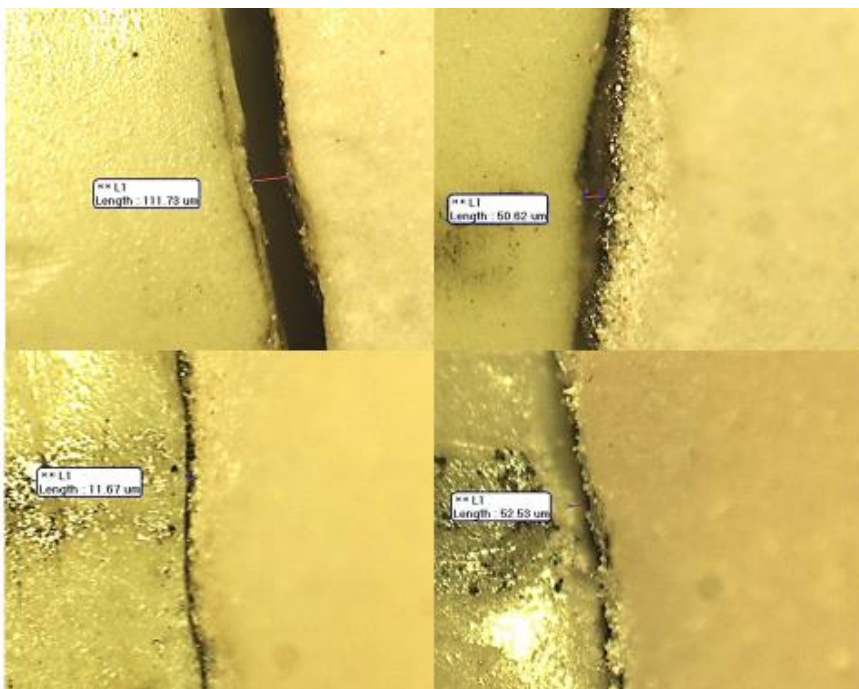
71. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical Fit of All-Ceramic Three-Unit Fixed Partial Dentures, Generated with Three Different CAD-CAM Systems. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113: 174-179.
72. Abduo J, Lyons K, Swain M. Review Article: Fit of Zirconia Fixed Partial Denture: A Systematic Review. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2010; 37: 866–876.

ANEXOS

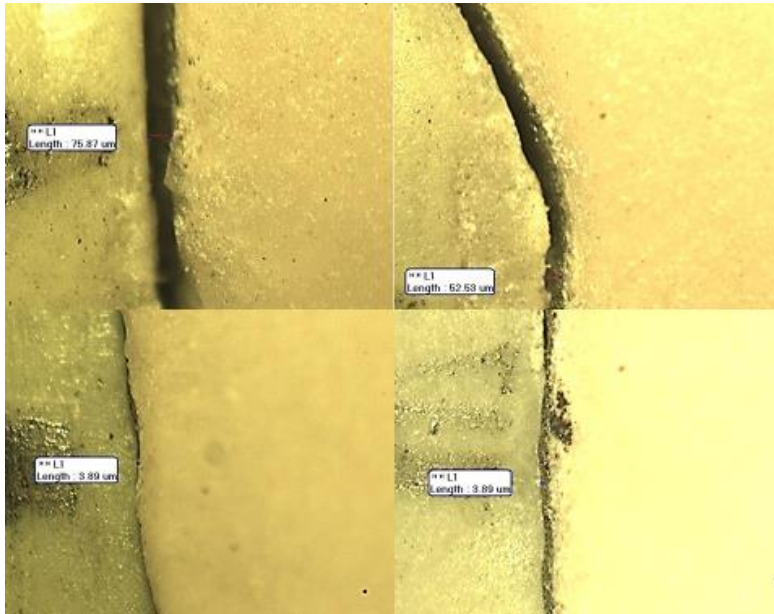
Diente 1



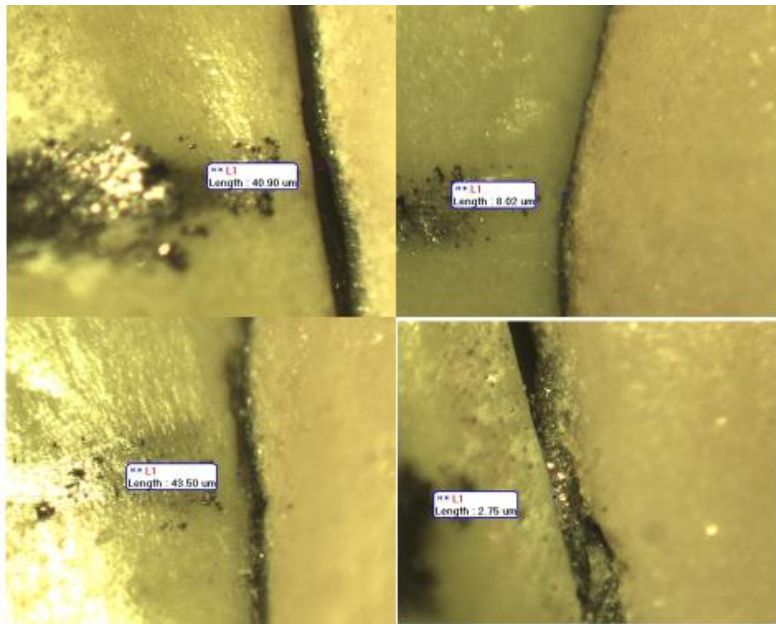
DIENTE 2



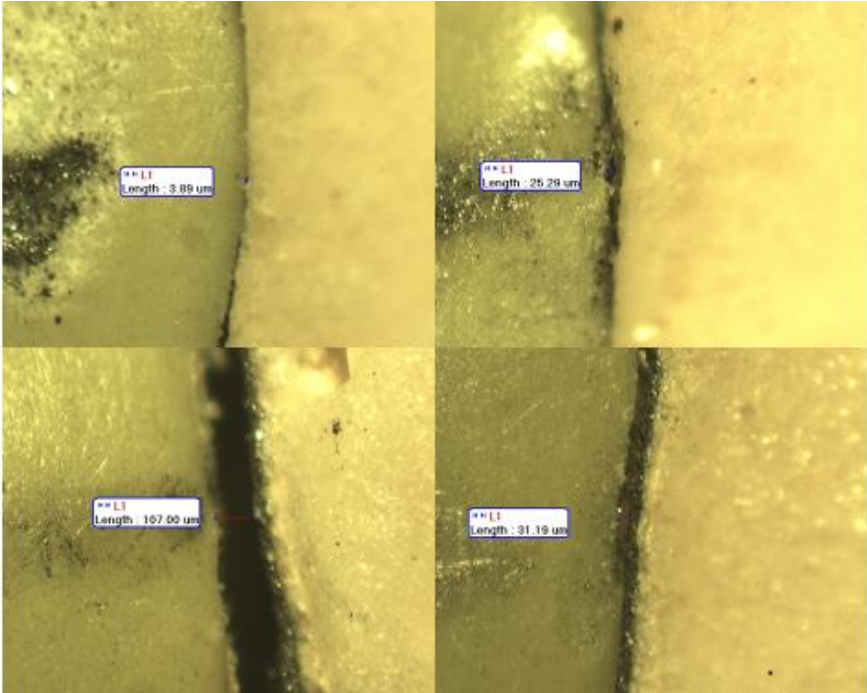
DIENTE 3



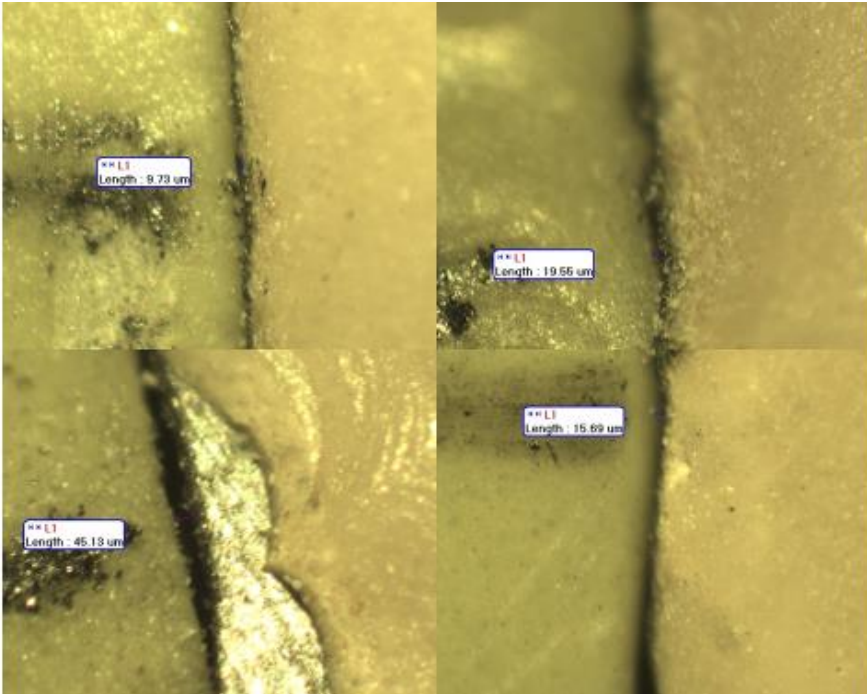
DIENTE 4



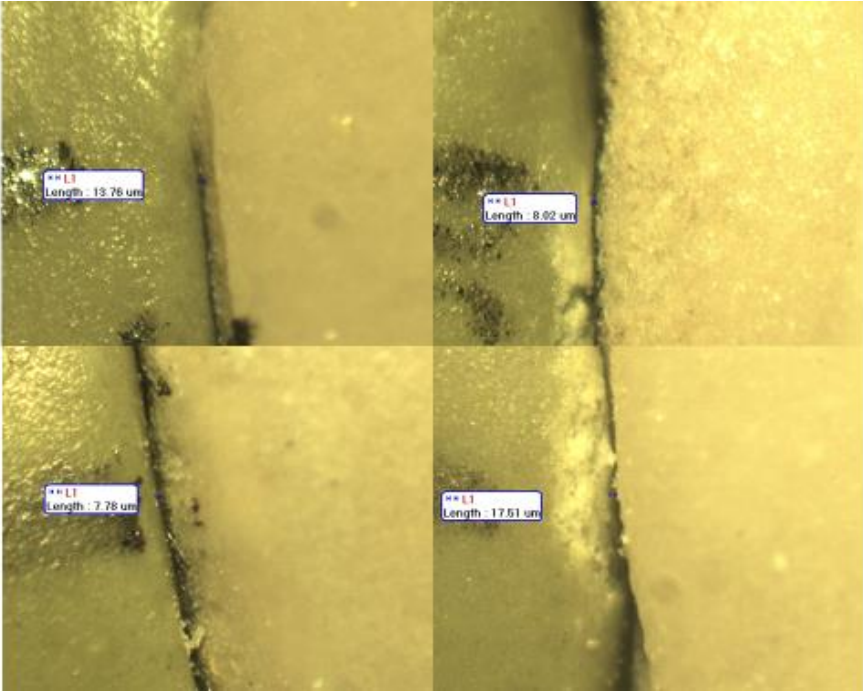
DIENTE 5



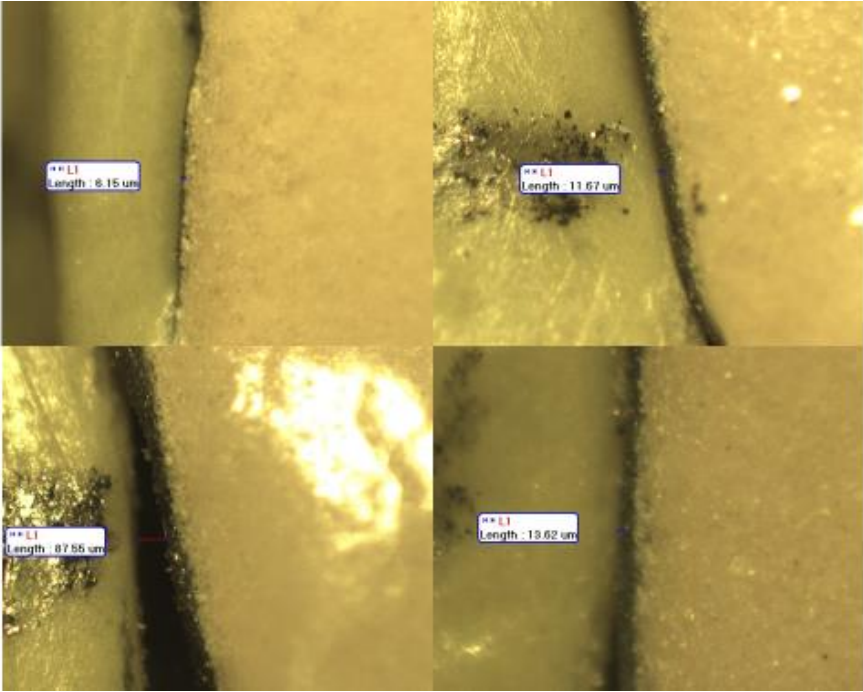
DIENTE 6



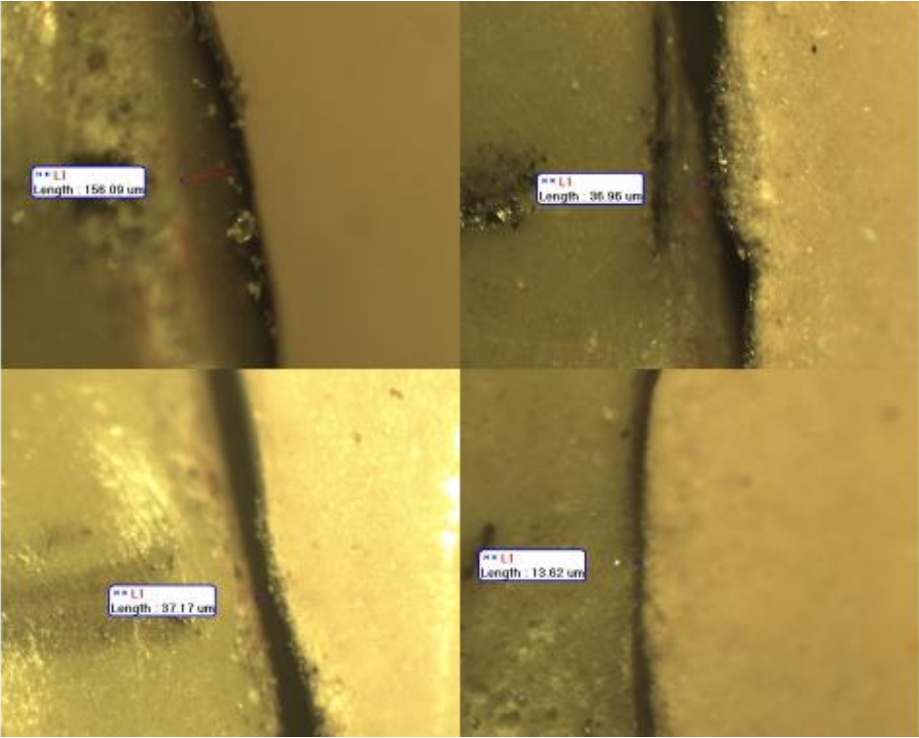
DIENTE 7



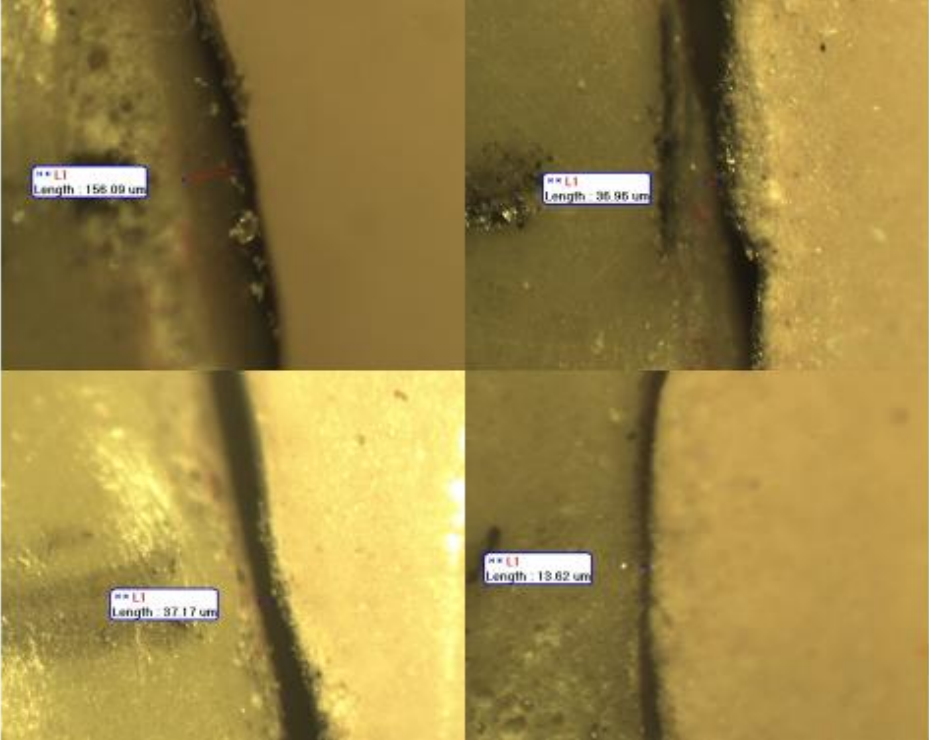
DIENTE 8



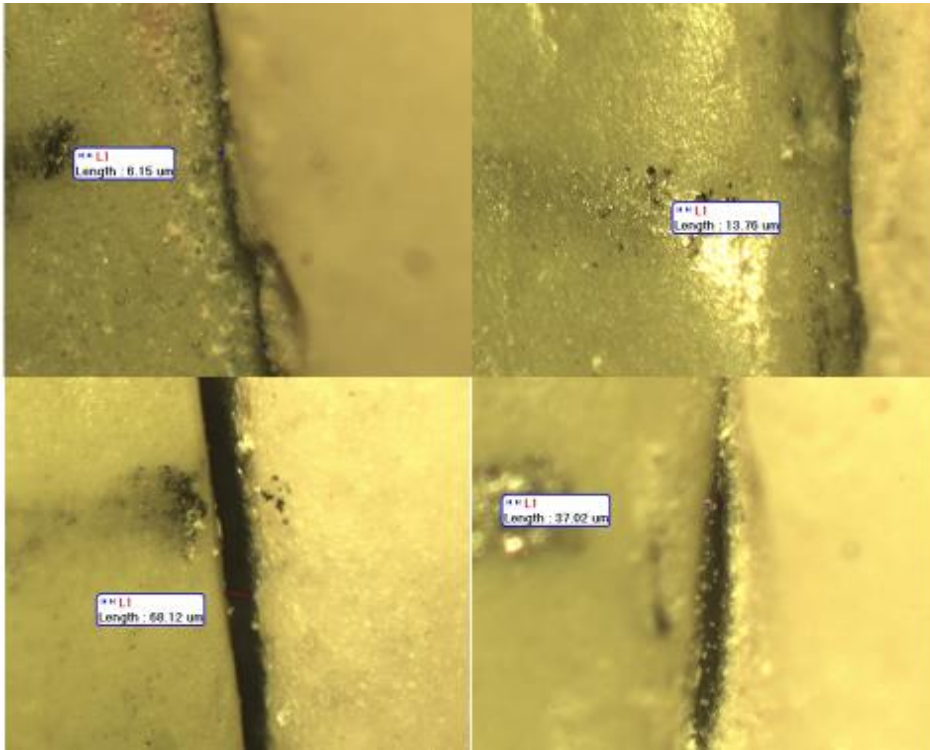
DIENTE 9



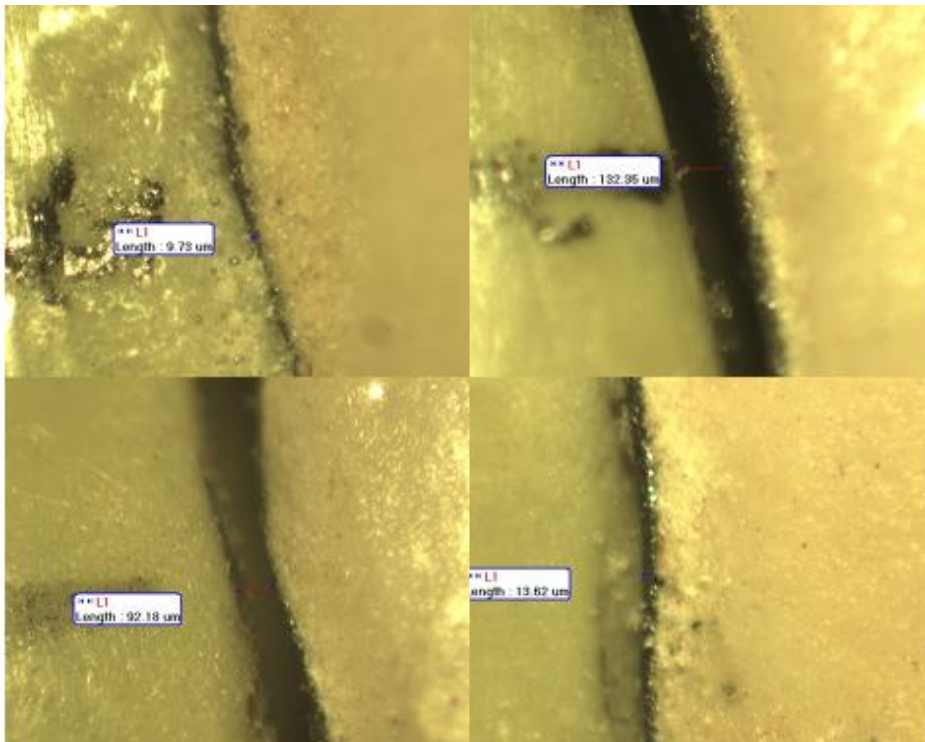
DIENTE 10



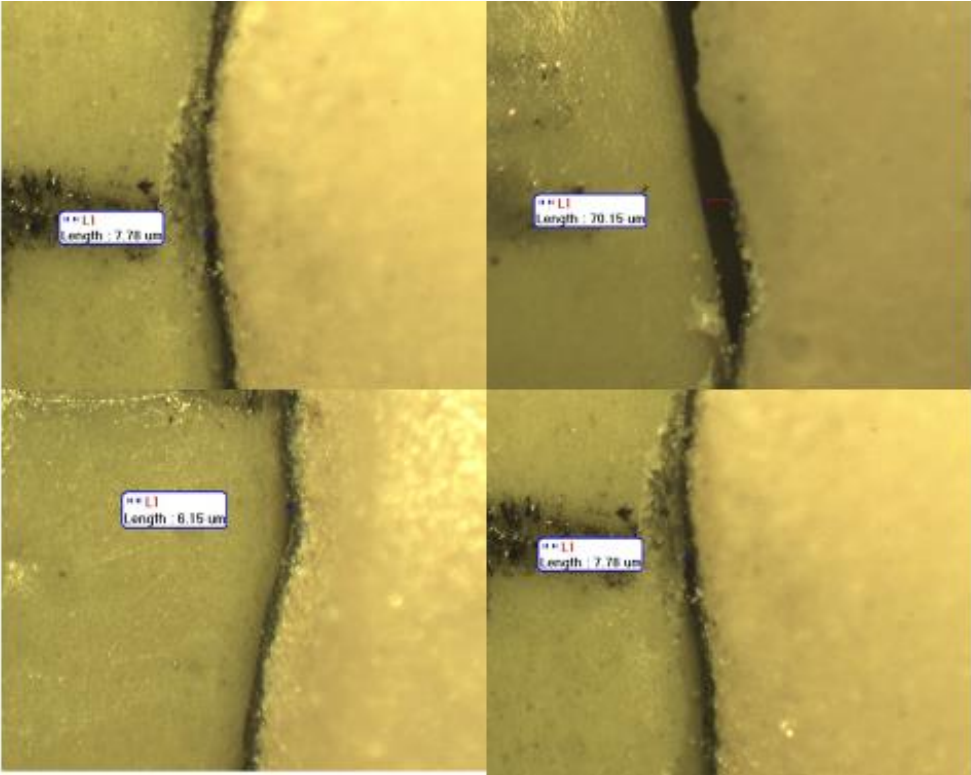
DIENTE 11



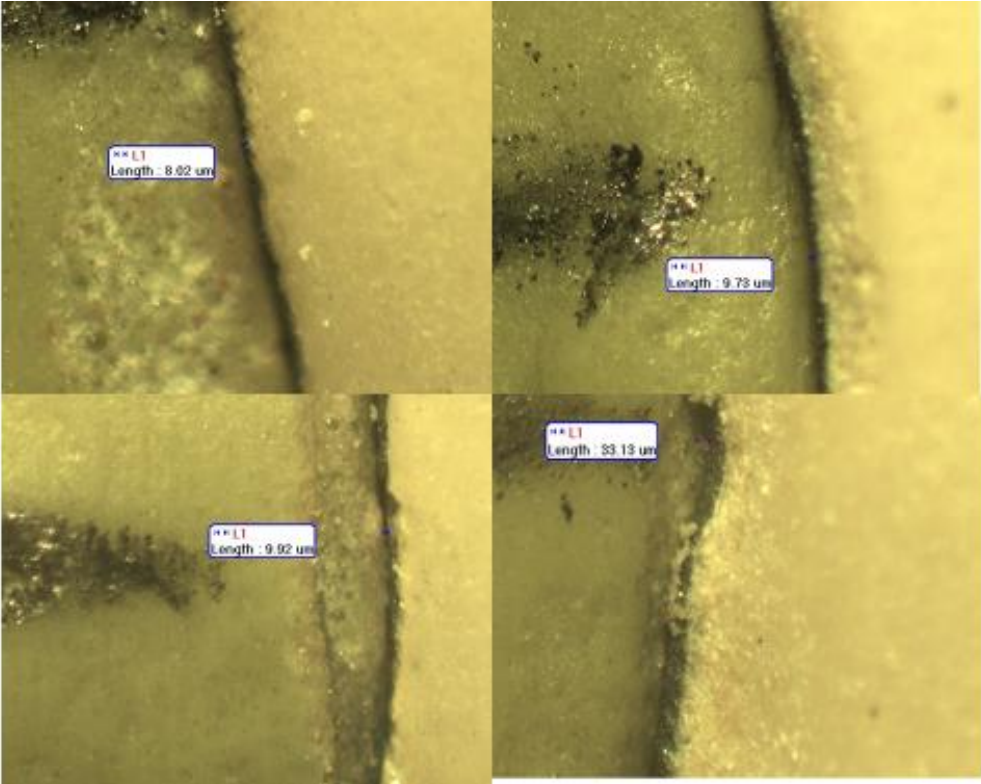
DIENTE 12



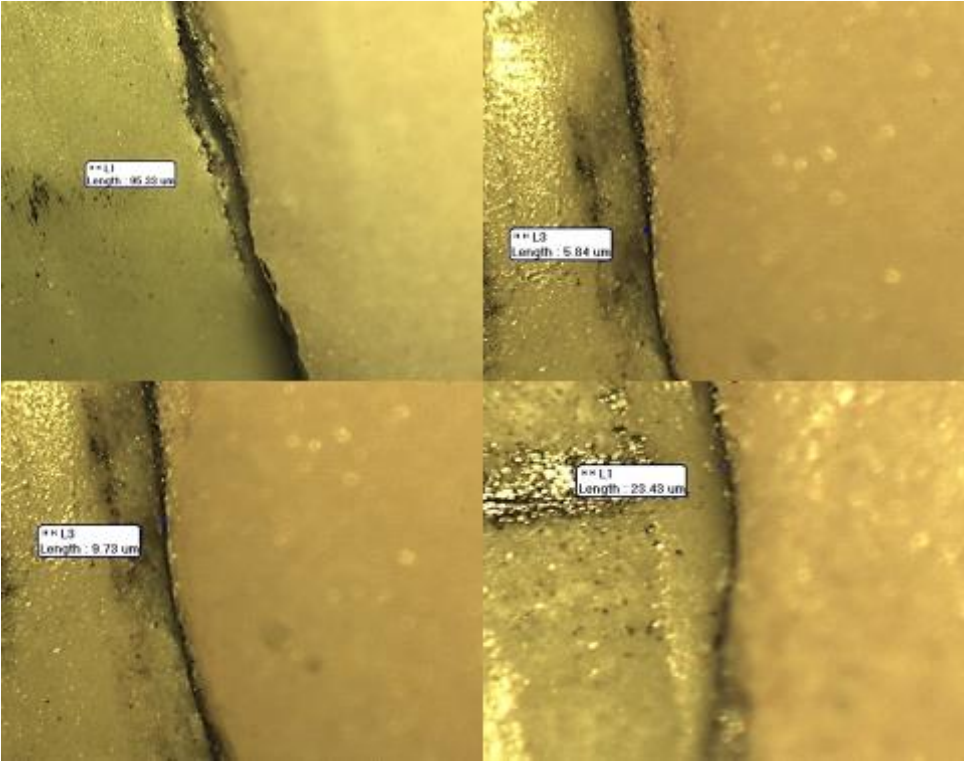
DIENTE 13



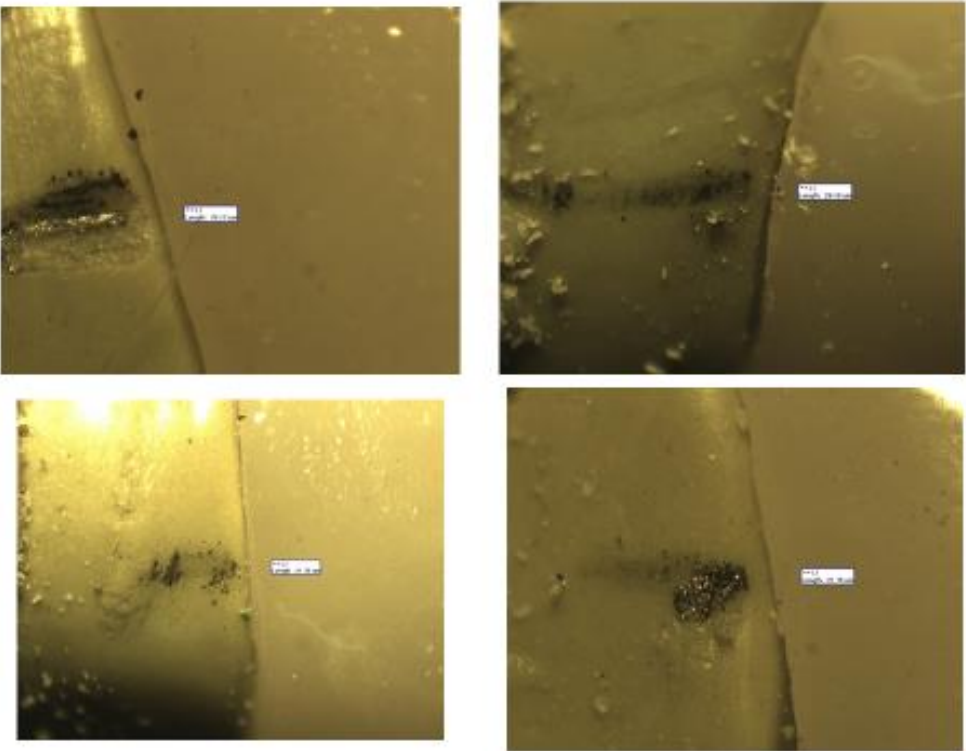
DIENTE 14



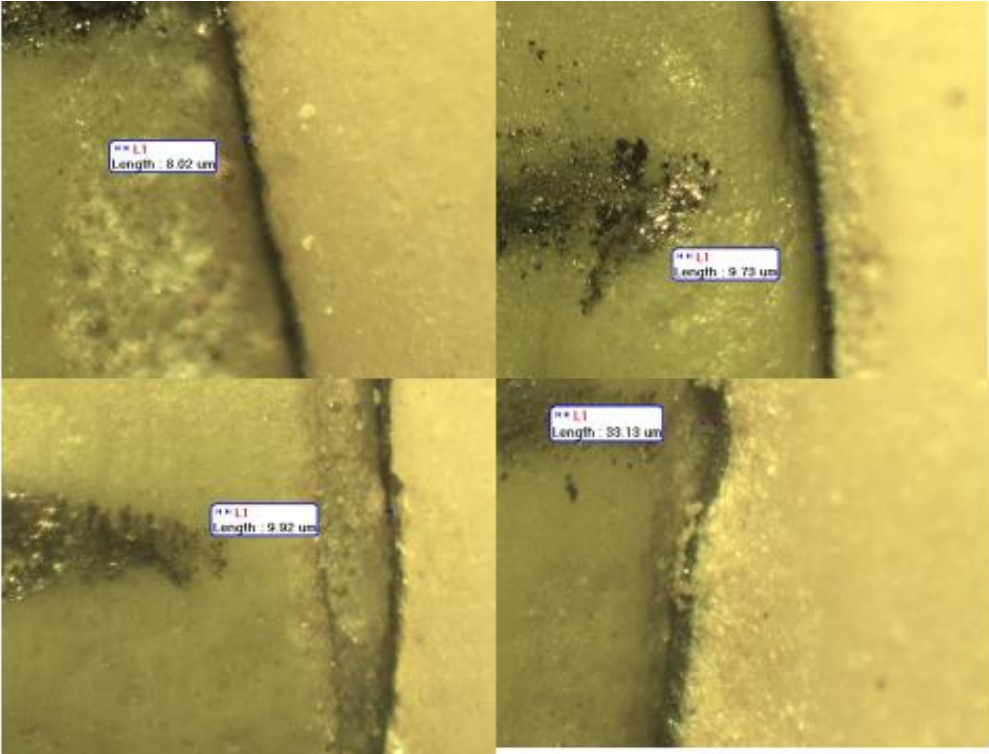
DIENTE 15



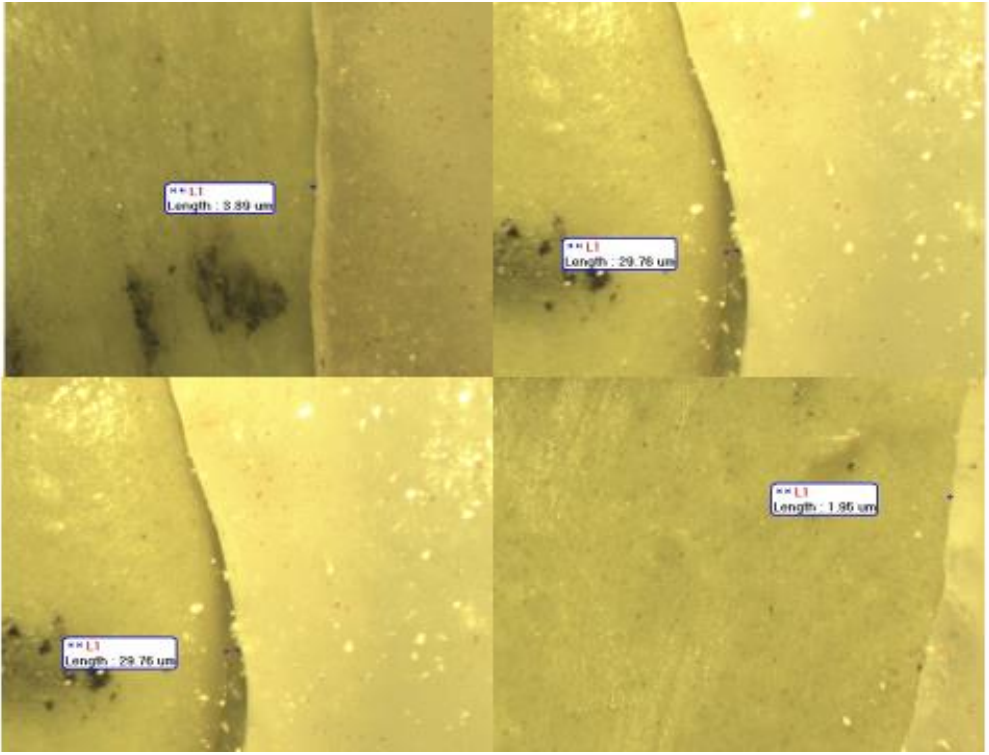
DIENTE 16



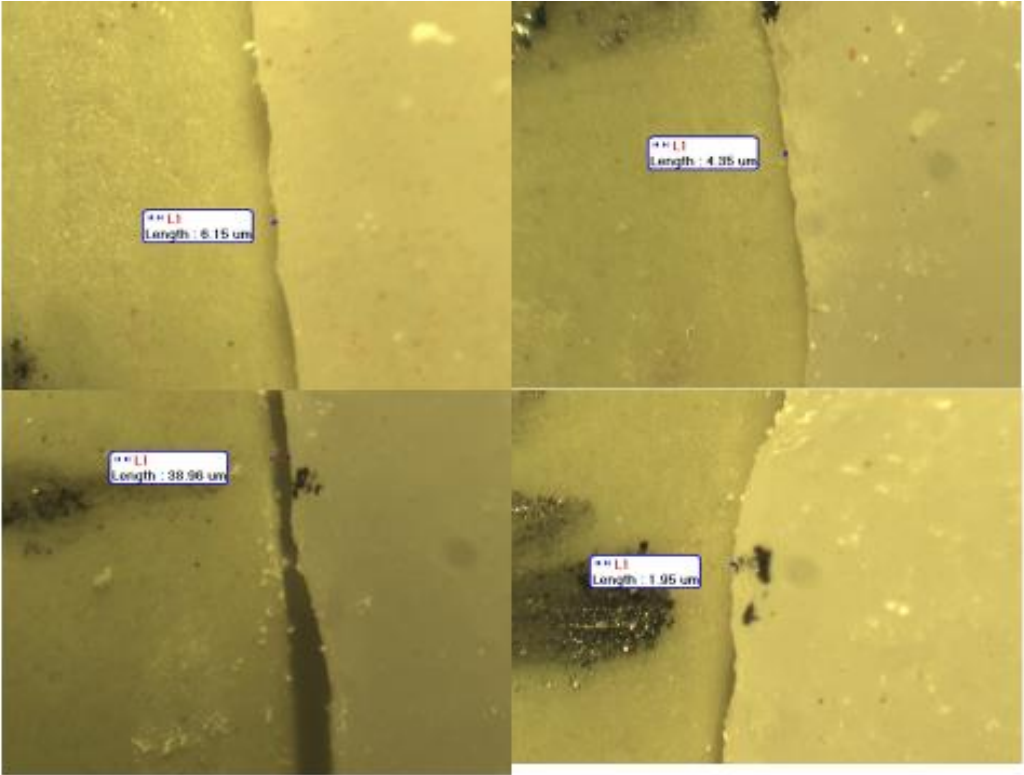
DIENTE 17



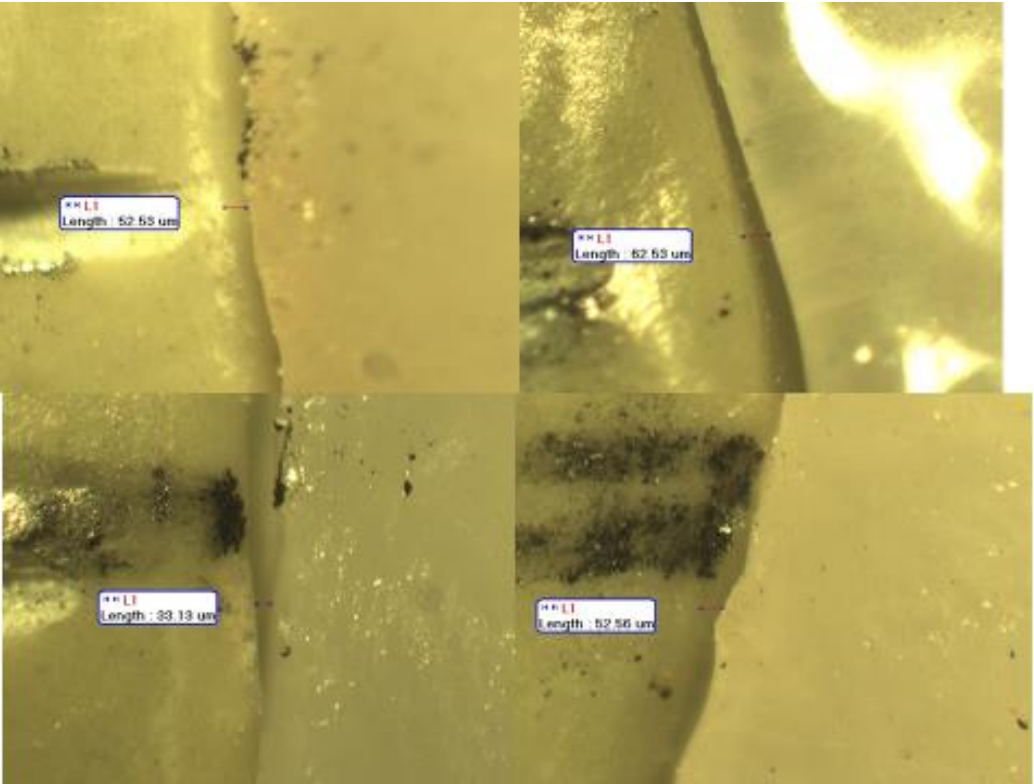
DIENTE 18



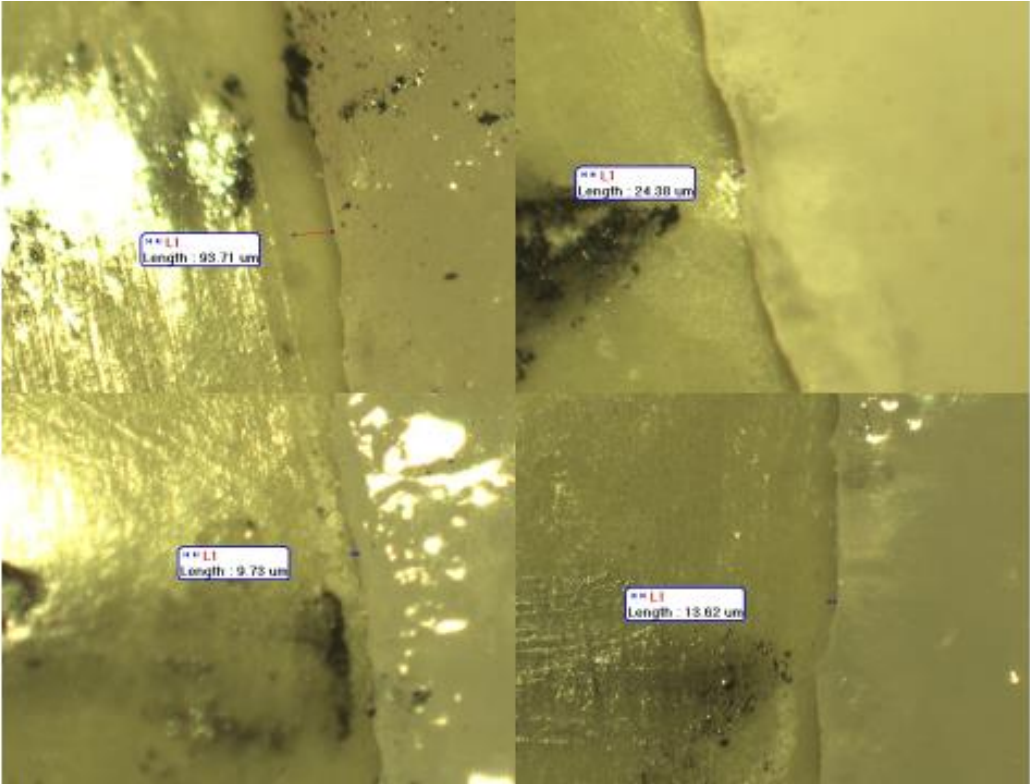
DIENTE 19



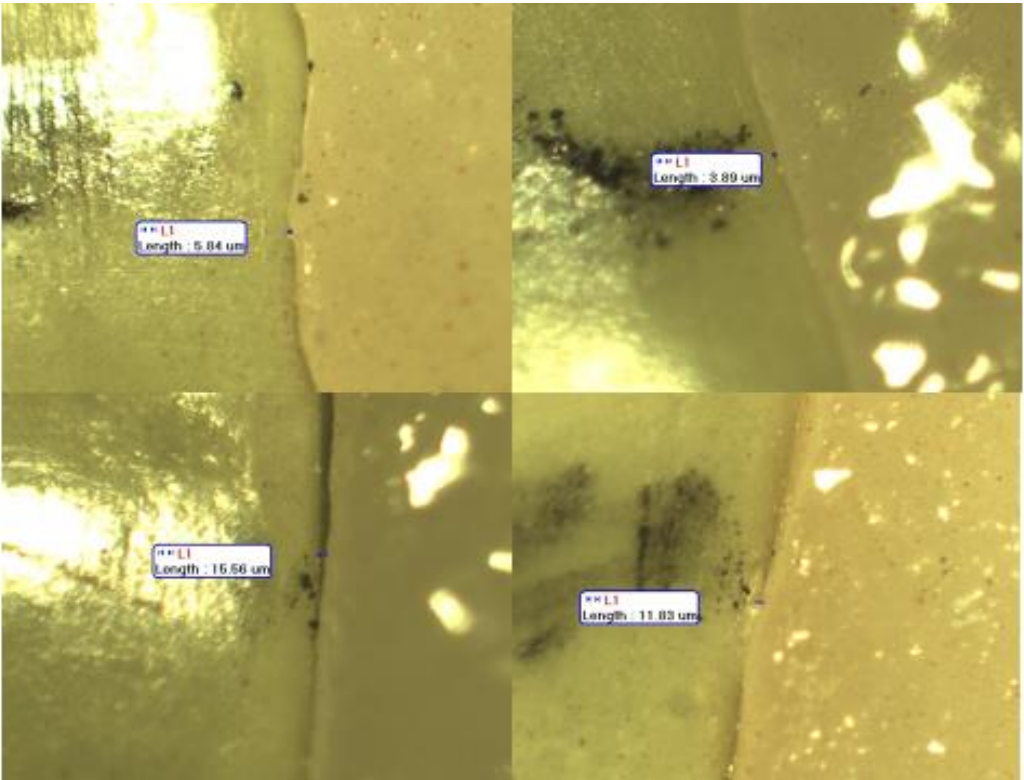
DIENTE 20



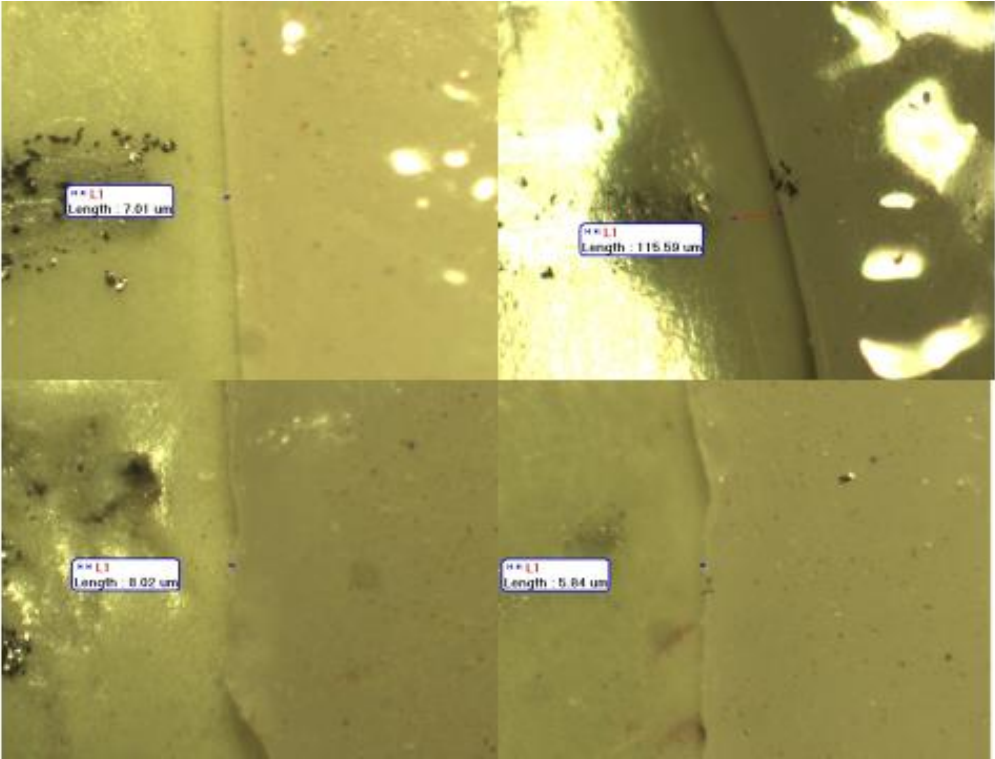
DIENTE 21



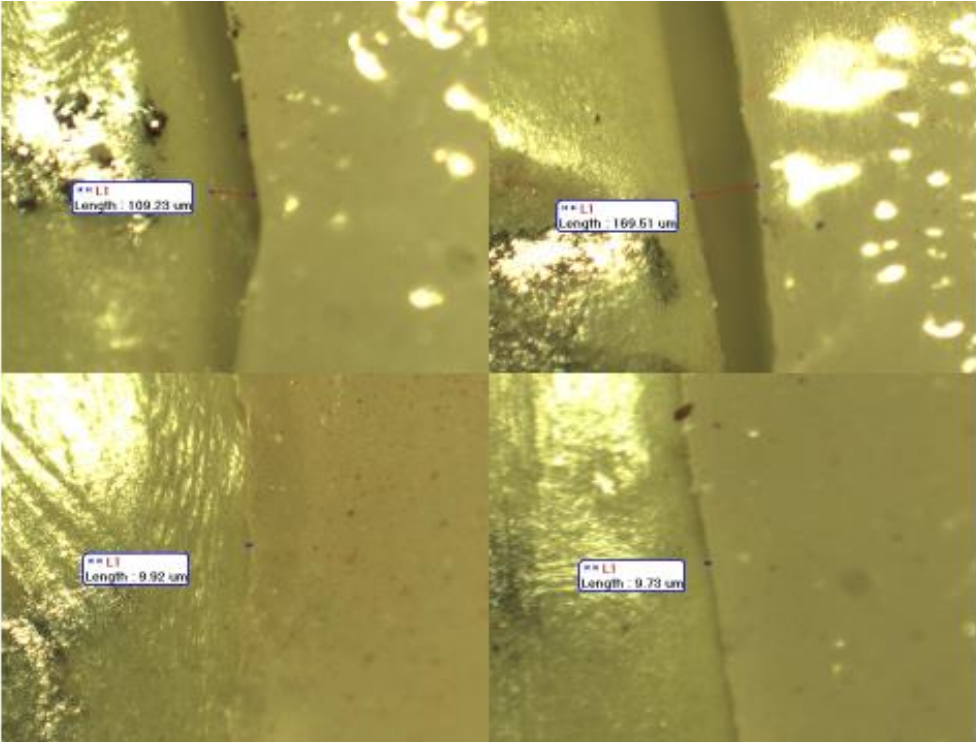
DIENTE 22



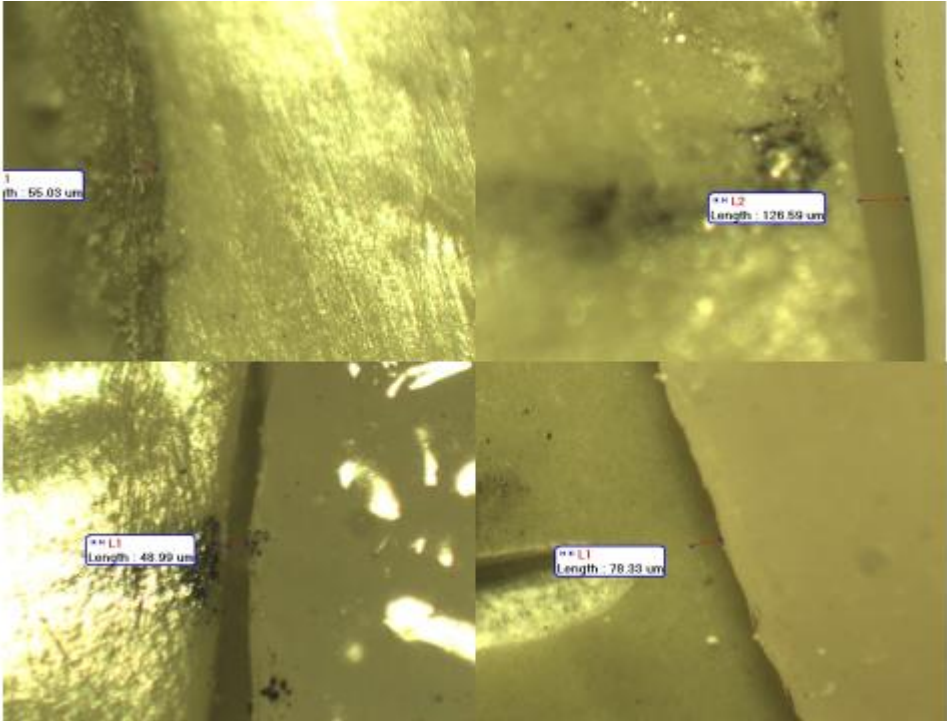
DIENTE 23



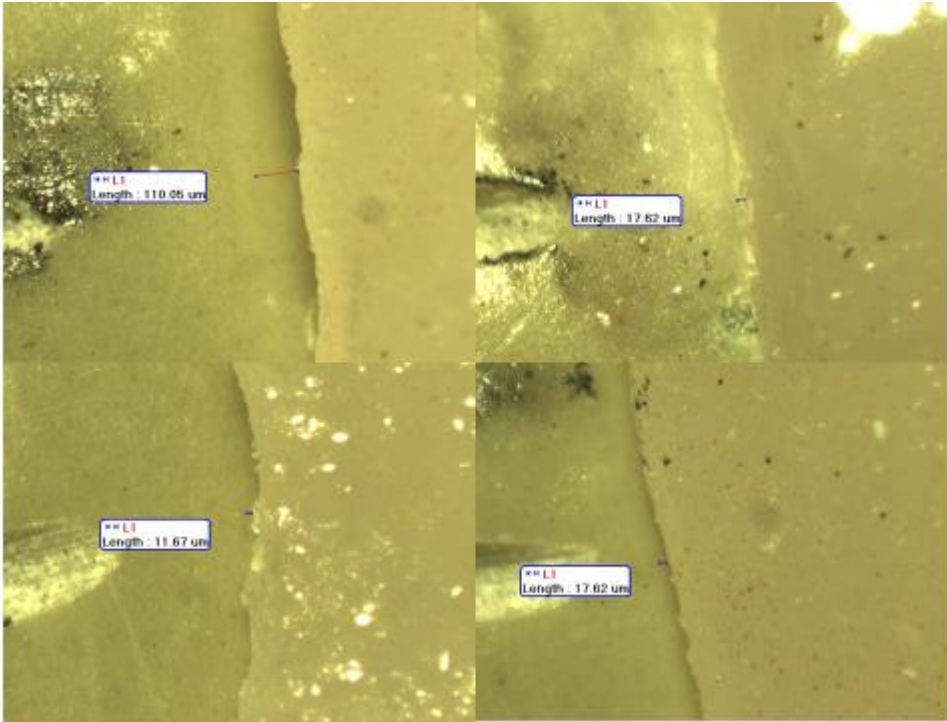
DIENTE 24



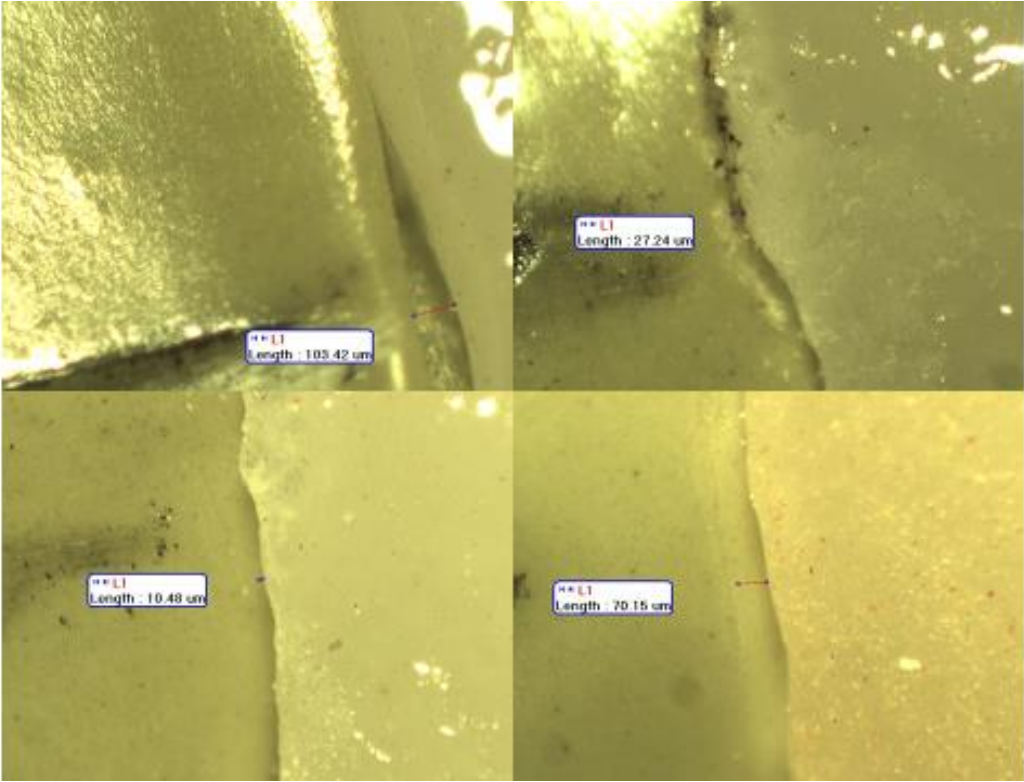
DIENTE 25



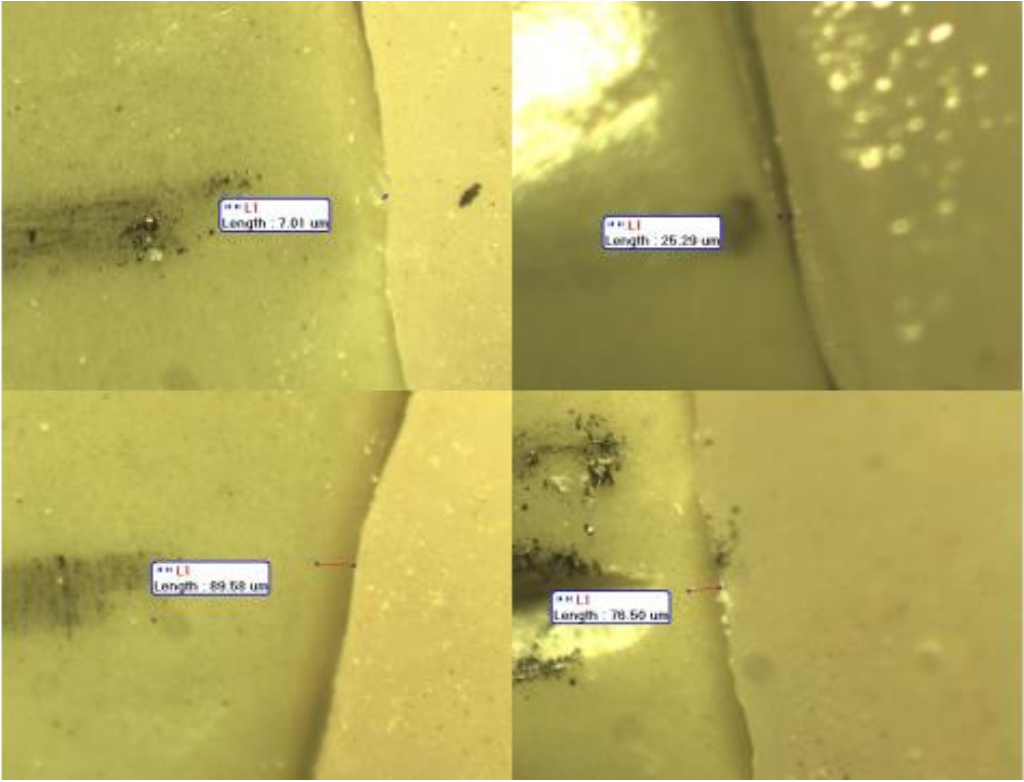
DIENTE 26



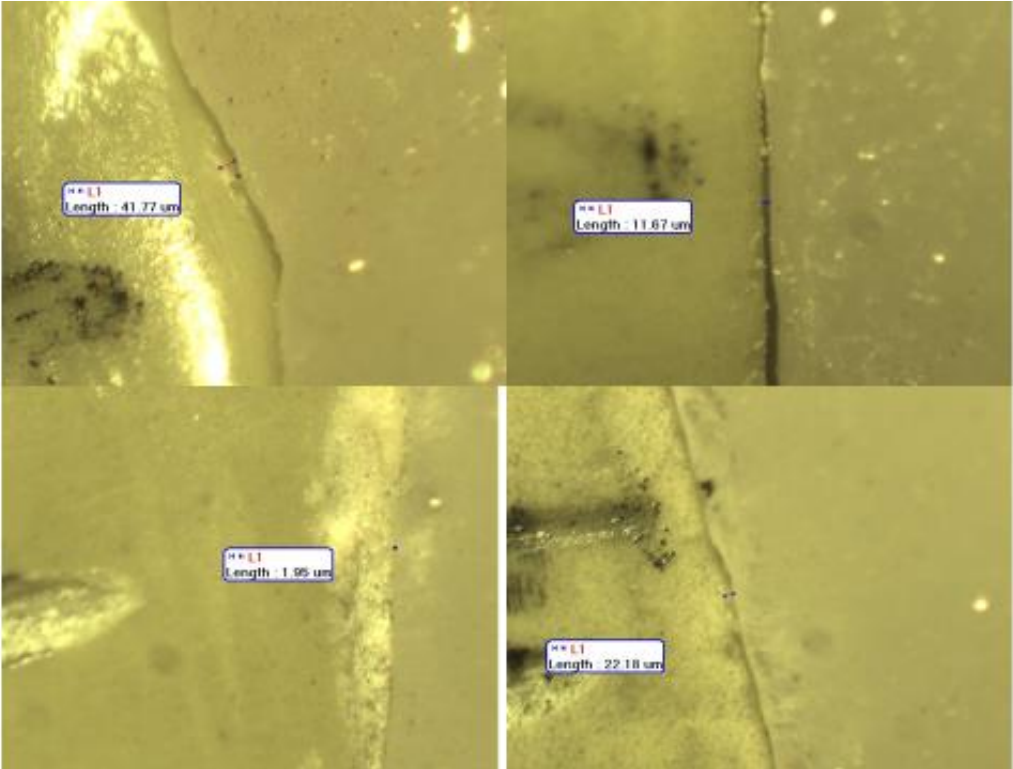
DIENTE 27



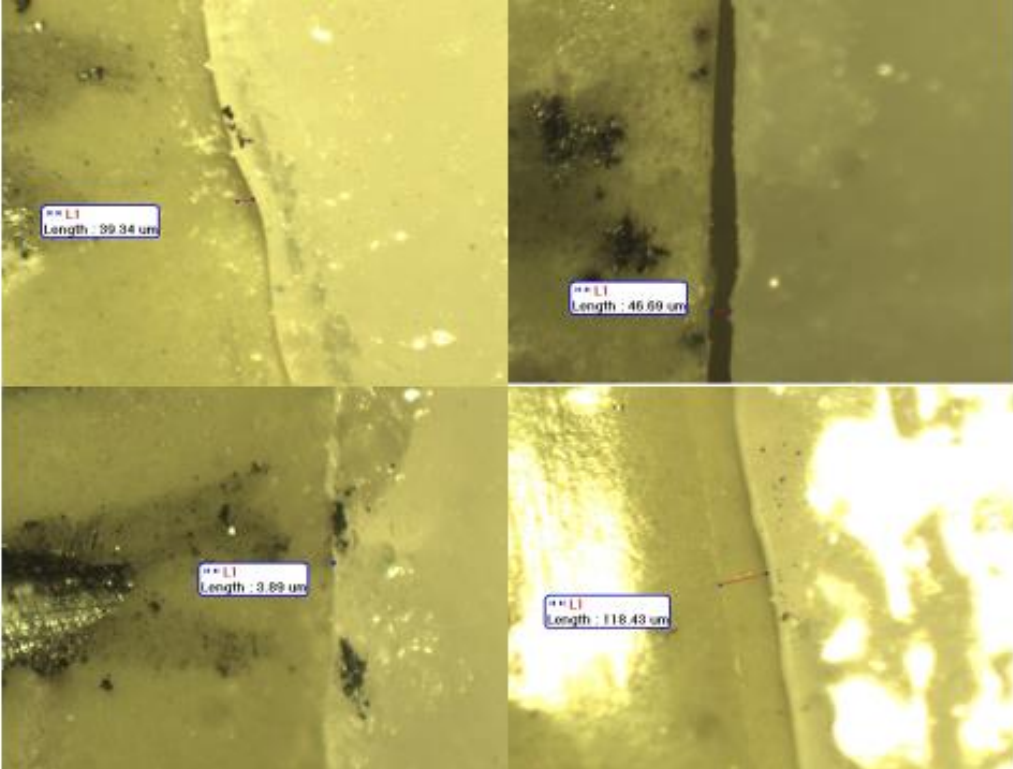
DIENTE 28



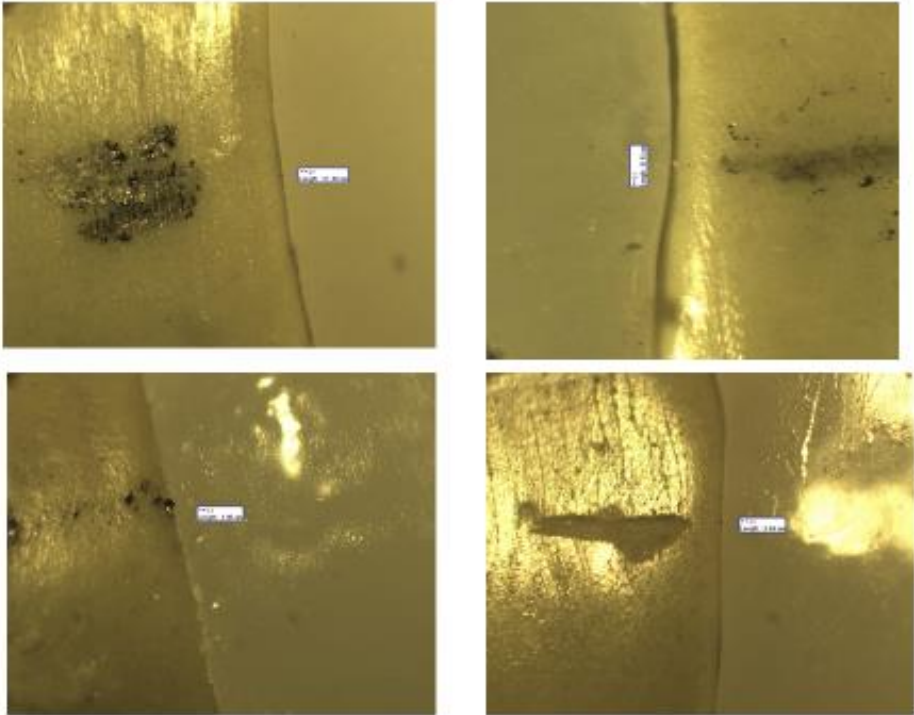
DIENTE 29



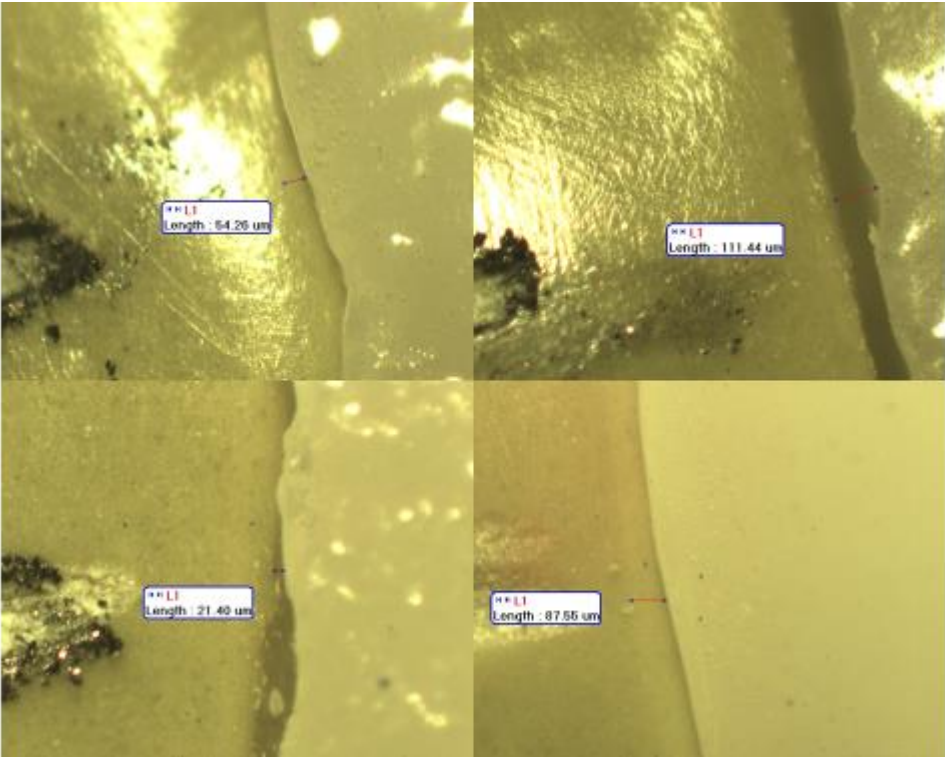
DIENTE 30



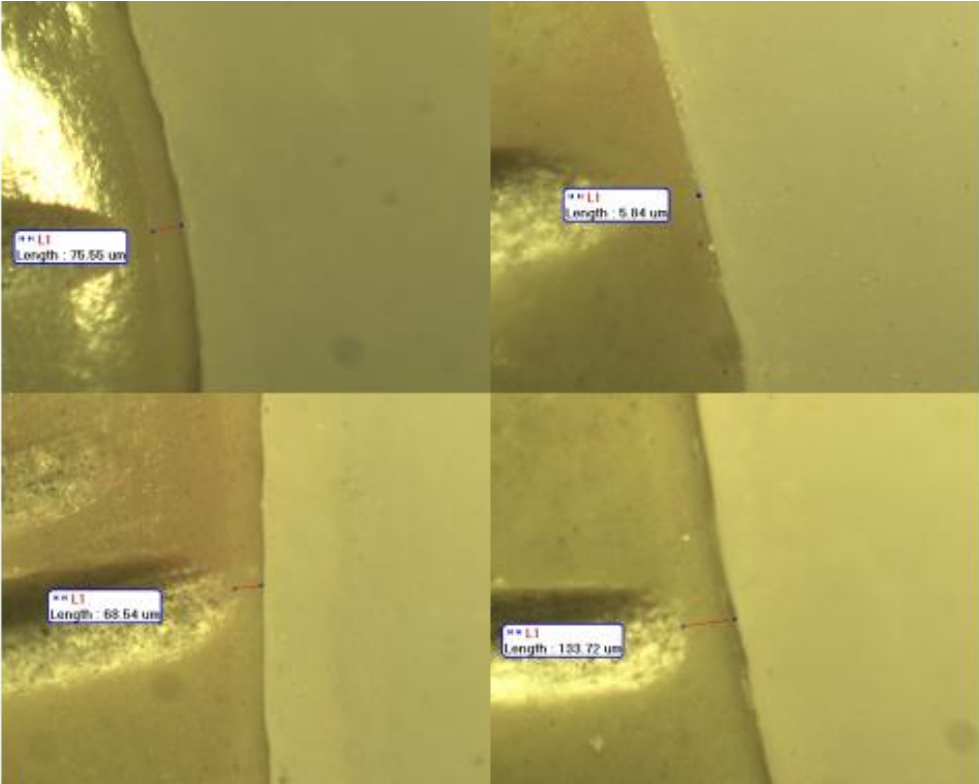
DIENTE 31



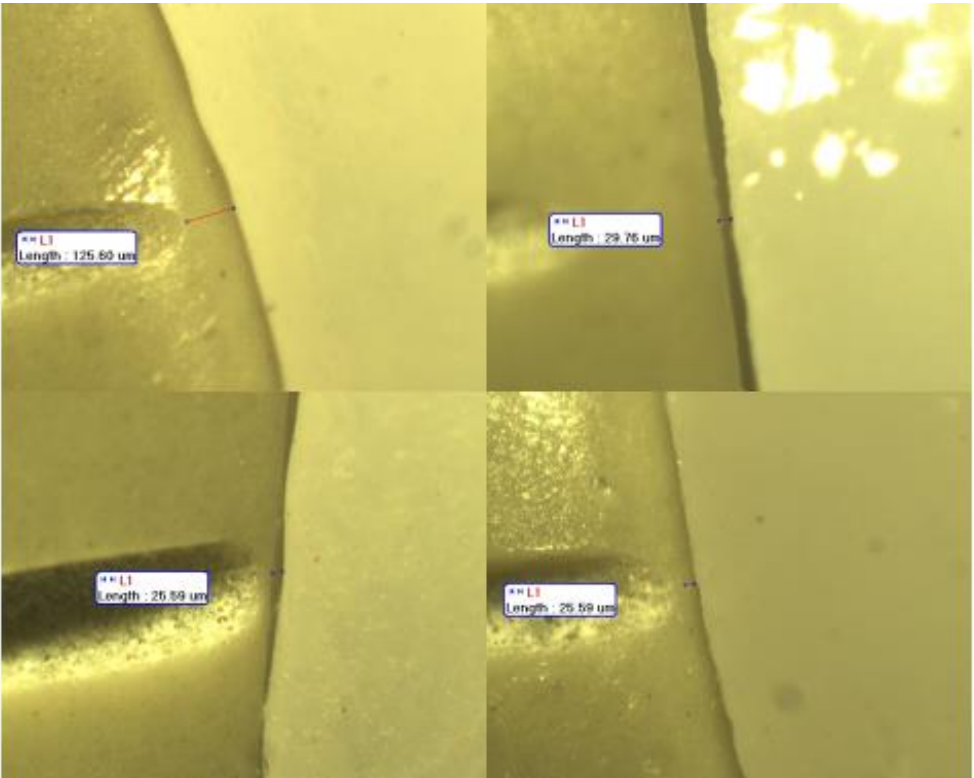
DIENTE 32



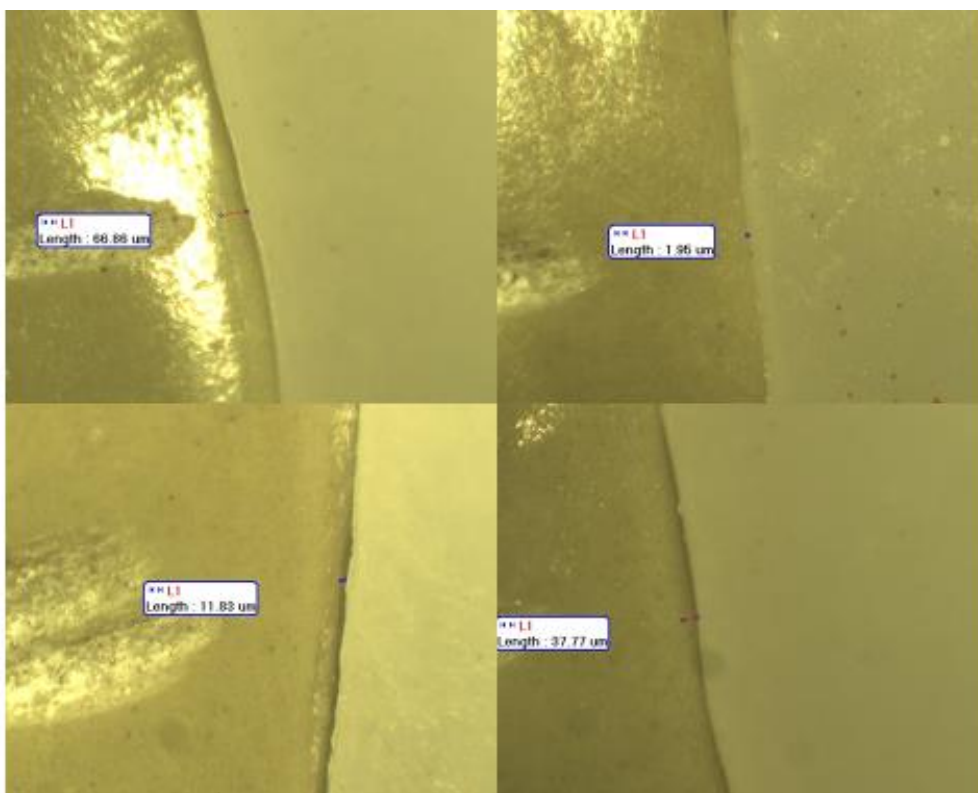
DIENTE 33



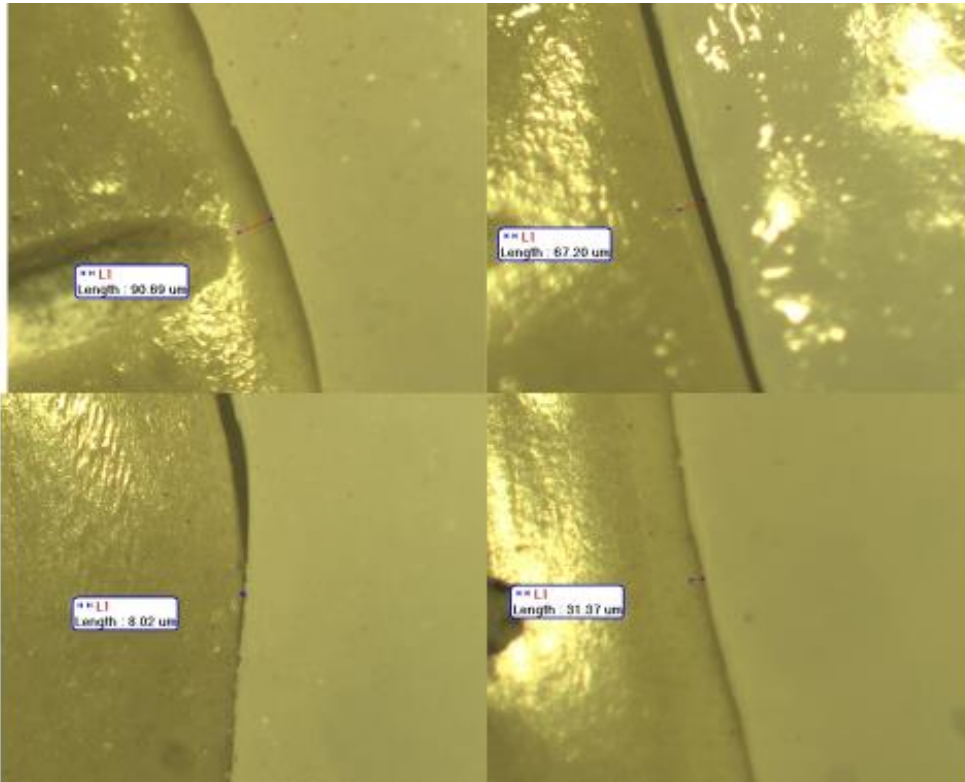
DIENTE 34



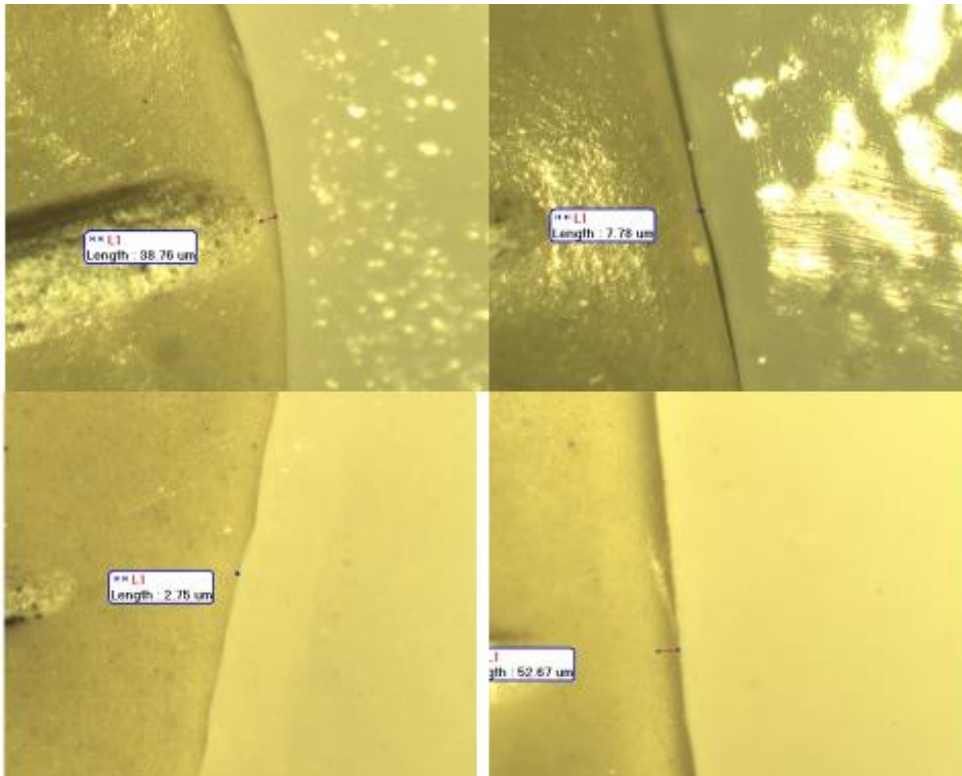
DIENTE 35



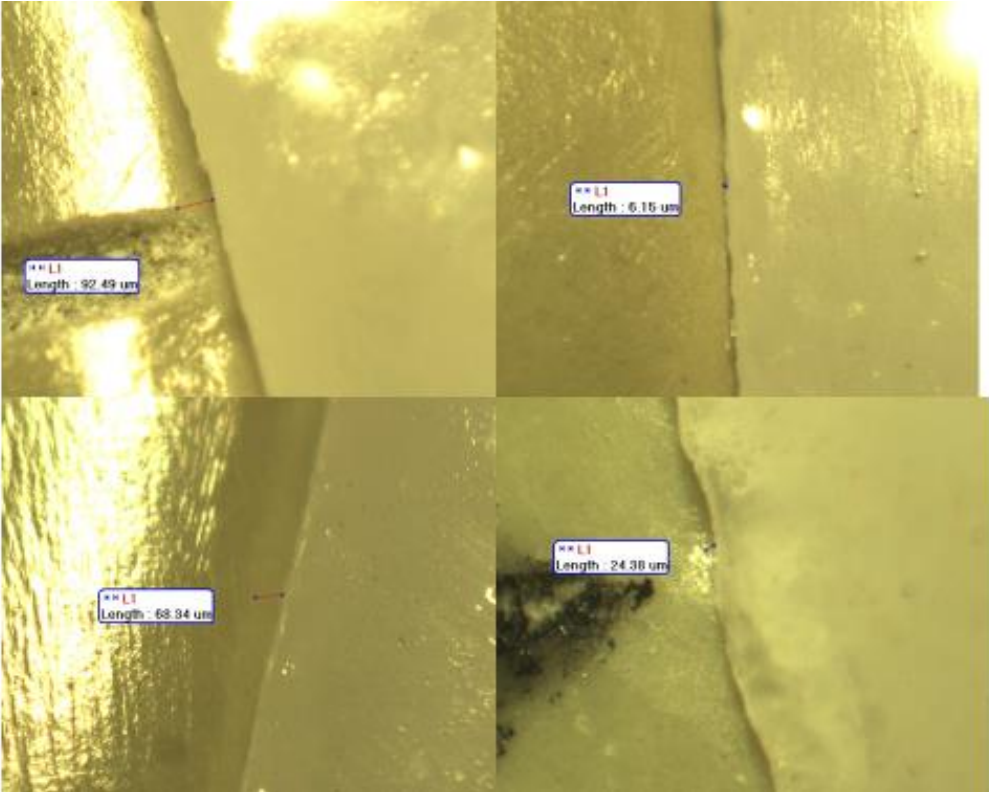
DIENTE 36



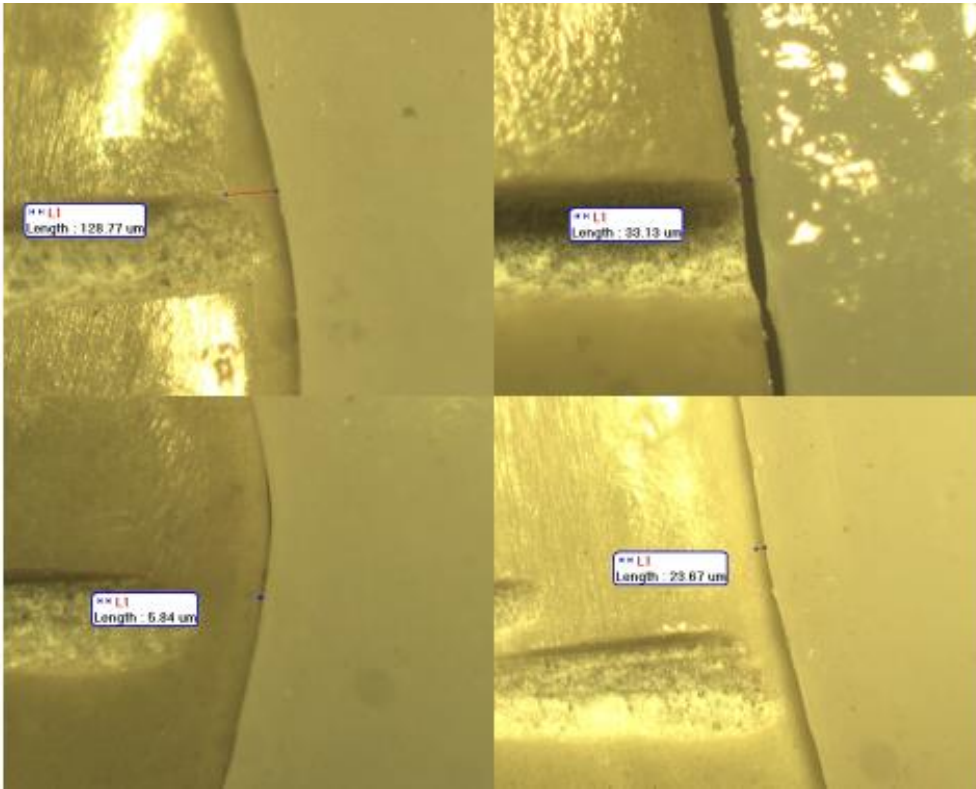
DIENTE 37



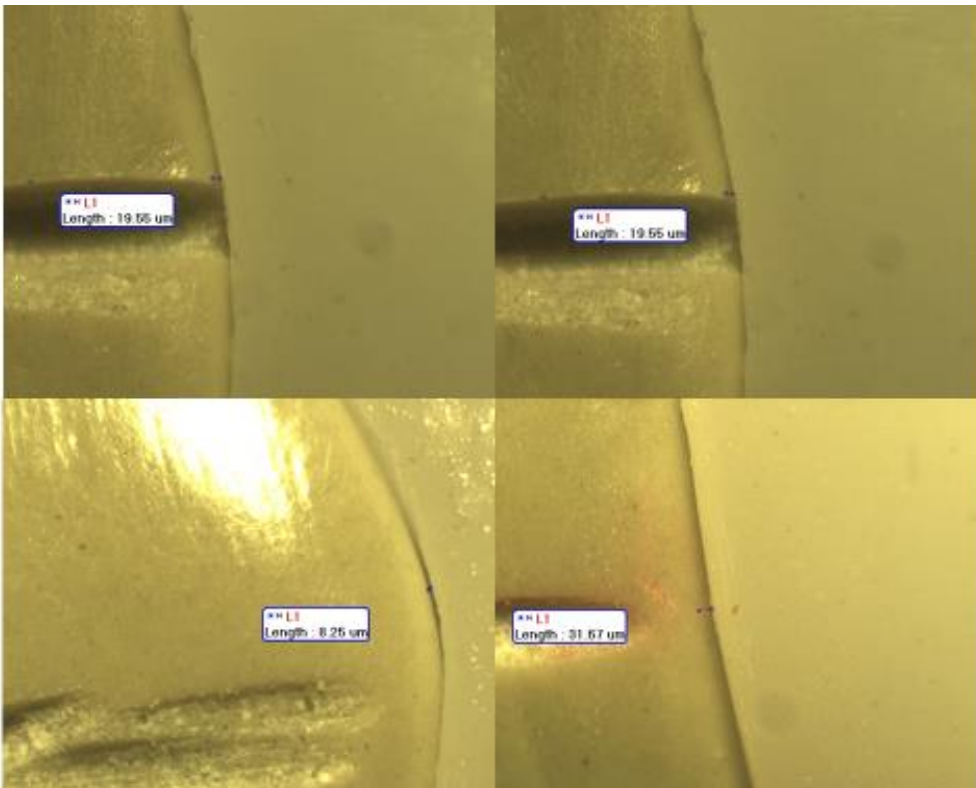
DIENTE 38



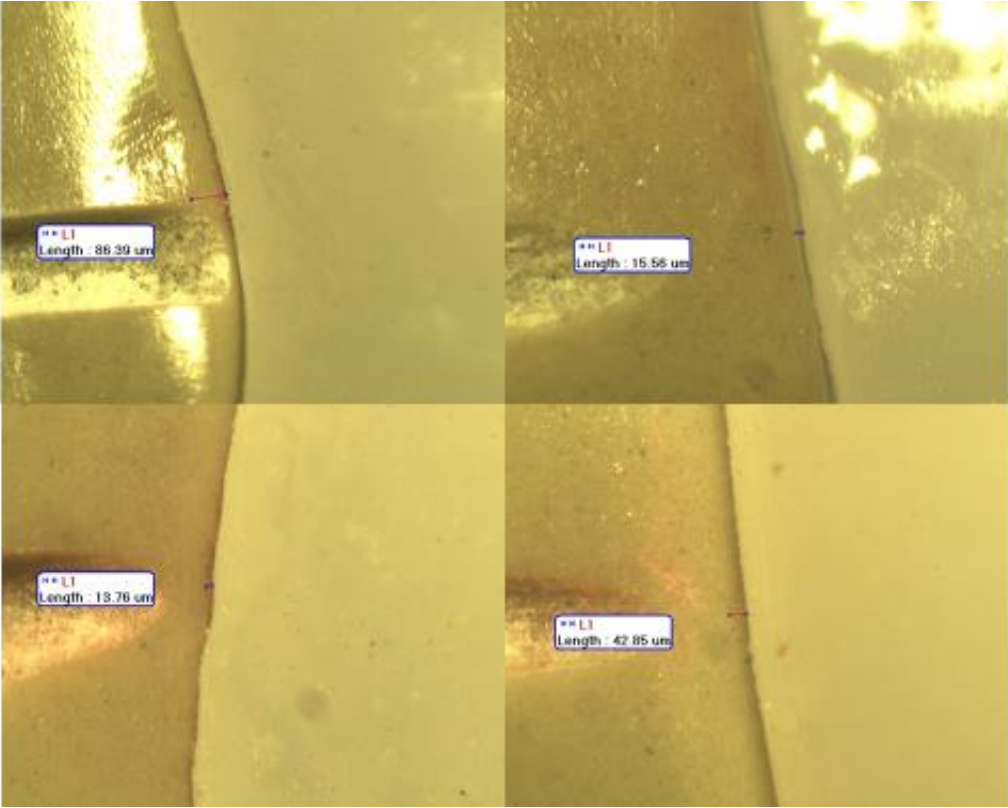
DIENTE 39



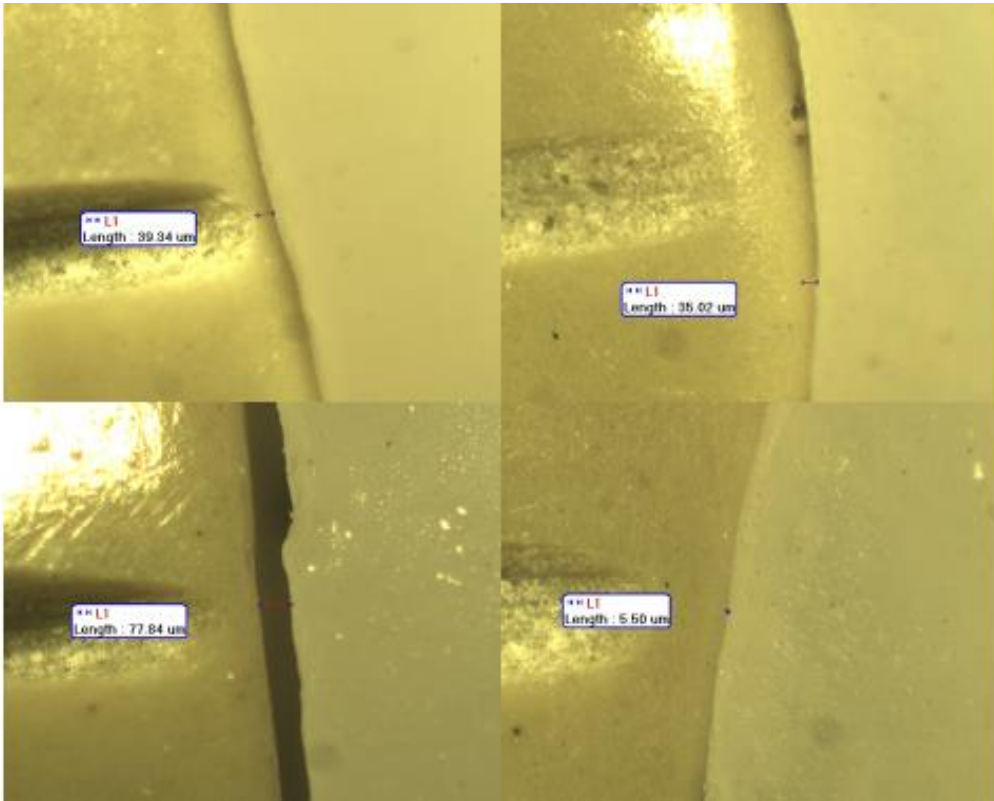
DIENTE 40



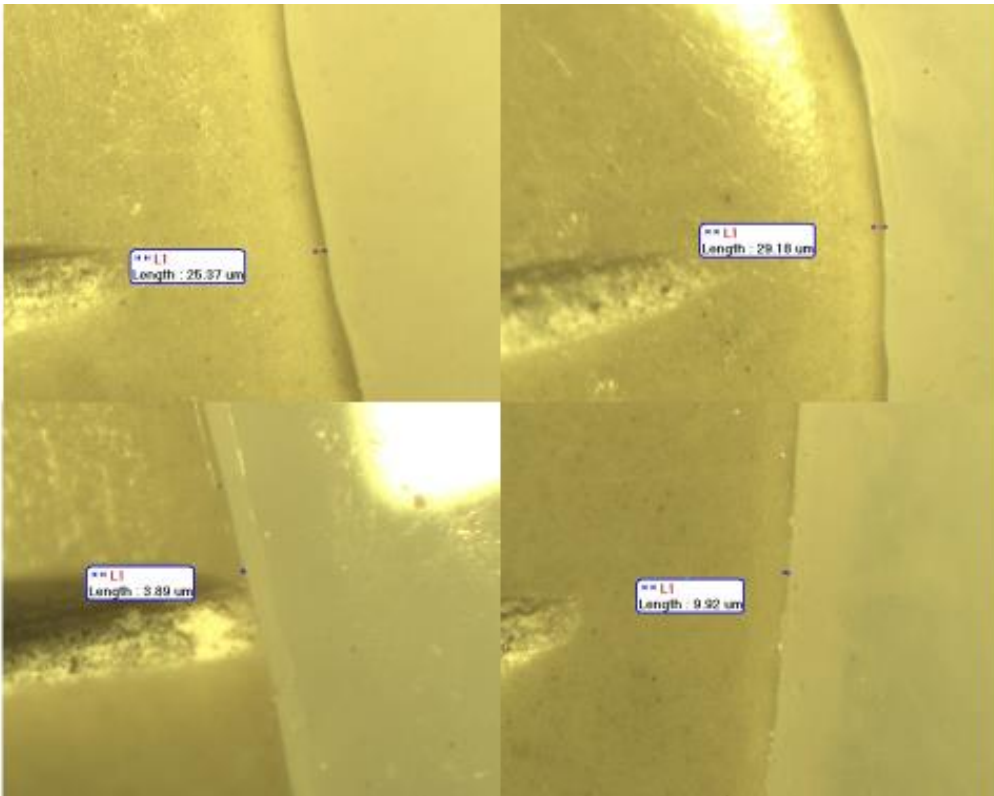
DIENTE 41



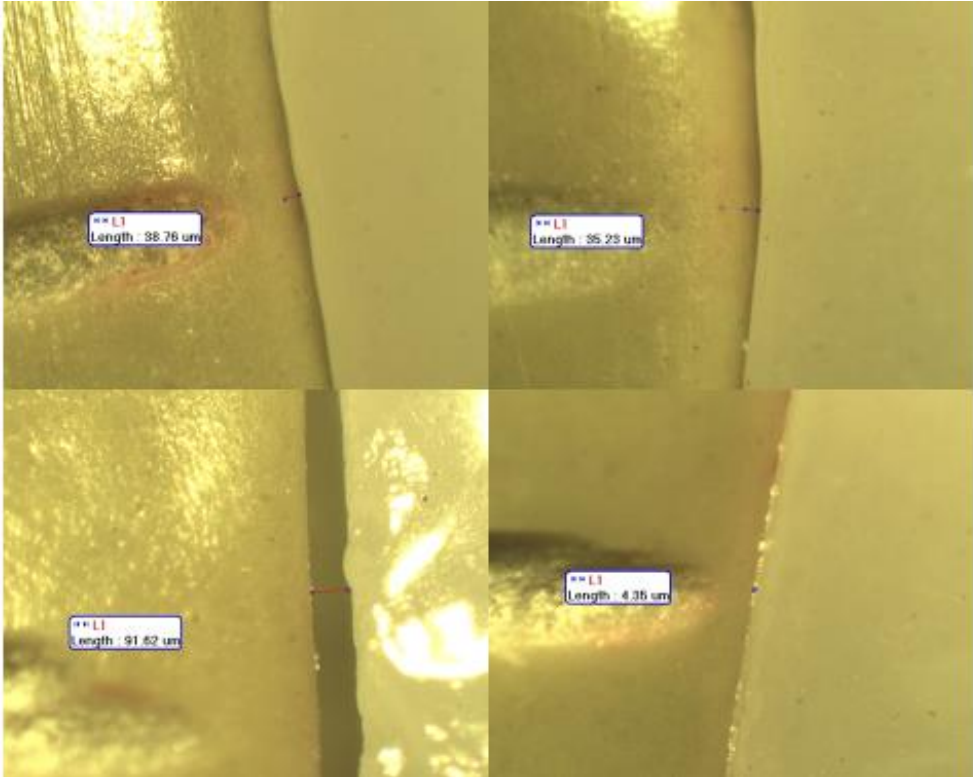
DIENTE 42



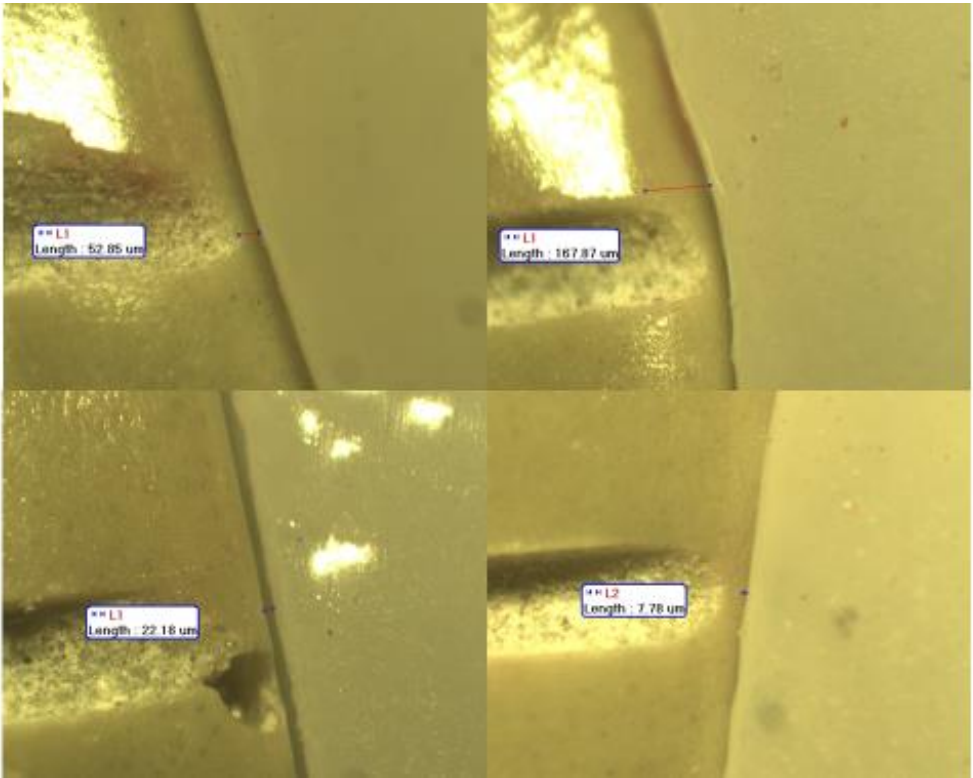
DIENTE 43



DIENTE 44



DIENTE 45



DATOS

DATOS CORONAS METAL CERÁMICAS				
Superficie	Vestibular	Palatino	Mesial	Distal
Diente 1	17.74 µm	167.01 µm	66.26 µm	41.04 µm
Diente 2	95.33 µm	9.73 µm	5.84 µm	23.43 µm
Diente 3	111.73 µm	11.67 µm	50.62 µm	52.53 µm
Diente 4	75.87 µm	3.89 µm	52.53 µm	3.89 µm
Diente 5	40.90 µm	43.50 µm	8.02 µm	2.75 µm
Diente 6	3.89 µm	107.00 µm	25.29 µm	31.19 µm
Diente 7	9.73 µm	45.13 µm	19.55 µm	15.69 µm
Diente 8	13.76 µm	7.78 µm	8.02 µm	17.51 µm
Diente 9	6.15 µm	87.55 µm	11.67 µm	13.62 µm
Diente 10	156.09 µm	37.17 µm	36.96 µm	13.62 µm
Diente 11	6.15 µm	68.12 µm	13.76 µm	37.02 µm
Diente 12	9,73 µm	92.18 µm	132.35 µm	13.62 µm
Diente 13	7.78 µm	6.15 µm	70.15 µm	7.78 µm
Diente 14	42.98 µm	52.38 µm	9.73 µm	9.73 µm
Diente 15	8.02 µm	9.92 µm	9.73 µm	33.13 µm

DATOS CORONAS DE DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM

Superficie	Vestibular	Palatino	Mesial	Distal
Diente 16	75.17 µm	21.75 µm	29.18 µm	21.75 µm
Diente 17	8.02 µm	9.92 µm	9.73 µm	33.13 µm
Diente 18	3.89 µm	29.76 µm	29.76 µm	1.95 µm
Diente 19	6.15 µm	38.96 µm	4.35 µm	1.96 µm
Diente 20	52.53 µm	33.13 µm	62.53 µm	52.56 µm
Diente 21	93.71 µm	9.73 µm	24.38 µm	13.62 µm
Diente 22	5.84 µm	15.56 µm	3.89 µm	11.83 µm
Diente 23	7.01 µm	8.02 µm	115.59µm	5.84 µm
Diente 24	109.23 µm	9.92 µm	169.51 µm	9.73 µm
Diente 25	55.03 µm	48.99 µm	126.59 µm	78.33µm
Diente 26	110.05 µm	11.67 µm	17.62 µm	17.62 µm
Diente 27	103.42 µm	10.48 µm	27.24 µm	70.15 µm
Diente 28	7.01 µm	89.58 µm	25.29 µm	76.50 µm
Diente 29	41.77 µm	1.95 µm	11.67 µm	22.18 µm
Diente 30	39.34 µm	3.89 µm	46.69 µm	118.43 µm

DATOS CORONAS DE DISILICATO DE LITIO TÉCNICA PRENSADA.

Superficie	Vestibular	Palatino	Mesial	Distal
Diente 31	21.49 µm	1.95 µm	91.51 µm	3.89 µm
Diente 32	54.26 µm	21.40 µm	111.44 µm	87.55 µm
Diente 33	75.55 µm	68.54 µm	5.84 µm	133.72 µm
Diente 34	125.60 µm	25.59 µm	29.76 µm	25.59 µm
Diente 35	66.86 µm	11.83 µm	1.95 µm	37.77 µm
Diente 36	90.69 µm	8.02 µm	67.20 µm	31.37 µm
Diente 37	38.76 µm	2.75 µm	7.78 µm	52.67 µm
Diente 38	92.49 µm	68.34µm	6.15 µm	24.38 µm
Diente 39	128.77 µm	5.84 µm	33.13 µm	23.67 µm
Diente 40	19.55 µm	8.25 µm	19.55 µm	31.67 µm
Diente 41	86.39 µm	13.76 µm	15.56 µm	42.85 µm
Diente 42	39.34 µm	77.84 µm	35.02 µm	5.50 µm
Diente 43	26.37 µm	3.89 µm	29.18 µm	9.92 µm
Diente 44	38.76 µm	91.62 µm	35.23 µm	4.35 µm
Diente 45	52.85 µm	22.18 µm	167.87µm	7.78 µm

