

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA



**EVALUACIÓN DE LA ADAPTACION MARGINAL DE CARILLAS EN
DISILICATO DE LITIO
TECNICA CAD – CAM VS TECNICA INYECTADA”**

AUTORES

**DIAZ CASTILLO REINEL DAVID
GARCIA ORTIZ MARIA ALEJANDRA
LECLERCQ MOSCOSO DIANA PAOLA**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA – UNICOC
COLEGIO ODONTOLOGICO
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTA D.C 2015**

**EVALUACIÓN DE LA ADAPTACION MARGINAL DE CARILLAS EN
DISILICATO DE LITIO
TECNICA CAD – CAM VS TECNICA INYECTADA”**

AUTORES

**DIAZ CASTILLO REINEL DAVID
GARCIA ORTIZ MARIA ALEJANDRA
LECLERCQ MOSCOSO DIANA PAOLA**

Asesor Científico

DRA. Mónica Alexandra Cuellar Montes
Especialista en Rehabilitación oral

Asesor Metodológico

DRA. Piedad Malaver
Od. Ms en Biología Énfasis Genética Humana

Asesor Estadístico

DRA. Clara López De Mesa

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTÁ D.C MAYO 10 2015**

CONTENIDO

	Página
1 .ASPECTO TEORICO CIENTIFICO.....	14
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	14
1.2 JUSTIFICACIÓN.....	15
1.3 PROPOSITO.....	15
1.4 MARCO TEÓRICO	16
1.4.1 Definiciones.....	16
1.4.2 Reseña histórica de las cerámicas	17
1.4.3 Clasificación de las cerámicas.....	20
1.4.3.1 Disilicato de litio.....	24
1.4.4 TÉCNICAS DE FABRICACIÓN.....	28
1.4.4.1 Polvo-liquido.....	28
1.4.4.2 Sinterización.....	29
1.4.4.3 Técnica de inyección.....	29
1.4.4.4 Técnica CAD / CAM.....	30
1.4.5 CARILLAS CERÁMICAS.....	34
1.4.5.1 Indicaciones de carillas cerámicas.....	34

1.4.5.2	Contraindicaciones de carillas cerámicas.....	35
1.4.5.3	Materiales cerámicos para carillas.....	35
1.4.5.4.	Carillas en Disilicato de Litio.....	36
1.4.6	DISEÑOS DE LA PREPARACIÓN DE LAS CARILLAS DE PORCELANA.....	37
1.4.7	Sustrato Dental.....	41
1.4.8	ADAPTACIÓN MARGINAL Y MICROFILTRACIÓN	43
1.4.9.	ÉXITO Y SUPERVIVENCIA.....	49
1.5	OBJETIVOS	52
1.5.1	OBJETIVO GENERAL.....	52
1.5.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	52
2	ASPECTOS METODOLOGICOS.....	53
2.1	TIPO DE ESTUDIO	53
2.2	OBJETO DE ESTUDIO.....	53
2.3	POBLACIÓN OBJETO	53
2.4	MUESTRA.....	53
2.5	CRITERIOS DE SELECCIÓN.....	54
2.5.1	CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	53
2.5.2	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	54

2.6 UNIDAD DE ANALISIS.....	54
2.7 VARIABLES.....	54
3 PROCEDIMIENTO.....	55
4 RESULTADOS	69
5 DISCUSIÓN	72
6 CONCLUSIÓN	75
7 RECOMENDACIONES.....	75
8 BIBLIOGRAFIA	77
9 ANEXOS.....	83

INTRODUCCIÓN

Las carillas cerámicas son consideradas como una solución conservadora para pacientes que requieran un cambio en el color, forma o posición de sus dientes anteriores.

Actualmente existen varias técnicas para realizar carillas cerámicas, como la tecnología de inyección y el sistema CAD / CAM (Diseño asistido por computador/ manufacturación asistida por computador).

Cuando vamos a realizar una restauración la primera duda nos la genera el desempeño clínico del material y de ahí parte que tipo de material vamos a escoger , como se comportara ante la hostilidad del medio oral, cuanto tiempo aproximadamente van a mantener su integridad, y cuáles son las fallas más frecuentes que podemos encontrar. Por lo tanto la adaptación marginal del material va a jugar un papel muy importante entre la selección de una cerámica y su técnica de fabricación, buscando el material que nos ofrezca la menor desadaptación y por consiguiente mayor éxito clínico, complementado con alta estética dental.

La adaptación marginal de las carillas cerámicas, juega un importante rol en su éxito, y se ve directamente influenciada por el proceso de fabricación; existen dos tipos de adaptación marginal: interna y externa. La adaptación marginal interna es medida por el espesor del cemento y requiere seccionamiento de la restauración , mientras la adaptación marginal externa mide del borde de la restauración a la

línea de terminación dental, ya que por medio de esta se logra el cierre del margen existente entre la restauración y la estructura dental protegiendo el cemento de la excesiva exposición a la cavidad oral, lo que nos llevaría a un proceso de desintegración gradual de sus propiedades químicas, físicas y mecánicas, resultado en microfiltración, caries recurrente, decoloración de la estructura dental y fractura de las carillas cementadas.

Cuando se evalúa el éxito y la calidad de una restauración, el criterio de desadaptación marginal es esencial ya que va a influir en el desempeño clínico y la longevidad del tratamiento.

1. ASPECTO TEÓRICO CIENTÍFICO

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El aumento de restauraciones de alta estética en el sector anterior se ve evidenciado como requerimiento en nuestros pacientes, para esto se utilizan las carillas cerámicas. Actualmente en el mercado encontramos diferentes tipos de cerámicas y diferentes técnicas para su elaboración, existiendo poca información en la literatura sobre cuál de estas presenta mejor adaptación marginal.

El disilicato de litio es una cerámica vítrea que por sus excelentes propiedades estéticas ha tenido un gran auge, y en la actualidad, podremos decir que es la primera opción para restauraciones estéticas anteriores.

La Adaptación Marginal es clave para lograr el éxito y la longevidad de una restauración, la falta de esta puede ocasionar acumulo de placa bacteriana, microfiltración, caries recurrente, decoloración de la estructura dental, desintegración del cemento y por ultimo llevar al fracaso de la restauración.

Por lo anterior surge el interrogante: **¿Cuál de las técnicas CAD-CAM o Inyectada presenta mejor Adaptación Marginal externa en carillas de disilicato de Litio?**

1.2. JUSTIFICACIÓN

La necesidad del paciente por obtener un excelente resultado estético y funcional en su tratamiento, ha llevado a informarnos acerca de las ventajas y desventajas de los materiales con los que contamos actualmente.

Es responsabilidad del odontólogo especialista ofrecer la mejor alternativa de tratamiento para lograr una estética y función adecuada utilizando los materiales y las técnicas que nos ofrezcan la menor desadaptación entre los parámetros permitidos según la literatura, por lo tanto en el presente estudio se utilizara disilicato de litio que es una vitrocéramica la cual está disponible para realizar carillas cerámicas, este material puede ser procesado por dos tipos de técnica: inyectada y CAD-CAM. Actualmente contamos con poca evidencia científica que guie al clínico sobre cual técnica nos proporciona la menor desadaptación marginal, en cuanto a carillas en disilicato de litio para lograr una mayor longevidad de nuestras restauraciones.

1.3. PROPOSITO

Aportar conocimientos de la adaptación marginal externa que presentan las carillas de disilicato de litio con 2 técnicas CAD-CAM e inyectadas, basados en un estudio experimental in vitro de adaptación marginal, y así influir en la toma de decisión del profesional a la hora de elegir la técnica a utilizar para realizar este tipo de restauraciones.

1.4. MARCO TEÓRICO

1.4.1 DEFINICIONES

a) **Cerámica Dental:** Compuesto de metales (como alúmina, calcio, litio, magnesio, potasio, sodio, estaño, titanio, y circonio) y no metales (como silicio, boro, flúor y oxígeno) que se usan como componente estructural individual o como una de varias capas usadas en la fabricación de las prótesis a base de cerámica.⁵

La cerámica se usa en odontología para construir restauraciones rígidas y prótesis, sola o como recubrimiento de estructuras metálicas (porcelana unida sobre metal).⁶

b) **Corona cerámica:** prótesis dental fija cerámica que restaura una corona clínica, sin una estructura metálica de soporte. [Error! No se encuentra el origen de la referencia.]

c) **Carilla dental:** restauración en cerámica fina que repara la superficie vestibular y proximal de los dientes que requieren intervenciones estéticas.⁶

d) **Disilicato de Litio:** Cerámica vítrea que contiene una fase cristalina del 70% de este material, refracta la luz de manera muy natural, y proporciona una mejor resistencia a la flexión (360 MPa a 400 MPa).⁷

e) **Adaptación marginal:** medida del ajuste marginal entre una prótesis y las estructuras de soporte.⁶

f) **Coefficiente de expansión térmica:** Cambio de longitud de un material con el incremento o descenso de la temperatura.⁶

g) **Técnica de inyección:** Consiste en el uso de la técnica de la cera perdida y presión por calor para la confección de restauraciones cerámicas.⁸

h) Técnica CAD-CAM: se puede definir el término CAD o Diseños Asistido por Ordenador como la técnica que, basada en el uso del Ordenador y con los programas adecuados, se encarga de facilitar el diseño de un producto (Coronas, carillas, etc.). El término CAM o Fabricación Asistida por Ordenador está destinada a simplificar el control de los procesos de fabricación, usando el ordenador y métodos informáticos.⁶

1.4.2. RESEÑA HISTORICA CERÁMICA

La invención de la cerámica tiene lugar en China durante la dinastía Tang (618-906), posteriormente se expandió a Europa donde tuvo gran auge.

La introducción de la porcelana en odontología tuvo lugar con Alexis Duchateau (1714-1792), un farmacéutico y bioquímico francés que motivado por los problemas de color y tinciones de su prótesis de marfil, intento hacer una prótesis dental de porcelana. Duchateau noto que la porcelana que utilizaba a diario en su laboratorio era resistente a la tinción y abrasión por lo cual decidió realizar sus prótesis con este material, Posterior a esto Nicolás Dubois de Chemant confeccionó con éxito un juego de prótesis dental utilizando cerámica.⁹

Dubois siguió trabajando activamente perfeccionando la invención, modificó dos veces la composición de la pasta mineral original para mejorar su color, translucidez, estabilidad dimensional y la sujeción de los dientes a la base de la prótesis que también era realizada de porcelana; mejoro la translucidez pasando

del centro de la fase ternaria hacia la fórmula enriquecida con feldespato, característica de los materiales feldespáticos actuales.⁹

En 1808, otro odontólogo parisiense, Giuseppangelo Fonzi mejoró significativamente la versatilidad de la cerámica sometiendo a cocción dientes individuales de prótesis, cada uno contenía un pin de platino lo cual permitía que los dientes fueran fijados a estructuras metálicas logrando la elaboración de prótesis parciales, reparaciones y mejorando la estética.

En 1903, Land patentó las restauraciones total cerámicas: Inlays, Onlays y coronas, que en su momento fueron materiales débiles y de uso clínico limitado.¹⁰

En 1938, El Dr. Charles Pincus introdujo las carillas de porcelana, las cuales fueron utilizadas por actores de Hollywood, desafortunadamente se encontró que la porcelana mostraba alta fragilidad, posterior a esto se produjo el auge de los polímeros y se dejó de usar la porcelana para carillas.¹¹

En 1962, se desarrolló una fórmula que podía ser sometida a cocción usando aleaciones coladas dentales comunes. Esta invención basada en un artículo publicado en el Journal de la sociedad americana de cerámica (JACS) demostró que cierto feldespato (con un contenido de potasio de más del 11%) cuando se fundía y se enfriaba rápidamente, formaba un vidrio; cuando se calentaba nuevamente, este vidrio tenía una expansión térmica extremadamente alta debido

a la formación de un nuevo componente cristalino no presente en la roca original denominado *Leucita*, fue una buena opción como material para dar resistencia debido a que su índice de refracción está cerca al del vidrio feldespático, por tanto podría lograrse una resistencia moderada sin aumentar severamente la opacidad.⁹

En 1965, McLean fue pionero del concepto de adhesión de Oxido de Aluminio (Al_2O_3) a la porcelana feldespática para mejorar las propiedades mecánicas y físicas.¹²

Entre 1980 y 1990, se desarrollaron diferentes métodos para evitar la contracción de la cerámica, el primero de ellos fue polvo de cerámica prensado que se expandía y cristalizaba durante la cocción mediante la técnica de cera perdida (Cerestore), luego se probó realizar un colado de un vidrio especial en un molde de cera perdida, incorporando al colado un vidrio claro en el revestimiento (Dycor), además se utilizó oxido de aluminio altamente sinterizado al cual se le incorporaba magnesio (Spinell) zirconia o Alúmina, posterior a esto se usaron lingotes solidos con relleno de vidrio prensados (Leucita o disilicato de litio) en un molde de cera perdida (Empress de Ivoclar vivadent).⁹

La aparición de los sistemas maquinados por computador fue el inicio de los sistemas CAD/CAM actuales, en 1987 Mormann y Brandestinise introdujeron un prototipo de máquina que capturaba imágenes en 3D de los dientes preparados, el uso de este software en 3D inició utilizando bloques solidos de cerámica para la elaboración de restauraciones (CEREC Sirona), la fabricación asistida por

computador creaba un modelo de gran tamaño lo que llevo a la incorporación de la alúmina en el modelo tamaño la cual se sinterizaba en su fase final (Procera, Nobel Biocare), lo que evoluciono a bloques de zirconia y alúmina los cuales son sinterizados en su fase final . (Cercon, Lava, Vita YZ, Ivoclar e.max zirCAD).⁹

1998, se introdujo IPS ProCAD una cerámica vítrea reforzada con leucita similar al IPS pero con una partícula más fina, esta cerámica se diseñó para ser usada con el sistema CEREC inLab, se presenta en múltiples colores incluyendo color blanqueamiento y una línea de bloques estéticos.¹⁷

IPS e,max Press (Ivoclar Vivadent) fue introducida en el 2005, el disilicato de litio como una cerámica vítrea para técnica prensada, sus propiedades físicas y translucidez , son mejoradas posterior su procesamiento.¹⁷

1.4.3 CLASIFICACIÓN DE LAS CERAMICAS

En 2010, Giordano y McLaren clasificaron las cerámicas de acuerdo a su microestructura, basada en la relación de la composición vítrea-cristalina, estos autores dividen en cuatro categorías de composición básica:

Categoría 1: sistemas basados en vidrio (principalmente sílice)

Los sistema basados en vidrios están hechos de materiales que contienen principalmente dióxido de silicio (sílice o cuarzo) el cual tiene varias cantidades de

alúmina, naturalmente se produce el **Aluminosilicato**, el cual contiene varias cantidades de sodio y potasio conocidos como **Feldespatos**.

Las propiedades mecánicas son bajas, con una resistencia flexural entre 60 y 70 MPa, Por lo tanto, tienden a ser empleados como cerámica de recubrimiento para subestructuras metálicas.

Categoría 2: *Sistemas vítreos con una segunda fase cristalina.*

Esta categoría incluye una amplia gama de proporciones de vidrio-cristales y tipos de cristales, los autores subdividen esta categoría en tres grupos. La composición de vidrio es similar al vidrio puro de la Categoría 1. La diferencia consiste en cantidades diversas de tipos de cristales que han sido añadidos o incrementados en la matriz vítrea. Los tipos de cristales primarios son: leucita, disilicato de litio, o fluorapatita.

2.1 Vidrio feldespático con bajo a moderado contenido de leucita.

La incorporación de leucita altera el coeficiente de expansión térmica, inhibe la propagación de la grieta y mejora la resistencia flexural, estos sistemas polvo/liquido son los típicos utilizados como cerámica de recubrimiento o para carillas. Las nuevas generaciones contienen cristales de leucita de un tamaño (10 μm a 20 μm) con una distribución uniforme de la partícula haciéndola menos abrasiva con mayor resistencia flexural.

2.2 Vitro cerámica con alto contenido en leucita (aproximadamente 50%)

La microestructura de estos materiales consiste en una matriz vítrea que rodea una fase secundaria de cristales individuales. Se le aplica un tratamiento de calor secundario lo que hace que estos aumenten su tamaño mejorando sus propiedades físicas y mecánicas, generando estrés compresivo alrededor de los cristales, lo que incrementa la resistencia a la fractura, al choque térmico y a la erosión. La opacidad y translucidez va a depender de la composición química y porcentaje de cristalinidad. La resistencia a la fractura se obtiene al agregar la fase vítrea del material, obteniendo excelentes resultados clínicos en inlays, onlays en dientes posteriores, coronas y carillas en dientes anteriores. La versión más utilizada es la cerámica pensable Empress (Ivoclar Vivadent).

2.3 Cerámicas vítreas, Disilicato de litio

Es introducido inicialmente por Ivoclar Vivadent como Empress II, vitrocerámica para técnica prensada, posterior a esta evolución IPS e.max (cerámica prensada y maquinable). Se incrementa el contenido del cristal aproximadamente en un 70%; la forma y el volumen del cristal incrementa la resistencia flexural en aproximadamente 360 MPa. Este material puede ser translúcido incluso con el alto contenido cristalino; esto es debido al índice relativamente bajo de refracción de los cristales de disilicato de litio. El material es lo suficientemente translúcido y se puede utilizar para restauraciones de contorno completo o para una mayor estética puede ser utilizado como un recubrimiento cerámico especial. La cerámica de

recubrimiento consiste en cristales de fluorapatita en un vidrio de aluminosilicato; puede ser colocada en capas sobre la cofia para crear la morfología final y color de la restauración. Los cristales de fluorapatita contribuyen a las propiedades ópticas de la cerámica de recubrimiento y coeficiente de expansión térmica, para que coincida con el material prensable o maquinable de disilicato de litio. Tanto los materiales de recubrimiento y de disilicato de litio son grabables debido a la fase vítrea.

Empress II (Ivoclar vivadent), es una cerámica de disilicato de litio ($\text{SiO}_2 - \text{Li}_2\text{O}$) que se fabrica mediante una combinación de las técnicas de la cera perdida y presión por calor. IPS Empress II ha mejorado la resistencia a la flexión con respecto a la IPS Empress, pudiendo ser usado para PPF de 3 unidades sector anterior.¹⁴

IPS e.max press, es una cerámica vítrea de disilicato de litio mejorada en comparación con IPS Empress II, se elabora en técnica de inyección la cual incluye pastillas de disilicato de litio. IPS e.max CAD se emplea la técnica CAD/CAM en bloques de cerámica de vidrio de Disilicato de Litio.

IPS e.max Zir Press son pastillas de cerámica vítrea con zirconio y fluorapatita para la técnica de presión.

IPS e.max Ceram es una cerámica de estratificación de fluorapatita que se utiliza para caracterizar y estratificar todos los componentes IPS e.max tanto cerámicas de óxido como cerámicas vítreas.¹⁵

1.4.3.1 Disilicato de litio

El Disilicato de litio es un tipo de cerámica vítrea que se compone de cuarzo, dióxido de litio, óxido de fósforo, óxido de aluminio, óxido de potasio, y otros componentes. Esta composición crea un cristal térmico resistente a las cargas por la baja expansión térmica que se produce durante el procesamiento.¹⁵ Los sistemas IPS e.max Press compuestos de cerámicas vítreas reforzadas con disilicato de litio, aumentan su resistencia a la flexión de 400 MPa, que depende en parte del proceso de fundido. Las restauraciones demuestran una fuerza superior a diferencia de cualquier otra restauración libre de metal. 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.

Este material puede ser translúcido incluso con un alto contenido cristalino; esto se debe al índice refractivo relativamente bajo de los cristales de disilicato de litio. El material es suficientemente translúcido y puede ser usado para restauraciones como carillas de porcelana de alta estética.²⁴

Cuando se necesita enmascarar u ocultar el sustrato dental subyacente, IPS e.max ofrece bloques con diferentes opacidades: (High Opacity- HO) alta opacidad, (Medium Opacity- MO) opacidad media, (Low Translucity- LT) baja translucidez; (High Translucity- HT) alta translucidez. Debido a la translucidez de este material, la preparación es lo suficientemente flexible, permitiendo un diseño

de preparación tradicional, que en el caso de las coronas completas sería de 1 a 1,5mm, o cualquier modificación que se requiera. ²⁵

La cerámica de disilicato de litio cuando se procesa como cerámica prensada da como resultado una fase intermedia azul (metasilicato de litio). La cristalización completa de metasilicato de litio se logra durante la cocción y se asocia con el logro de la resistencia final de la cerámica¹.

Cuando el Disilicato de Litio se procesa en técnica CAD/CAM es maquinada en bloques por un procedimiento de fusión y presión el cual se usa para optimizar su procesamiento y prevenir la formación de defectos tales como porosidades y acumulación de pigmentos en el espesor del lingote. Los bloques se adquieren en un estado parcialmente cristalizado el cual permite un rápido maquinado en esta técnica. Esta fase intermedia consiste en un 40% de cristales de metasilicato de Litio (Li_2SiO_3) de 0.2 a 1 micra, unido a una fase vítrea la cual es responsable de las buenas propiedades del material: alta resistencia y una buena estabilidad dimensional. Después del proceso de fresado las restauración son tratadas a una temperatura de 850°C, para formar un 70% de volumen de grano fino de Disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) unido a una matriz vítrea; este es el estado completamente cristalizado el cual otorga la alta resistencia del material. La forma y volumen de los cristales aumenta la resistencia flexural en aproximadamente 360 MPa,. Los colorantes son aplicados para lograr las características estéticas deseadas de la cerámica vítrea. En el estado parcialmente cristalizado, los bloques exhiben un

color azul debido a diferentes estados de oxidación de los elementos polivalentes, el color final y la opacidad es lograda por el tratamiento de calor y la subsecuente fase de enfriamiento. La subestructura es laminada con una cerámica de fluorapatita seguida por la caracterización y el glaseado, la fase de cristalopatita actúa como un componente que da las propiedades ópticas de la restauración de un diente natural. El sistema e.max CAD puede ser usado para la fabricación de inlays, onlays, carillas, coronas anteriores y premolares, superestructuras de implantes para restauraciones de diente único (anterior y premolar) y para coronas primarias telescópicas. ^{26,27}

Categoría 3: Compenetración fase cerámica

También llamada compuestos de compenetración, donde la cerámica se compone de dos fases que se entrelazan y extienden continuamente desde el interior a las superficies externas; esta cerámica tiene mejores propiedades mecánicas y físicas relativas a los componentes individuales. Primero se crea una matriz porosa la cual es interpenetrada por el material de segunda fase que sería vidrio aluminosilicato u lantano, este es fundido formando un solo material denso; dentro de esta categoría se encuentra el sistema Inceram:

InCeram Spinell (matriz de alumina y magnesio) es la más translúcida, con una resistencia flexural de moderada a alta entre 350 MPa, es usada para coronas en dientes anteriores.

InCeram alúmina (matriz de alúmina) tiene una alta resistencia y una translucidez moderada es usada para coronas en dientes anteriores y posteriores, con una resistencia flexural de 450 MPa.

Inceram Zirconia (matriz de alúmina y zirconia) tiene una alta resistencia flexural de 650 MPa y baja translucidez; es usada principalmente para prótesis fija de tres unidades en el sector posterior.²⁴

Categoría 4: Solidos policristalinos

Cerámicas monofase de sinterizado solido son formados por cristales sinterizados directamente sin intervención de una matriz, para formar una estructura densa policristalina.

Las técnicas de procesamiento de estas estructura sólida sinterizada incluye oxido de aluminio (Al_2O_3); el cual tiene una resistencia flexural de 600 MPa aproximadamente, en esta clasificación encontramos AlCeram alumina (Nobel Biocare). En cuanto a las estructuras con contenido de zirconia, son parcialmente estabilizadas por la adición de pequeñas cantidades de otros óxidos metálicos convirtiéndolo en zirconia parcialmente estabilizada (ZrO_2), se añade aproximadamente el 3% en peso de itrio a la zirconia pura, presentando valores de resistencia flexural en un rango entre 900 Mpa y 1100 MPa, Son usadas en restauraciones múltiples o unitarias con áreas de estrés importantes en dientes posteriores.²⁴

1.4.4. TÉCNICAS DE FABRICACIÓN

1.4.4.1 Polvo líquido

Convencional

Es una mezcla de materiales vítreos y cristales, para recubrimiento de estructuras metal cerámica y carillas en el sector anterior. Estos materiales se mezclan con agua desionizada o líquidos especiales suministrados por la casa fabricante. Se elabora la cerámica a mano, luego se vibra (condensa) para remover agua y aire, la colocación de esta cerámica al vacío ayuda a remover el aire remanente y suministra adecuada densidad y estética.²⁴

Slip Casting

El término “slip” hace refiere a la dispersión del polvo de la cerámica en agua, el pH del agua se ajusta para crear cargas en las partículas de la cerámica, el polvo de la cerámica es revestido con polímero que causa que las partículas queden suspendidas uniformemente en el agua. Esta técnica es utilizada en Inceram y en algunos bloques de zirconia estabilizada. Slip casting proporciona menos defectos de procesamiento y una mayor resistencia a la fractura.²⁴

1.4.4.2 Sinterización

Es la transformación de la forma original porosa y compacta por una cerámica densa y resistente; cuando la temperatura pasa por encima del punto de fusión de la cerámica y la matriz vítrea parcialmente fundida y las partículas de polvo se unen. El residuo líquido del polvo de la cerámica es aplicado a un troquel refractario o lamina de platino, se deja secar y posteriormente se coloca en el horno. La densidad de la cerámica se incrementa durante este proceso y el volumen de contracción es del 30-40%, la porosidad es reducida de un 5,6 a 0.56%. la desventaja de este proceso es que pueden resultar algunas microporosidades y falta de homogeneidad entre partículas que pueden iniciar la formación de grietas.¹⁵

1.4.4.3 Técnica de inyección

Introducida en los años 90. Indicada para la confección de coronas unitarias anteriores y posteriores, prótesis fijas de 3 unidades hasta premolares, inlays, onlays y carillas.¹⁶

La Cerámica inyectada se fabrica mediante la técnica de la cera perdida convencional, usando patrones exactos de la restauración, luego se reviste los muñones con un material refractario. Después de la fundición y eliminación de la cera este espacio es ocupado por la cerámica vítrea mediante procesos de fundición y presión de lingotes de cerámica, estos se presionan a través de un condensador de alúmina a 1150°C, bajo una presión de 0.3 – 0,4 MPa, que se

mantiene por 20 minutos en el molde refractario creado por la cera perdida. El proceso de prensado con calor permite una mejor distribución del cristal dentro de la matriz vítrea que mejora la resistencia del material, la Presión en la cerámica permite una reproducción precisa de las características, evita porosidades grandes causadas por la mezcla no uniforme y expansión secundaria a la cristalización.¹

1.4.4.4 Técnica CAD / CAM

Los sistemas CAD/CAM son usados en odontología desde su desarrollo en la década de los 70 por Duret en Francia, Altschuler en EE.UU, Mormann y Brandestini en Suiza.¹⁸

La introducción del diseño computarizado y técnicas de fabricación (CAD / CAM) ha dado lugar a la formación de materiales de alto rendimiento; los sistemas más conocidos son: CEREC 1, 2 y 3 (Sirona), Procera (Nobel Biocare) Cercom (Dentsply/Ceramco) y Lava All ceramic system (3M/ESPE).¹⁸

CEREC: En 1980 se desarrolló el sistema CEREC CAD-CAM de Siemens/Sirona a través de los trabajos de Mormann y Brandestini. Ofrece la posibilidad de preparar, diseñar y fabricar restauraciones cerámicas en una sola cita, sin la necesidad de toma de impresiones, provisionales, y el apoyo del laboratorio dental. Este sistema realiza la captación de una imagen de la zona de interés directamente en la cavidad oral o a una impresión con la ayuda de una microcámara. Posteriormente esta imagen es procesada por la unidad (CAD) para

que la restauración pueda ser planeada y ejecutada con la ayuda del ordenador (CAM). La lectura óptica se realiza en toda la extensión de la preparación. Para una difusión uniforme de la luz y mejor visualización de la preparación se cubre con una capa uniforme de dióxido de titanio pulverizado.⁸

El procedimiento de fresado del sistema Cerec se realiza utilizando una punta diamantada y un disco para el fresado (Cerec 2) o dos puntas diamantadas y un unidad modular (Cerec 3). Después de las etapas de ajuste y pulimento inicial, las restauraciones pueden ser caracterizadas con pigmentos y aplicación de glaze.

CEREC Inlab, introducido en el 2002, es diseñado para producir restauraciones de múltiples unidades usando estructuras cerámicas de alta resistencia para coronas y prótesis fijas e inlays. Se realiza un escaneo con láser del modelo de yeso de la impresión tomada al paciente usando un escáner InEos, y se produce una imagen tridimensional del modelo de la cual el software diseña la subestructura, permitiendo la caracterización de la forma anatómica de la estructura y la superficie oclusal basándose en modelos dentales bigenéricos. Después de realizado el diseño se selecciona el material del bloque y se inserta en la cámara de fresado donde es maquinado. Están disponibles dos formas de láser para el escaneado, una es un láser rotacional indicado para coronas individuales y el segundo es de visión en conjunto, el cual es indicado para

prótesis fijas, coronas, inlays y onlays. Se realiza el escaneo del modelo antagonista para obtener una oclusión óptima de la restauración.¹⁷

CERCOM (smart ceramic system) este sistema utiliza el método de encerado convencional para el diseño de infraestructuras para coronas y prótesis fijas con un espesor específico, un escáner de laser especial escanea el patrón de cera y los datos son transferidos al computador quien asiste y fabrica la unidad, estos datos se utilizan para fresar la estructura de zirconio parcialmente sinterizada estabilizado con Itrio.¹⁸

PROCERA (Nobel biocare AB, Boteborg, Sweden) fue desarrollado por Anderson y Odencon e introducida en 1990; el usa un para crear cofias de alúmina y zirconia; se encuentran disponibles dos tipos de escaners: *procera piccolo* para restauraciones individuales y *Procera forte* para restauraciones individuales y múltiples. El escáner es utilizado para crear imágenes 3D del modelo maestro, el cual es enviado al centro de procesamiento el cual genera modelos ampliados para compensar la contracción del material cerámico. Las cofias son manufacturadas por presión seca de polvo de alúmina de alta pureza (mayor a 99.9%), estas cofias son fresados hasta obtener el espesor deseado, luego estos son sinterizados a 2000°C para la obtención de su máxima densidad y resistencia. La mayor ventaja de una cofia de procera es la habilidad de lograr imitar la tonalidad de los dientes adyacentes.¹⁸

LAVA, Un modelo es escaneado por un escáner óptico de contacto libre, el software CAD diseña una estructura ampliada presinterizada que es fresada y luego es sinterizada. La fuerza flexural de lava es > 100 MPa y resistencia a la fractura de 5 a 10 MPa, generalmente el espesor de la cofia no es menor a 0,5 mm.

Hertleien y Cols. Investigaron la adaptación marginal de Lava All Ceramic system para dientes anteriores y posteriores con una preparación en chamfer, bajo el esteromicroscopio y reportaron la adaptación marginal entre 40 y 70 micras.¹⁸

EVEREST® (Kavo, Alemania) Este sistema, se compone de una unidad de escaneo Everest® (Kavo, Alemania) con precisión de 1:1 que registra la geometría de un modelo tomado de las preparaciones dentales con una cámara CCD (charge coupled device: dispositivo de cargas eléctricas interconectadas) de alta calidad con una resolución de 1.392 x 1.040 píxeles con un proceso topométrico en 3D y una amplitud del campo de medición 60 x 80 mm. Everest Engine® (Kavo, Alemania) mediante cinco ejes de procesamiento simultáneo permite el fresado de hasta de 28 unidades y estructuras de 14. Una vez maquinada la estructura se sinteriza en el Everest Therm® (Kavo, Alemania) totalmente automático lo que garantiza un sinterizado completo del material. Este sistema está indicado para coronas parciales, cofias, coronas completas y estructuras de hasta 14 unidades.

1.4.5 CARILLAS CERAMICAS

Las carillas cerámicas son consideradas como una restauración para pacientes que requieran un cambio leve de color, forma o posición de sus dientes anteriores, las cuales se han convertido en procedimientos rutinarios desde su introducción a principios de los años 1980. Estéticamente, las carillas deben ser suficientemente translúcidas para maximizar la transmisión de la luz y también lo suficientemente opacas para ocultar pigmentaciones.²

El material debe facilitar las preparaciones dentarias conservadoras. La manipulación debe ser sencilla durante la fabricación y procedimientos clínicos. Micromecánicamente, esta debe ser grabable para facilitar la retención a las preparaciones dentales para carillas. La tensión y la compresión deben ser fuertes, y debe mantener su adaptación marginal, brillo y tono durante el transcurso del tiempo.²

1.4.5.1 Indicaciones de carillas cerámicas:

Perdida leve de la integridad de la superficie vestibular del diente natural (anatomía/color)

Dientes pigmentados por trauma (sin tratamiento endodóntico)

Displasia o hipoplasia dental

Restauraciones defectuosas en la superficie vestibular.

Atrición o facetas de desgaste incisal

Diastemas

1.4.5.2 Contraindicaciones de carillas cerámicas:

Pacientes con maloclusión clase II subdivisión II

Pacientes con parafunciones como bruxismo

Dientes no vitales

Enfermedad periodontal activa

Caries extensas en dientes pilares

Malposiciones severas

Perdida de la integridad de la estructura remanente (esmalte)

Mala higiene oral ²⁰

1.4.5.3 Materiales cerámicos para carillas:

Los avances en la tecnología de la cerámica y la adhesión han dado como resultado el desarrollo de una variedad de materiales para la creación de carillas de cerámica.¹²

Las Carillas cerámicas convencionales consisten en una cerámica vítrea y fase cristalina de fluoroapatita, óxido de aluminio, o leucita.

Las carillas de disilicato de litio, permite personalizar estas restauraciones en términos de forma y estética.¹³

La mayor complicación clínica reportada es la fractura de la carilla y/o pérdida en la adaptación marginal por lo que el éxito de estos sistemas va a depender de la prevención de dichas fallas en la propagación de fracturas.

La tecnología CAD/CAM se utiliza también para cerámicas policristalinas tales como Alúmina Procera (Nobel Biocare) y zirconio. El zirconio no es grabable y no es apropiado para las carillas. La Alúmina, también es escasamente grabable, pero Nobel Biocare los han vinculado para el uso en carillas.¹²

1.4.5.4. Carillas en Disilicato de Litio

Se pueden realizar desde un espesor 0,3mm, este material, en comparación con otros materiales, por ejemplo, las cerámicas reforzadas con leucita, tiene una mayor tenacidad y resistencia biaxial a la fractura.²²

Las cerámicas de vidrio prensado al calor de estructuras de disilicato de litio tienen propiedades adecuadas de resistencia de (350-450 MPa), integración a la estructura del diente y buen mecanismo de unión, un fácil proceso de fabricación y excelentes características estéticas. El color de las restauraciones cerámicas prensadas se puede modificar para que coincidan con la del diente natural, agregándole capas de cerámica de recubrimiento.

Con el desarrollo de la tecnología CAD / CAM, se puede elaborar una restauración cerámica individual, como una incrustación onlay, carillas, o coronas, fabricado por el fresado de un bloque vitrocerámico maquinable. Este bloque fue desarrollado para la fabricación de restauraciones totalmente contorneadas; sin embargo, hay poca información disponible con respecto a las propiedades ópticas de esta cerámica. Aunque los sistemas de cerámica mejoran el color y translucidez de las restauraciones, un resultado de color perfecto no puede ser asegurado, ya que la

dentina constituye la mayor parte de un diente y es en gran parte responsable de su color. Las cerámicas que son más translúcidas permiten que más luz entre y la disperse, lo que significa que el diente adyacente tiene una influencia significativa sobre el color resultante, cuando un diente con dentina intensamente descolorida requiere una corona de cerámica, y el adyacente es diente natural con alta translucidez, los odontólogos se enfrentan a un desafío en la selección de los materiales de restauración que se puede utilizar para lograr una buena concordancia se puede controlar el espesor de la cerámica para permitir a los profesionales gestionar la translucidez general de la restauración, mientras que la elección de cemento de color tenía menos efecto.³⁶

1.4.6. DISEÑOS DE LA PREPARACIÓN DE LAS CARILLAS DE PORCELANA

Las carillas cerámicas son restauraciones anteriores duraderas y conservadoras con una alta estética, sin embargo varios factores afectan la supervivencia a largo plazo de las carillas, como son: tipo de superficie dental, espesor de la cerámica, tipo de adhesión y de cemento de resina, adaptación marginal, salud periodontal, morfología y geometría de la preparación, actividades funcionales y parafuncionales.

El diseño de la preparación ha sido un tema bastante controversial ya que algunos autores sugieren una línea de terminación en chamfer palatino y otros no coinciden en el cubrimiento palatino de las carillas, los autores que apoyan este

diseño afirman que permite una distribución más adecuada del estrés en toda la cara palatina, es utilizado para devolver una guía anterior adecuada, permite un grosor adecuado de la cerámica, mejora la translucidez y permite un mejor asentamiento de la restauración durante la cementación.²⁰

Preparación tradicional de carillas:

Evita las áreas de contacto interproximal, y se extiende del tercio incisal hasta palatino:

Reducción vestibular de 0,5 mm

Reducción incisal 1,5 – 2,0 mm

Extensión interproximal hasta el punto de contacto¹¹

Este diseño de preparación mantiene la unión a la superficie del esmalte, proporciona un asentamiento adecuado para la cementación y oculta los márgenes interproximales sin romper el punto de contacto.

En preparación completa para carilla, se rompe el punto de contacto interproximal y sigue el aspecto palatino del diente, esta permite mejor transmisión de la luz a través de la zona interproximal, proporcionando una apariencia más natural, mejor retención, resistencia y estética.

La mayoría de los autores están de acuerdo sobre la necesidad de una preparación mínima invasiva.

- La profundidad recomendada de preparación varía entre 0,3 y 1,0mm.

- La preparación del borde incisal tiene un efecto significativamente positivo sobre la tasa total de supervivencia.

-La preparación supragingival afecta de forma positiva la tasa de supervivencia.

- La preparación sobre esmalte intacto, así como el tejido del borde incisal tienen un efecto significativamente positivo sobre la tasa total de supervivencia.¹⁷

De acuerdo a Nattress y cols, la preparación a mano alzada puede resultar como una variable en la profundidad de la preparación con exposición de dentina. Para minimizar esta variación, se estandarizan las preparaciones duplicando en un molde de silicona. Muchos autores describen la preparación incisal como apropiada para aumentar la resistencia mecánica de la carilla y disminuir el riesgo de fractura incisal. En un estudio fotoelástico, Highton y cols reportaron una mejor distribución de la carga incisal, consecuentemente, baja concentración de estrés cuando se incluía el borde incisal en la restauración de carilla. Hui y cols, mostraron que en el diseño con sobrepaso incisal transmite máximo estrés en la carilla y aumenta el riesgo a fracturas cohesivas.

En un estudio clínico por Meijering y cols, no se encontró correlación entre la tasa de supervivencia y diferentes diseños de preparaciones incisales después de 2,5 años.

Con respecto a la resistencia a la fractura, estos autores reportaron que ningunas de las técnicas de preparación incisal investigadas demostraron una gran ventaja.

palatino (figura 1), la cual no debe extenderse hasta la concavidad palatina, ya que es una zona delgada en un sitio de máxima transmisión de estrés.^{11,23}

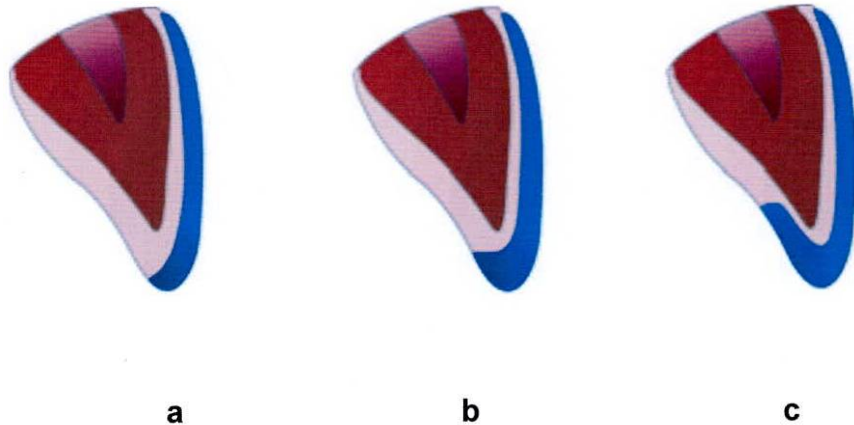


Figura 1. Ilustración esquemática de los diseños de preparación incisales para carillas de porcelana: a) Reducción únicamente vestibular b) Reducción vestibular extendido al borde incisal, c) reducción vestibular e incisal con línea de terminación en chamfer palatino.¹¹

Los estudios presentados en este meta - análisis utilizan diferentes angulaciones para la aplicación de la fuerza durante las pruebas de carga se sabe que la concavidad palatina es la región donde se concentran las fuerzas de tensión, entre más cerca se encuentre el margen de la preparación a la concavidad palatina mayor es la se requiere reducción incisal excesiva, la preparación de un chamfer palatino no está indicado. Esto evita una capa delgada de cerámica cerca de la zona de mayor estrés; el daño a la carilla es aún mayor cuando hay una baja relación entre el espesor de la cerámica y el material cementante, aunque esto no ha sido confirmado en ningún estudio; en contraste un estudio de elementos finitos demostró

demonstró que una línea de terminación incisal presentaba una concentración de tensiones cerca al margen de la preparación, mientras que en la preparación con chamfer palatino la tensión se distribuye a lo largo de toda la superficie de la preparación sin sobrecargar el margen. En el meta- análisis no se encontró diferencia significativa. ¹¹

1.4.7 Sustrato Dental

El sustrato dental es un parámetro que se debe evaluar en el momento de realizar cualquier tipo de restauración protésica y el material que se utilizará. Se debe tener en cuenta si la preparación está en esmalte o dentina, presencia o ausencia de recesiones y/o lesiones abfractales. También es necesario establecer la etiología de estas alteraciones para controlar su progresión. Si existen estas condiciones severas hay un aumento de riesgo de flexión de las restauraciones colocadas, las cuales pueden sobrecargar materiales débiles. La evaluación de esta debilidad se relaciona con la cantidad y calidad de tejido dentario remanente. Entre más esmalte intacto se tenga, menos riesgo de flexión se dará. La cantidad de preparación dental puede afectar directamente la flexión dental y la concentración de estrés. Para detectar el riesgo a la flexión se han determinado tres categorías:

Bajo riesgo: existe poco desgaste, ausencia o mínimas fracturas o lesiones en boca, y condiciones saludables en cavidad oral.

Riesgo medio: signos presentes de trauma oclusal. Bajas a medias recesiones gingivales con presencia de inflamación. Adhesión a esmalte aún posible. No excesivas fracturas.

Riesgo alto: trauma oclusal donde parafunciones son evidentes, existe exposición de más del 50% de la dentina, significativa pérdida de esmalte por desgaste del 50% o más, y se requiere colocar porcelana de más de 2mm de espesor.⁹

Una fuerza de adherencia alta y predecible se consigue cuando las restauraciones son unidas al esmalte, ya que la rigidez del esmalte apoya y resiste las tensiones sobre los materiales en función. Debido a la flexibilidad de estos sustratos, una mayor tensión puesta sobre la unión entre la dentina, el compuesto y la restauración, conlleva a que el mayor daño se produzca en la restauración y en la estructura dental subyacente.

Por lo tanto, debido a que el esmalte es significativamente más rígido que la dentina y mucho más predecible para la unión, es el sustrato ideal para la adhesión de restauraciones de porcelana.

Se requiere por lo menos un 50% de esmalte para lograr una adhesión adecuada al sustrato dental.¹

1.4.8. ADAPTACIÓN MARGINAL Y MICROFILTRACIÓN

Generalidades:

La adaptación marginal se refiere a la distancia vertical entre la línea terminal del diente preparado y los márgenes de la restauración, desempeña un papel

importante para su éxito. Entre más cercano esté el margen de las restauraciones a la estructura del diente, más se protege el cemento de la exposición excesiva de la cavidad oral, lo cual conduce finalmente a un proceso gradual y lento de desintegración de su composición química, de sus propiedades físicas y mecánica dando como resultado microfiltración, caries recurrentes, decoloración de la estructura del diente, y la fractura de la restauración. ¹

La adaptación interna es una medida directa del espesor de la película de cemento por debajo de la restauración. Tuntiprawon M, y Wilson PR reportan que un gap interno de 70 micras, puede reducir la resistencia a la fractura de la restauración. ³⁸

La adaptación marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de una restauración, por lo cual es ampliamente investigado en la literatura. En un estudio a 5 años realizado por McLean y Von Fraunhauser , llevado a cabo en más de 1.000 restauraciones, se concluyó que 120 μm es el valor máximo tolerable de gap marginal. ³⁴

Por otro lado, Heintze SD. en el 2007 reporta en una revisión sistemática que hay de 5 a 10 veces mayor pérdida de material de cemento de resina en los gaps marginales más amplios ($> 150 \mu\text{m}$) que en los más pequeños (50 μm) y se llegó a la conclusión que una suficiente adaptación marginal puede reducir significativamente la disolución de los materiales de cementación de resina en circunstancias clínicas. ³⁰

En la actualidad no hay un consenso en cuanto al término de adaptación y son muchos los puntos tomados como referencia para definirlo encontrados en la literatura, por lo cual Holmes y Col en 1989 tratan de dar una definición más detallada de los tipos de desadaptaciones que se pueden presentar midiendo varios puntos entre la restauración y el diente:

- Adaptación marginal, es la distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen.

- Adaptación interna, la cual es la medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación

- 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.⁴⁰

Medición de la adaptación:

La medición de la discrepancia marginal debe hacerse con métodos reproducibles y estandarizados, hay cuatro categorías básicas para realizar estas mediciones (1) visión directa, (2) corte seccional, (3) técnica de impresión, (4) examen visual y táctil; el análisis de la discrepancia marginal con estereomicroscopio óptico y la técnica de réplica son consideradas como un método fiable para evaluar la adaptación marginal de las restauraciones.³¹

También se utiliza láser, videografía, proyector, micro-CT y escáner CAD/CAM. La técnica de réplica (RT) o técnica análoga de cemento, ha sido ampliamente usada debido a su capacidad para reproducir la dimensión interna y espacios marginales de restauraciones protésicas. Otro método no destructivo que se puede utilizar para evaluar la dimensión del gap de restauraciones protésicas es la "técnica de peso" (WT). tiene menor costo y es más fácil de ejecutar que la técnica de réplica.³⁸

Mientras la adaptación marginal externa podría medirse mediante el uso de diferentes métodos de imagen como estéreo o escaneando microscopía electrónica, la adaptación marginal interna requiere seccionamiento de estas restauraciones con el fin de evaluar el espesor del cemento bajo las restauraciones.¹

La discrepancia marginal de una restauración indirecta se puede medir antes o después de la cementación, En la medición antes de la cementación no se puede observar el astillado de los márgenes de la cerámica cuando se realiza la presión de asentamiento; la medición después de la cementación presenta confusión por la superposición de algunos márgenes con el exceso de cemento.³¹

Han sido numerosos los estudios realizados para evaluar la adaptación marginal de restauraciones total-cerámicas confeccionadas con técnica CAD-CAM y técnica inyectada:

Coronas:

Stappert CF y Col. en el 2008 reportan medidas de Gaps marginales en restauraciones IPS e.max press e IPS Empress después de la cementación de 60 a 52 μm respectivamente. Se reportaron valores ligeramente más altos entre 78 y 99 μm en otros estudios para restauraciones IPS e.max Press y diseños de preparación de cobertura parcial modificados.⁴⁰

Colpani J. y col en el 2013 realizaron un estudio donde evaluaron la adaptación marginal e interna en coronas CAD-CAM vs coronas metal-ceramicas, concluyeron que todas las muestras evaluadas presentaron valores clínicamente aceptables, Las coronas Metal-ceramicas mostraron la mejor adaptación; las infraestructuras realizadas por CAD-CAM mostraron mayores valores de gap en la zona oclusal que en otras regiones evaluadas.³⁸

Mously y col. en el 2014, realizaron un estudio in vitro en coronas cerámicas reportando una media de gap marginal de 74 a 127.6 μm realizadas con técnica inyectada y CAD-CAM respectivamente, donde el autor reporta que el valor clínico aceptable de adaptación marginal debe ser menor a 100 μm .⁴²

Incrustaciones:

Burçin Akoğlu V. y Col. en el 2012 realizaron un estudio en incrustaciones en disilicato de litio, reportando que las discrepancias marginales de las restauraciones IPS emax CAD fueron significativamente más grandes en comparación a IPS emax Press sobre el esmalte pero la diferencia no fue estadísticamente significativa sobre la dentina.⁴¹

Guess P y Col. en el 2014 evaluaron la adaptación marginal de restauraciones Onlays total-ceramicas (Inyectadas y CAD/CAM) y los valores de discrepancia fueron de 35-50 μm antes de la cementación, 49-63 μm después de la cementación, y 51-59 μm después de la fatiga termomecánica. Estos valores están todos dentro de un rango clínicamente aceptables.³⁰

Carillas:

Aboushelib M y Col. en 2012 realizaron un estudio en el cual observaron que las carillas de cerámica confeccionadas con técnica inyectadas presentaron significativamente menores gaps marginales verticales y horizontales en los márgenes cervicales e incisales y menor espesor de película de cemento en

comparación con las carillas de cerámicas mecanizadas. Las propiedades marginales inferiores de carillas cerámicas maquinadas se asociaron con valores de microfiltración significativamente más altos. ¹

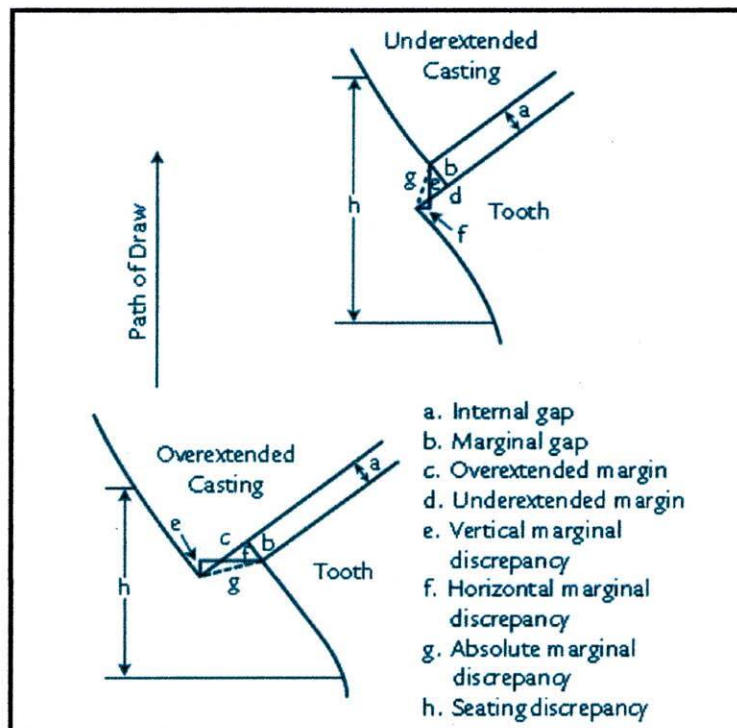


Figura 2. Desajuste marginal ³⁵

1.4.9. ÉXITO Y SUPERVIVENCIA

El éxito es definido como la capacidad de una restauración protésica de funcionar de acuerdo a lo esperado, se puede determinar mediante un examen clínico el cual, debe resultar en una restauración que no requiera ningún tipo de retratamiento ni procedimientos de mantenimiento.

La supervivencia es una restauración que permanece in situ, adherida a un diente biológicamente estable, que tiene un margen restaurativo intacto y no requiere de reemplazo.¹²

El fracaso de la restauración puede definirse como cualquier condición que conduce al reemplazo de una restauración. Las condiciones que constituyen el fracaso de las restauraciones incluyen caries secundarias, pulpitis irreversible, desgaste excesivo de las superficies dentales opuestas, erosión excesiva y rugosidad de la superficie de la cerámica, profundización del margen del cemento, estética inaceptable, agrietamiento, fractura debido a astillamiento, y fractura del material.

La presencia de fractura debido a astillamiento no representa por sí sola un fracaso. Sin embargo, si la superficie de la fractura no puede ser tallada y pulida sin generar calor que pueda lesionar la pulpa, o si el área de fractura es un área de estrés funcional que no permite una reparación adecuada con un compuesto de base de resina, la restauración debe entonces clasificarse como un fracaso. Chadwick y colaboradores sugirieron muchos factores que afectan la supervivencia de las restauraciones:

-El tipo de dentición.

-Sitio de la restauración.

-Tamaño de la restauración.

-Razones para la colocación.

-Presencia de caries.

-Edad, sexo, características socioeconómicas del paciente.

-Higiene oral.

Otros factores tales como la fuerza de apretamiento del paciente, la presencia de dientes adyacentes u opuestos, la severidad de los defectos producidos por el proceso de elaboración, y la aceptación del tratamiento por parte del paciente también pueden afectar la supervivencia, por lo tanto Chadwick y cols. indicaron que la determinación del fracaso es muy problemática debido a que no existe un estándar aplicado universalmente para que los odontólogos determinen el éxito o fracaso de las restauraciones.¹

Layton y walton en el 2012, investigaron la tasa de supervivencia de carillas feldespáticas en un periodo de seguimiento de 21 años, el cual mostró tasas de supervivencia de 5 años del 96% ± 5%, a los 7 años del 96% ± 5%. a 10 años del 93% ± 2% y del 91%), La tasa de supervivencia acumulada de 21 años fue del 96% ± 2%, cuando son adheridas al esmalte.¹²

Layton y Clarke en el 2013 realizaron una revisión sistemática y meta análisis de la supervivencia de carillas no feldespáticas en un periodo de seguimiento de 5 y 10 años, se incluyeron 10 estudios de carillas cerámicas realizadas con IPS Empress, IPS Empress 2, Cerinato y VITA mark I, VITA mark II, Ivoclar Pro Cad que fueron elaboradas en CAD/CAM; dando como resultado una tasa de supervivencia de

carillas no feldespáticas del 90% , Empress del 92,4%, Empress II 95%, Cerinato 96%, y las diferentes porcelanas con el sistema CEREC 92% en un periodo de seguimiento de 5 años. La tasa de supervivencia de las carillas Empress en un periodo de seguimiento de 10 años fue del 94%. Para Empress II no se encontraron estudios en un periodo de 10 años ².

Dumfahrt y cols. Evaluaron 318 carillas colocadas en 84 pacientes en un tiempo de observación de 118 meses, concluyeron que la tasa de supervivencia probable de carillas cerámicas fue del 93,5%, la causa de fracaso más encontrada fue la fractura de la cerámica, la tasa de fracaso incrementa en parafunción y dientes no vitales.³²

1.5. OBJETIVOS

1.5.1. OBJETIVO GENERAL

Comparar la adaptación marginal externa de carillas de disilicato de Litio elaboradas con técnica CAD- CAM frente a la técnica inyectable.

1.5.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS.

- Establecer la adaptación marginal externa de carillas de disilicato de litio elaboradas en técnica CAD- CAM.

- Establecer la adaptación marginal externa de carillas de disilicato de litio elaboradas en técnica inyectada.
- Evaluar la adaptación marginal externa de carillas de Disilicato de litio técnica CAD/CAM, en diferentes puntos de la interface.
- Evaluar la adaptación marginal externa de carillas de Disilicato de litio técnica inyectada, en diferentes puntos de la interface.

2. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1. TIPO DE ESTUDIO

Experimental In vitro.

2.2. OBJETO DE ESTUDIO

Adaptación marginal de carillas de disilicato de litio en técnica CAD / CAM e inyectada

2.3. MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO

Carillas de disilicato de litio: técnica inyectada y técnica CAD/CAM.

2.4. MUESTRA

15 carillas de Disilicato de litio técnica CAD CAM

15 Carillas de Disilicato de litio técnica Inyectada

2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.5.1. CRITERIOS DE INCLUSION

Carillas de Disilicato de litio técnica CAD/CAM

Carillas de Dilicato de litio técnica inyectada

Carillas cerámicas que presenten adaptación marginal al método visual

2.5.2 CRITERIOS DE EXCLUSION .

Carillas con incompatibilidades estructurales

2.6 UNIDAD DE ANALISIS

Micras Um

2.7 Tabla de operacionalización de variables

NOMBRE	OPERACIONALIZACIÓN	NIVEL	ESCALA	RELACIÓN
Adaptación marginal	Um	cuantitativa	discreta	Dependiente

Técnicas de elaboración	CAD/CAM INYECTADA	Cualitativa	Nominal	Independiente
Superficies	Mesial Distal Palatino Cervical	Cualitativa	Nominal	Independiente

3. PROCEDIMIENTO

Se elaboraron 30 carillas de disilicato de litio las cuales se dividieron en dos grupos: 15 carillas en técnica inyectada y 15 carillas en técnica CAD-CAM. El estudio se realizó en los siguientes pasos:

SELECCIÓN DE LA PREPARACIÓN. Cada investigador realizó 5 preparaciones para carillas en dientes incisivos centrales superiores de ivorina, teniendo en cuenta los parámetros de preparación y diseño sugeridos por Ivoclar Vivadent. (Figura 3)

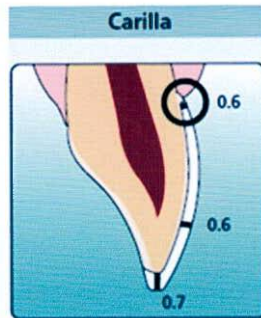


Figura 3. Preparación para carilla sugerida por la casa comercial Ivoclar Vivadent.

Se elaboraron matrices en silicona de condensación de cada uno de los dientes de ivorina a preparar. Posterior a esto se realizaron planos guías en la superficie vestibular e incisal con una fresa de punta diamantada anillada (diámetro de 0.5mm); se realizó la preparación y definición de la línea terminal con una fresa troncocónica diamantada de halo rojo y se realizó el pulido final con una fresa troncocónica multihojas. (Figura 4a,4b,4c)

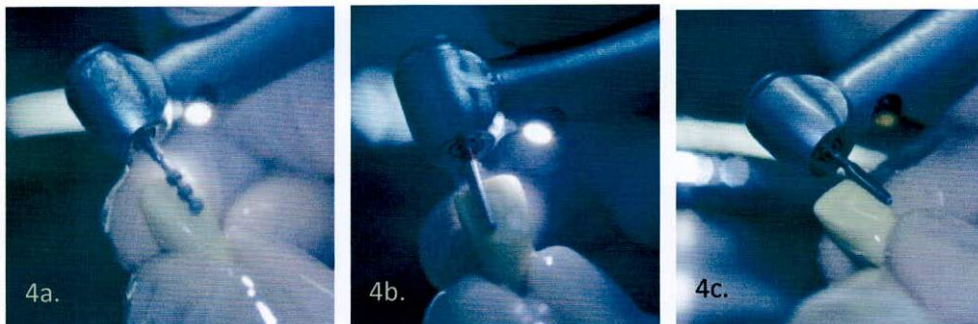


Figura 4. Preparación de diente de ivorina. (4a) fresa de punta diamantadas anillada, fresa troncoconica (4b), fresa multihojas (4c)

Posterior a esto se realizaron los provisionales con la ayuda de las matrices realizadas inicialmente de cada diente de ivorina (Figura 5) y de esta forma se

verificaron la medidas por superficie vestibular, palatina, mesial y distal de cada preparación. (Figura 6a 6b y 6c)



Figura 5. Prueba de la matriz.



Figura 6. Medición de la preparación a nivel incisal (6a), vestibular (6b), cervical (6c).

De este modo se seleccionó la preparación que presentaba las medidas sugeridas por la casa fabricante para la realización de las carillas. (Figura 7 a, b y c)

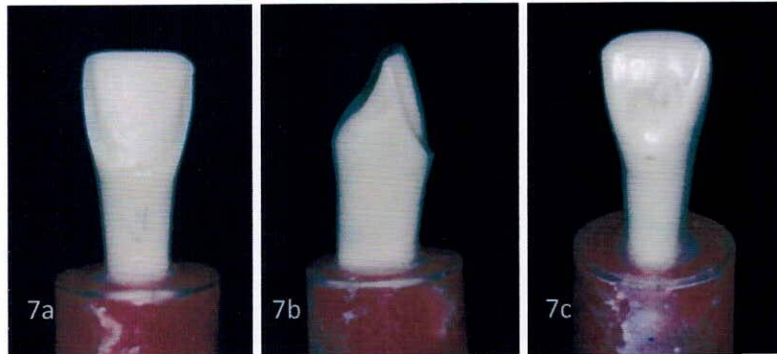


Figura 7. Preparación de carilla seleccionada para realizar toquel maestro. vista vestibular (7a), lateral (7b), palatina (7c).

TROQUEL MAESTRO. Para la realización del troquel maestro se tomó una impresión al diente de ivorina seleccionado y se realizó un vaciado en Pattern resin (GC). (Figuras 8a, 8b y 8c)

Una vez polimerizado se verificaron las dimensiones, línea de terminación y se realizó el colado. (Figuras 9a, 9b y 9c)

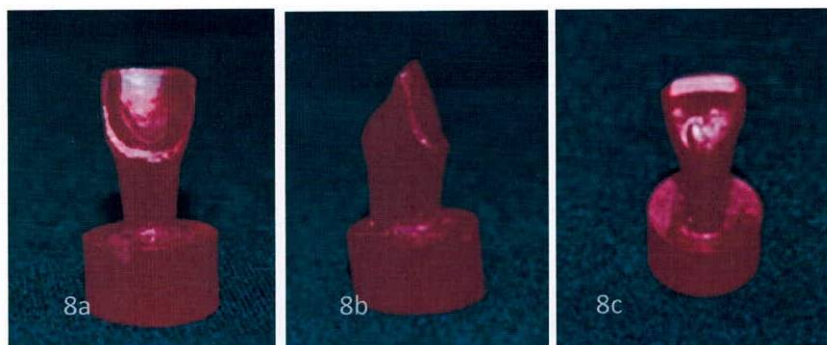


Figura 8. Duplicado en patter resin. Vista vestibular (8a), lateral (8b), palatina (8c).

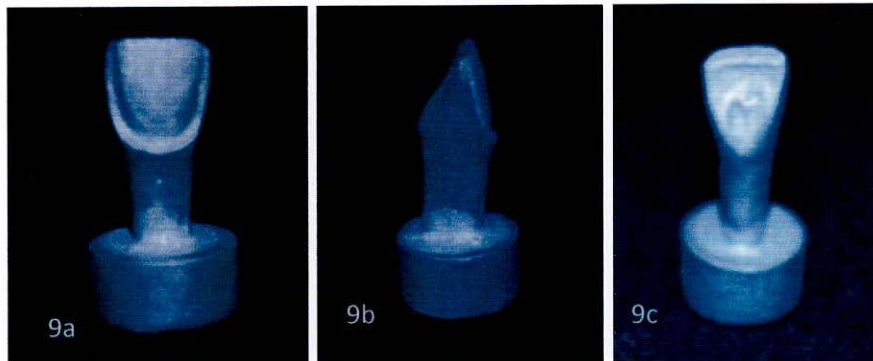


Figura 9. troquel maestro colado en metal base. Vista vestibular (9a), lateral (9b), palatina (9c).

IMPRESIONES. Al troquel maestro se le tomaron 30 impresiones definitivas con silicona por adición Elite HD (zhermack) para realizar 30 troqueles en resina epóxica. Para la toma de impresiones se utilizaron 30 tapones de PVC perforados como cubetas individuales. Las impresiones se realizaron con técnica de dos pasos: la primera impresión se tomó con silicona de consistencia masilla previo posicionamiento del provisional (Figura 10) se retiró el provisional, se realizaron los canales de escape y se tomó la segunda impresión con silicona de consistencia liviana. (Figura 11



Figura 10. Impresión con silicona pesada.

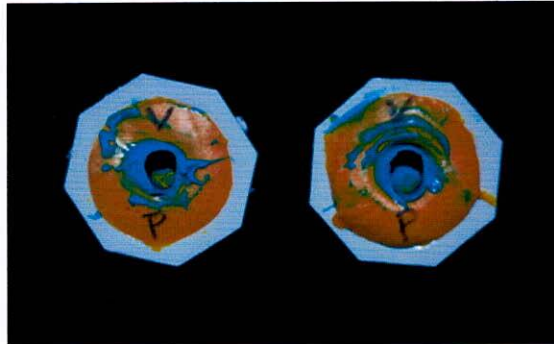


Figura 11. segunda impresión con silicona liviana.

TROQUELES. Se mezcló en partes iguales la resina epóxica, se realizó el vaciado sobre el vibrador y luego se colocó en el Wiropress durante 30 minutos para la eliminación de burbujas y se dejó polimerizar por 24 horas. (Figura 12)

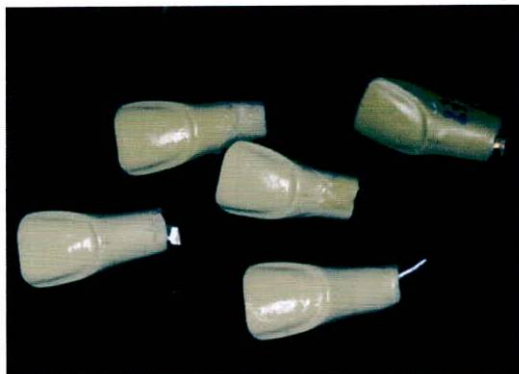


Figura 12. Troqueles en resina epoxica.

Se verifica que cada troquel obtenido cumpla las características del troquel maestro.

Son almacenados y tabulados. (Figura 13)



Figura 13. Troqueles en resina epóxica debidamente almacenados y tabulados

CARILLAS. Se procedió a realizar las 15 carillas de disilicato de litio técnica inyectada y 15 carillas de disilicato de litio técnica CAD-CAM de la siguiente manera:

TÉCNICA INYECTADA:

Las carillas fueron realizadas utilizando el mismo principio de la técnica de la cera perdida. Se realizó un encerado de las carillas sobre cada uno de los 15 troqueles y se verificó su adaptación marginal con técnica visual y táctil. (Figura 14).



Figura 14. Encerado de carillas en 15 troqueles de resina epóxica.

Estos encerados fueron posicionados en grupos de 3 en la base de un cilindro de revestimiento de 100mg (figura 15), se vierte el revestimiento (Bellabest SH) y se espera un tiempo de fraguado de 60 minutos, posteriormente este cilindro de revestimiento pasa por un proceso de precalentamiento donde es fundida la cera (figura 16), se introduce la pastilla e-max press HT B1 (Ivoclar-Vivadent) y el pistón Alox (figura 17a, 17b) y es llevado al horno de inyección Ivoclar vivadent (Programat EP 5000) el cual fue programado automáticamente para completar el ciclo de inyección (figura 18).



Figura 15. Encerado posicionado en la base del cilindro de revestimiento.



Figura 16. Horno para realizar un precalentamiento del cilindro de revestimiento.

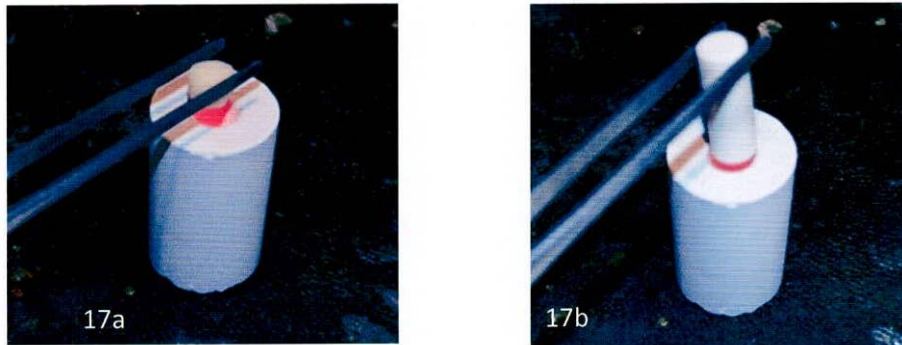


Figura 17. Colocación de Pastilla e-max press HT B1Ivoclar-Vivadent (17a) y el pistón Alox (17b) en cilindro de revestimiento caliente.

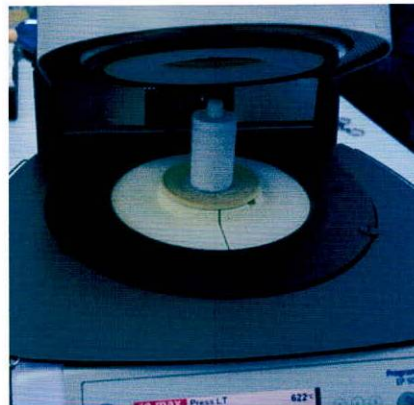


Figura 18. Horno de inyección Programat EP 5000 Ivoclar Vivadent.

En este proceso el espacio de la cera es ocupado por la cerámica de disilicato de litio fundida mediante la compresión del embolo de alúmina. Posterior al enfriamiento, el cilindro de revestimiento fue cortado con discos de diamante y es removido de las carillas con chorro de partículas de vidrio de 50 μm (presión de 2 bar), se pulieron y se aplicó glaze. Se posicionaron las carillas en su respectivo

troquel donde se verificó su adaptación marginal con el método visual y táctil, en caso de ser necesario se realizó un ajuste interno. (Figura 19).



Figura 19. Carilla de disilicato de litio técnica Inyectada.

TÉCNICA CAD-CAM:

Para la realización de las 15 carillas en disilicato de litio técnica CAD-CAM se utilizó el sistema CEREC 3D MC XL, Sirona y bloques de disilicato de litio (e-max CAD HT B1/C14 Ivoclar-Vivadent). Un aerosol de óxido de titanio pulverizado fue aplicado en la superficie de cada troquel de resina epóxica para tener una difusión uniforme de la luz y mejor visualización de la preparación (figura 20), seguidamente se realizó la captación de la imagen de la preparación con la ayuda de una cámara 3D (figura 21). La imagen óptica adquirida fue trasladada al software CAD donde es marcada la línea de terminación en el modelo digital y se diseña la carilla (figura 22, 23).



Figura 20. Aplicación de aerosol de óxido de titanio pulverizado

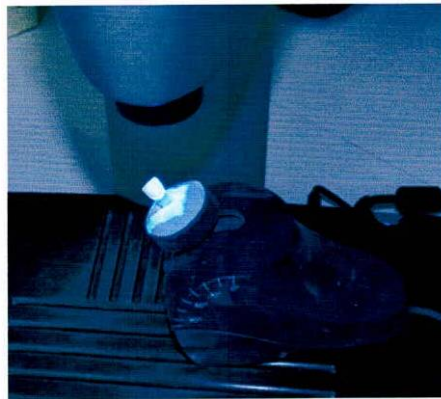


Figura 21. Captación de la imagen de la preparación con la ayuda de una cámara 3D

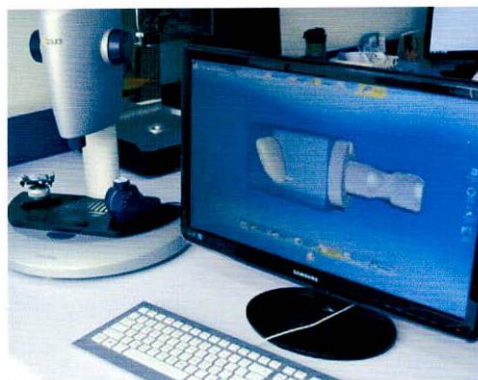


Figura 22. Equipo Sirona CAD

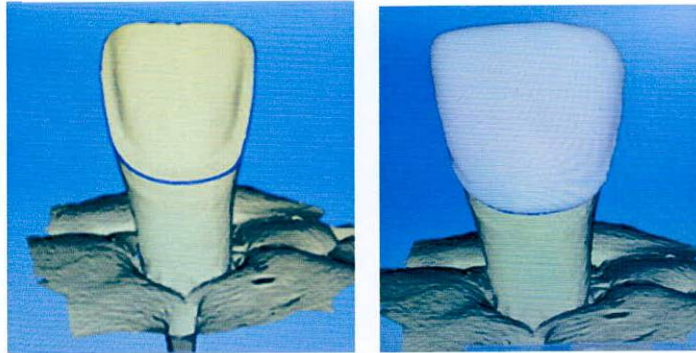


Figura 23. Marcación de línea terminal de la preparación y diseño de carilla en el software CAD

El sistema CEREC In Lab MC XL (figura 24) consta de 2 puntas diamantadas en una unidad modular en el cual es fresado el bloque de disilicato de litio. Terminado el fresado, las carillas se cristalizan en un horno a 850°C. Se pulieron y se aplicó glaze (figura 25). Se posicionaron las carillas en su respectivo troquel donde se verificó su adaptación marginal con el método visual y táctil, en caso de ser necesario se realizó un ajuste interno.

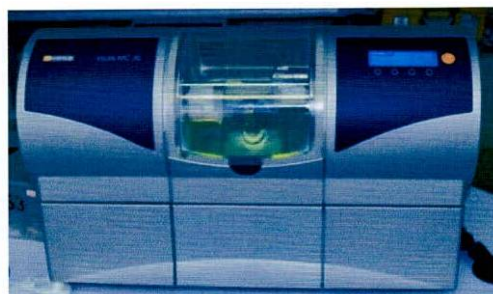


Figura 24. Sistema de fresado Cerec In Lab MC XL.



Figura 25. Carilla de disilicato de litio técnica CAD-CAM.

A todas las carillas CAD-CAM e inyectadas se les realizó una verificación táctil con explorador Hu Friedy #5 nuevo, y una exploración visual con una lupa de 4X verificando la adaptación marginal. Las carillas fueron rotuladas y empacadas individualmente (figura 26a, 26b).

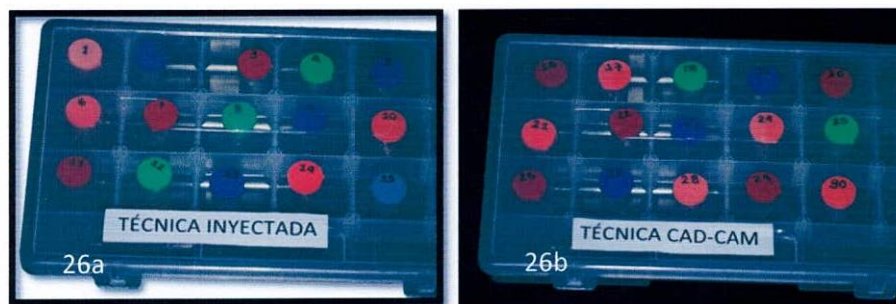


Figura 26. Carillas técnica Inyectada (26a) y CAD-CAM (26b) debidamente rotuladas y almacenadas.

MEDICIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL. Para la medición de la adaptación marginal de todas las carillas de disilicato de litio sin cementar se tomaron cuatro puntos de referencia: vestibular, palatino, mesial y distal. Es medida cada superficie y se marcó el centro de cada superficie en todos los troqueles para realizar su medición. Se fijaron las carillas a su respectivo troquel con cera pegajosa en 4

puntos alejados de los sitios de medición ya determinados (Figura 27) y se verificó nuevamente la adaptación de las carillas mediante el método visual y táctil. Con la ayuda de un experto externo calibrado se tomaron las fotografías con estereomicroscopico con objetivo de 80X (Figura 28) y con el software analizador de imágenes se realizaron las mediciones en cada superficie vestibular, palatina, mesial y distal de todas las muestras. (Figura 29a,29b)

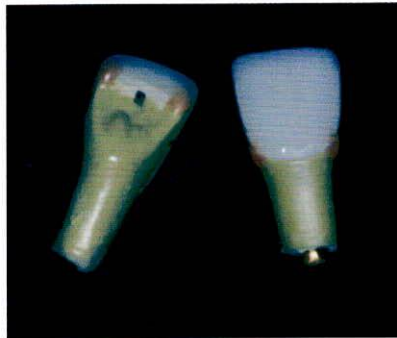


Figura 27. Carillas fijadas con cera pegajosa para realizar las mediciones



Figura 28. Medición de la adaptación marginal en estereomicroscopio.

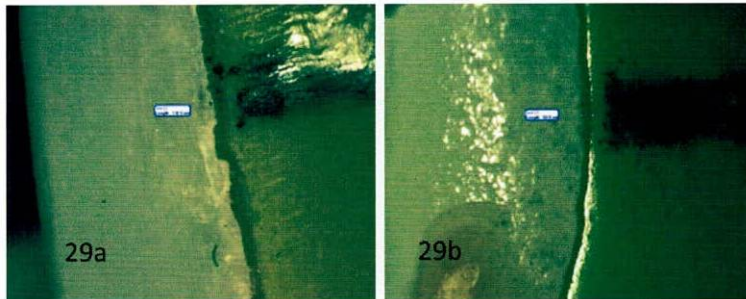


Figura 29. Muestra de fotografía de mediciones. (28a). Carillas CAD-CAM (28b) carillas Inyectadas.

4. RESULTADOS

Al comparar la adaptación marginal de las carillas en cada superficie se encontró:
(Figura 30 , tabla1)

Distal: En los promedios de la técnica CAD-CAM ($78 \pm 34 \mu$) y de la técnica prensada ($58 \pm 21 \mu$) no se encontró diferencia estadísticamente significativa, $P=0,065$

Mesial: En los promedios de la técnica CAD-CAM ($76\pm 28\mu$) y de la técnica prensada ($67\pm 18\mu$) no se encontró diferencia estadísticamente significativa, $P=0,0341$

Palatino: En los promedios de la técnica CAD-CAM ($85\pm 38\mu$) y de la técnica prensada ($84\pm 18\mu$) no se encontró diferencia estadísticamente significativa, $P=0,956$.

Vestibular: En los promedios de la técnica CAD-CAM ($104\pm 30\mu$) y de la técnica prensada ($63\pm 25\mu$) se encontró diferencia estadísticamente significativa, $P < 0.001$.

Total de valor P: En la sumatoria de la totalidad de las superficies los promedios para la técnica CAD-CAM ($342\pm 86\mu$) y para la técnica prensada fue de ($272\pm 38\mu$), encontrando diferencia estadísticamente significativa, $P= 0,008$. (Figura 31 y tabla 1)

Figura 30. Valores medios de la adaptación marginal externa (um) en cada superficie.

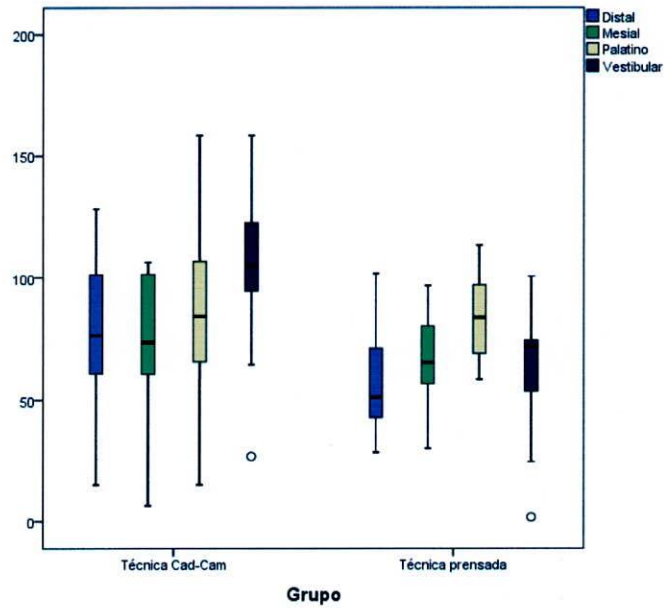


Figura 31. Valores medios de la adaptación marginal externa (um) en el total de las superficies.

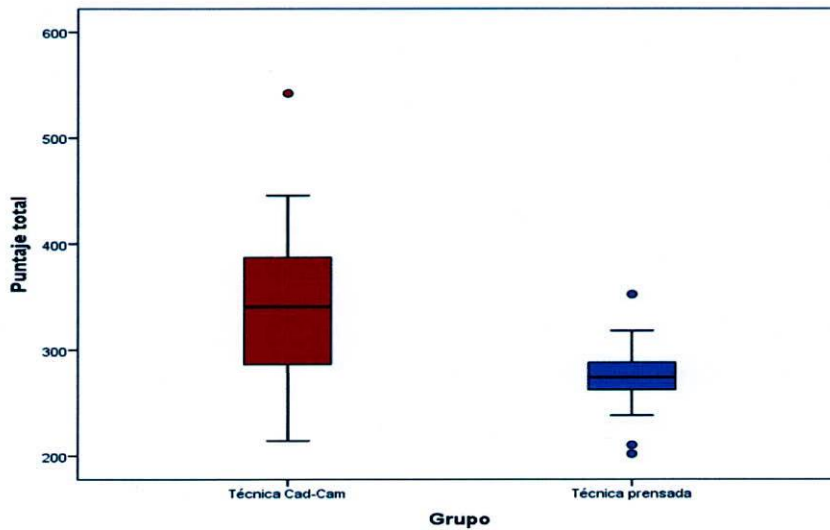


Tabla 1 .Valores medios de la adaptación marginal externa (μm) en cada superficie y puntaje total

		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo	P
					Límite inferior	Límite superior			
Distal	Técnica Cad-Cam	15	78	34	59	97	15	128	0,065
	Técnica prensada	15	58	21	46	69	28	102	
Mesial	Técnica Cad-Cam	15	76	28	60	91	6	106	0,341
	Técnica prensada	15	67	18	57	77	30	97	
Palatino	Técnica Cad-Cam	15	85	38	64	106	15	159	0,956
	Técnica prensada	15	84	18	74	94	58	113	
Vestibular	Técnica Cad-Cam	15	104	30	87	121	27	159	<0.001
	Técnica prensada	15	63	25	49	77	2	100	
Puntaje total	Técnica Cad-Cam	15	342	86	294	390	214	542	0,008
	Técnica prensada	15	272	38	252	293	202	352	

5. DISCUSIÓN

Este estudio se realizó para cuantificar y comparar la adaptación marginal externa de carillas de disilicato de litio en sus técnicas de elaboración inyectada y CAD-CAM.

Debido a los diferentes resultados de adaptación marginal en los estudios actualmente no hay un consenso del valor máximo de adaptación marginal, lo cual puede ser asociado a variaciones en el método de medición utilizado como son el estereomicroscopio, barrido electrónico, técnica de impresión, examen visual y táctil.^{1,34} De igual modo, influye el número y localización de los puntos de medición analizados, así como la habilidad del operador.^{1,34}

Se tomó como valor máximo de adaptación marginal clínica aceptable 100 μm de acuerdo a lo reportado en la literatura por May 1998, Souza 2003, Lee 2008, Pelekanos 2009, Guess y Mously 2014. En la presente investigación las medidas de adaptación marginal mostraron discrepancia en un rango de $58 \pm 21\mu\text{m}$ y $104 \pm 30 \mu\text{m}$, para las técnicas inyectada y CAD CAM respectivamente lo cual se considera clínicamente aceptable según lo reportado en la literatura.¹⁷

Se comprobó que el tipo de técnica de elaboración CAD-CAM e inyectada con una media del total de las superficies de 342 y 272 μm respectivamente con una diferencia estadísticamente significativa ($p= 0,008$) influye en la adaptación marginal de las carillas de disilicato de litio confirmado por Aboushelib en 2012, quien reporto

una media 545.8 μm y 242.4 μm respectivamente.¹ En esta investigación los valores medios obtenidos en la técnica CAD CAM fueron menores lo cual pudo ser influenciado por la verificación de adaptación marginal con el método visual y táctil y su posterior ajuste interno realizado cuando fue necesario.¹

Al comparar las superficies, se observó que la superficie vestibular de la técnica CAD-CAM presentó significativamente menor adaptación ($p = < 0.001$) frente a la demás superficies con una media de 63 y 104 μm para la técnica inyectada y CAD-CAM respectivamente, lo cual fue confirmado por el estudio de Aboushelib en 2012. Estos resultados que desfavorecen a la técnica CAD-CAM en la superficie vestibular se pueden asociar a factores como el diseño de la preparación y limitaciones en el sistema CAD-CAM utilizado.^{1,16,41} El diseño de preparación más usado para carillas es con sobrepaso palatino reportado en el meta análisis de Da Costa y Col. en el 2013,¹¹ sin embargo este diseño de preparación puede dificultar el escaneo del sistema CAD-CAM, debido al acceso limitado de la fresa en la superficie interna incisal de la restauración resultando en propiedades marginales inferiores. Además de estas limitaciones el hardware de la cámara, el equipo de escaneo y maquinado pueden producir errores durante el trazado manual y el fresado fino de la línea de terminación.^{1,16,41}

El resultado favorable de la técnica de inyección puede relacionarse a la verificación de la adaptación del encerado de la carilla y a su proceso de inyección donde el lingote de porcelana fundida es inyectado bajo una presión, temperatura y vacío

controlados asegurando una reproducción precisa de los detalles finos especialmente en los márgenes.¹⁶

Cabe mencionar que no hay un protocolo establecido de estandarización para este tipo de estudios en cuanto al tipo de preparación y al modelo maestro idóneo a ser utilizado.

La realización de carillas cerámicas con la técnica CAD-CAM e inyectada, deben ser supervisadas paso a paso y verificadas clínicamente antes de ser cementadas, ya que estas técnicas son sensibles a variaciones durante su proceso de fabricación en el laboratorio.

Se sugiere realizar nuevos estudios que evalúen la adaptación marginal externa e interna en carillas de disilicato con un diseño de preparación sin sobrepaso palatino debido a que el mayor inconveniente en el asentamiento de las carillas se presentó en los ángulos internos de las carillas CAD-CAM.

Existen varias limitaciones en este estudio. Las impresiones fueron tomadas de un modelo maestro realizado en metal base y posteriormente duplicado con resina epóxica, lo cual se diferencia de las características superficiales del esmalte en términos de humectabilidad y módulo de elasticidad.

6. CONCLUSIÓN

Con las limitaciones del presente estudio in vitro podemos concluir:

1. Las diferentes técnicas de fabricación afectan la adaptación marginal de las carillas de disilicato de litio.
2. Las dos técnicas inyectada Vs. CAD-CAM estuvieron dentro de los rangos de adaptación marginal clínicamente aceptables de 100 μm .
3. La técnica inyectada mostró una mayor adaptación en comparación a la técnica CAD- CAM, en cuanto a la sumatoria de la totalidad de las superficies evaluadas con una significancia estadística de 0,008.
4. La superficie vestibular de la técnica CAD-CAM Vs la inyectada, presentó menor adaptación marginal con una significancia estadística < 0.001 frente a las demás superficies.

7. RECOMENDACIONES

- Se sugiere realizar nuevos estudios que evalúen la adaptación marginal de carillas en disilicato de litio con un diseño de preparación sin sobrepaso palatino debido a que el mayor inconveniente en el asentamiento de las carillas se presentó en los ángulos internos en la técnica CAD-CAM.
- Se recomienda en próximos estudios evaluar si el espesor de las carillas en disilicato técnica inyectada afecta la adaptación marginal de estas.

- La creación de protocolos de estandarización para este tipo de estudios experimentales in vitro.

BIBLIOGRAFIA

1. 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.
2. Layton D, Clarke M. A Systematic Review and Meta-Analysis of the Survival of Non-Feldspathic Porcelain Veneers Over 5 and 10 Years. *The International Journal of Prosthodontics*. 2013; 26: 11-124
3. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G., Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*. 2000; 28:163–177.
4. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*, 2005; 32:441-447.
5. Kenneth J. Anusavice. *Phillips ciencia de los materiales dentales*. Elsevier España. 2004; 11: 609-46
6. The glossary of prosthodontics terms. 2005; 94 (1):10-92.
7. Culp L, McLaren E. Lithium Disilicate: The Restorative Material of Multiples Options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2010 (31):716-725
8. Miyashita E, Salazar A, *Odontología Estética, estado del arte medica latinoamericana*; 2005;1:155-181
9. Kelly J.R, Benett P . *Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current Practice*. *Australian Dental Journal* 2011; 56 (1): 84–96
10. McLaren. E, Whiteman. Y. *Ceramics: Rationale for Material Selection*. *Compedium of Continuining Education in Dentistry*. 2010; 31 (9): 666 - 679.

11. Da Costaa. D, Coutinhob. M, de Sousac. A, Ennesd. A. A Meta-Analysis of the Most Indicated Preparation Design for Porcelain Laminate Veneers. *J Adhes Dent.* 2013; 15: 215–220.
12. Layton. D, walton.T. The up to 21 year- Clinical Outcome and survival of Feldspathic Porcelain veneers; Accounting for Clustering. *Int J prosthodont.*2012;25:604-612
13. E.D. Rekow,. Silva P.G. Coelho Y. Zhang P. Guess, and V.P. Thompson. Performance of Dental Ceramics: Challenges for Improvements, *Journal Dental Research.* 2011; 90(8):937-95
14. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dentistry.* 2009;5(9)94-103.
15. Pollington. S, Van Noort. R. An Update of Ceramics in Dentsitry, *International journal of Clinical Dentistry.* 2009; 2(4): 283 – 307.
16. Ritter. G. Masters of Esthetic Dentistry Multifunctional uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. *Journal Compilation;* 20102; (5) :332-341
17. Conrad. H, Seong W, Pesun.I, Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2007;(5):389-404
18. Makkar. S, Kaul.S. CAD/CAM Ceramics in Dentistry: An Inside View. *Indian Journal estomatology.* 2012; 3 (2): 119- 122.

19. Dietschi. D, Devigus. A. Prefabricated Composite Veneers: Historical Perspectives, Indications and Clinical Application. *The European Journal of esthetic Dentistry*. 2011; 6 (2): 178 – 187.
20. Zarone. F, Apicella. D, Sorrentino. R, Ferro. V, Aversa. R, Apicella. A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: A 3D-finite element analysis, *Dental Materials* 2005; 21: 1178–1188
21. Vinícius P, Rezende P, Florindo V, Gomez P, Correa R, Barrios A, Coelho A. Esthetic rehabilitation with laminated ceramic veneers reinforced by lithium disilicate. *Quintessence International*. 2014; 45 (2):129-133
22. M. Schmitter, Prof Dr med dent and B. Seydler B, Dr med dent, Minimally invasive lithium disilicate ceramic veneers fabricated using chairside CAD/CAM: A clinical report, *Journal Prosthet Dent*, 2012; 107: 71-74.
23. Schmidt.K, Chiayabutr. Y, Phillips. K, and Kois. J. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers, *J Prosthet Dent* 2011;105: 374-382
24. Giordano. R, Mc Laren. E. Ceramics Overview: Classification by Microstructure and processing Methods, *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2010; 31(9): 283 – 307.
25. Nawafleh Noor A. Accuracy and Reliability of Methods to measure Marginal Adaptation of crowns and FDP`s: A literature review. *Journal of prosthodontics*. 2013; 22 (5): 419-428.

26. Taskonak, B. Sertgöz, A. Two- year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all- ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dental materials* 2006; 22: 1008-1013.
27. Silva, N. Bonfante, E. Martins, L. Valverde, G. Thompson, V. Ferencz, J. Coelho, P. Reliability of Reduced. Thickness and Thinly Veneered Lithium Disilicate Crowns. *J Dent Res.* 2012; 91: 305
28. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems a clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand.* 1993; 514: 201-206.
29. Seo D, Yi.Y, Roh. B, The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns, *Journal of dentistry.* 2009; 37: 374-382
30. Guess P, Thaleia Vagkopoulou, Yu Zhang, Martin Wolkewitz, Joerg R. Strub. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *journal of dentistry.* 2014; 42: 199 – 209
31. Lin T, Liu P, Ramp L, Essig M, Givan D, Pan Y. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *journal of dentistry* 2012; 40: 202-209
32. Beier. U, Kapferer. I, Burtscher. D, Dumfahrt. H. Clinical Performance of Porcelain Laminate Veneers for Up to 20 Years. *Int J Prosthodont.* 2012;25:79–85.

33. Suarez Garcia MJ (Tesis doctoral). Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de determinación. Universidad Complutense de Madrid; 2003; 10-27
34. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2013; :110(6)447-454.
35. Caparroso, C. Duque, J. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2010; 22 (1): 88-108.
36. Hooshmand. T, Rostami. G, Behroozibakhsh. M, , Keshvad, van Noort. R. Interfacial fracture toughness of different resin cements bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Journal of Dentistry.* 2012; 40: 139 – 145.
37. Alghazzawi. T, Lemons. J, Liu. P, . Essig P, Janowski. G. The failure load of CAD/CAM generated zirconia and glass-ceramic laminate veneers with different preparation designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2012;6 (108) 287- 293
38. Colpani J, Borba M, Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials* 2013; 29:174-180.
39. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62: 405- 408.
40. Stappert CF, Chitmongkolsuk S, Silva NR, Att W, Strub JR. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. *Dent Mater* 2008;24:1248–1257.

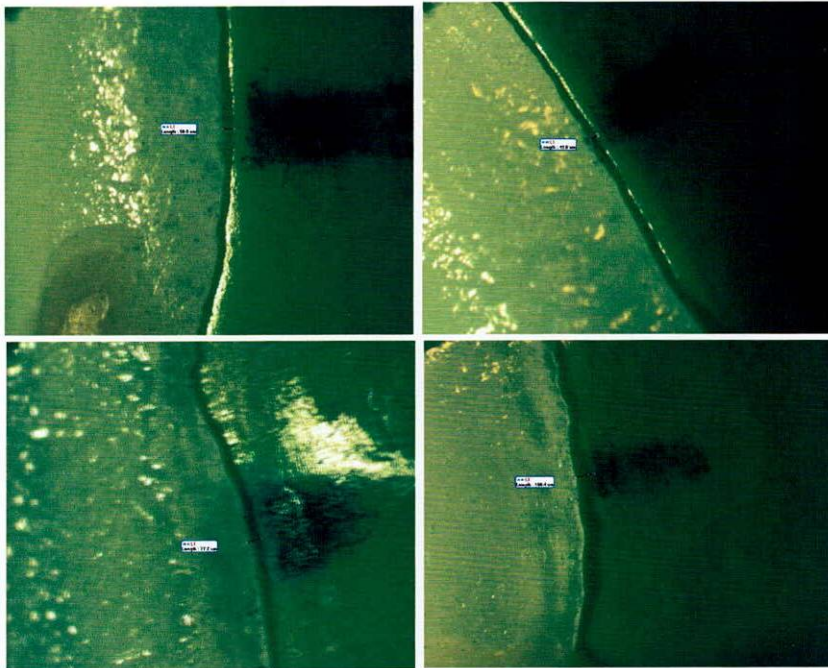
41. Vanlıođlu B, Evren B, Yıldız C, Uludamar A, Özkan Y. Internal and Marginal Adaptation of Pressable and Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Onlay Restorations. *Int J Prosthodont* 2012;25:262–264.

42. Mously H, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and Internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and de heat-press technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014; 112: 249-256

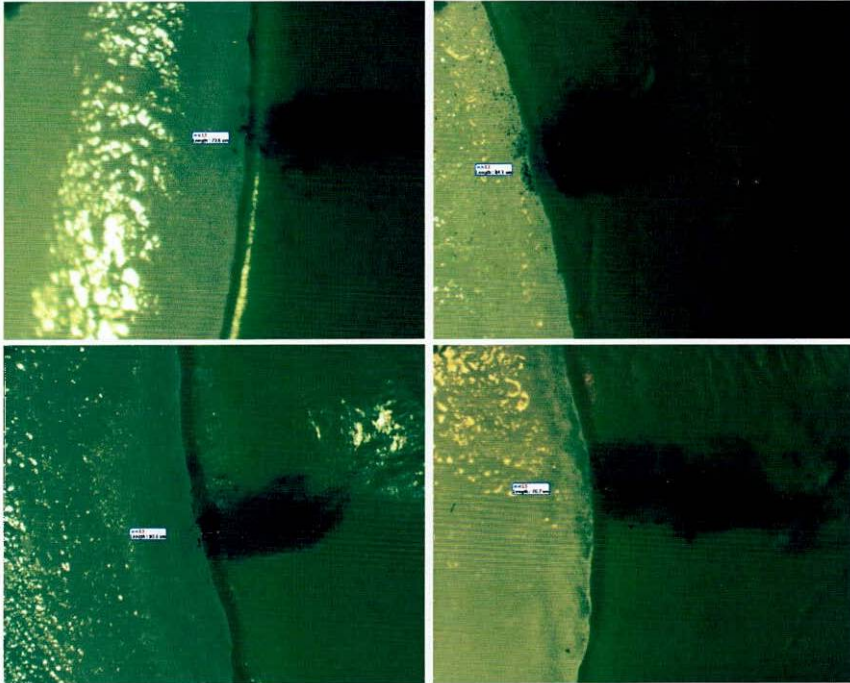
ANEXOS

MEDICIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL DE CARILLAS EN DISILICATO DE LITIO TÉCNICA INYECTADA.

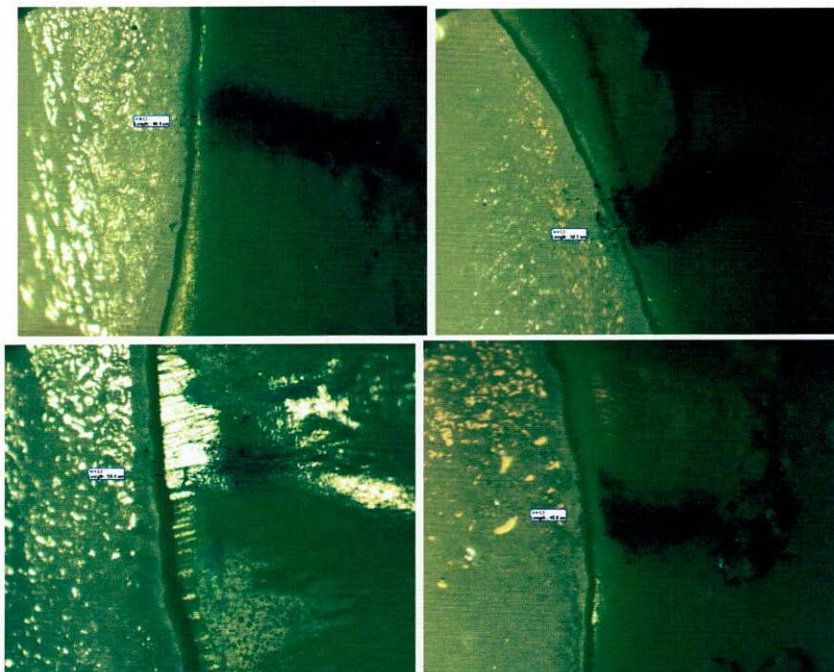
DIENTE 1



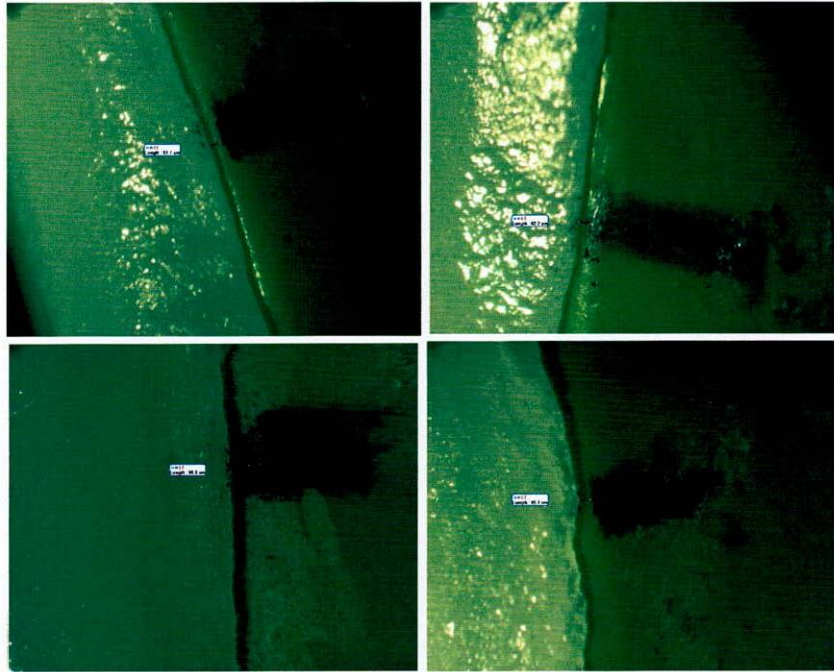
DIENTE 2



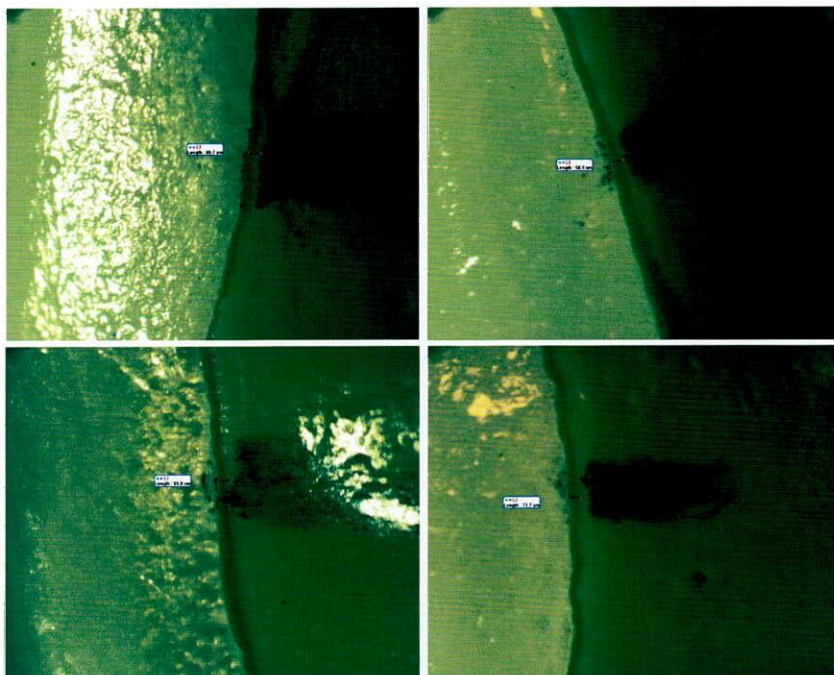
DIENTE 3



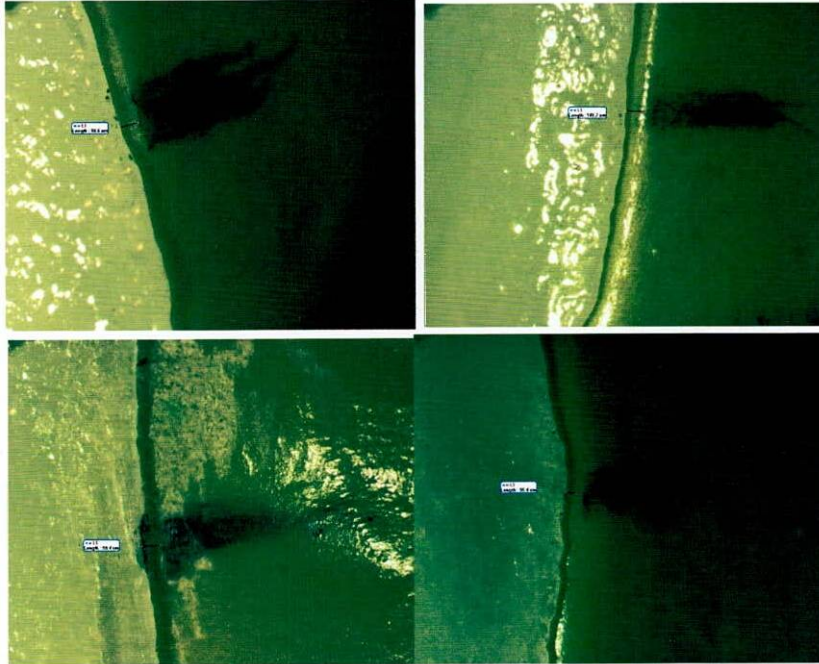
DIENTE 4



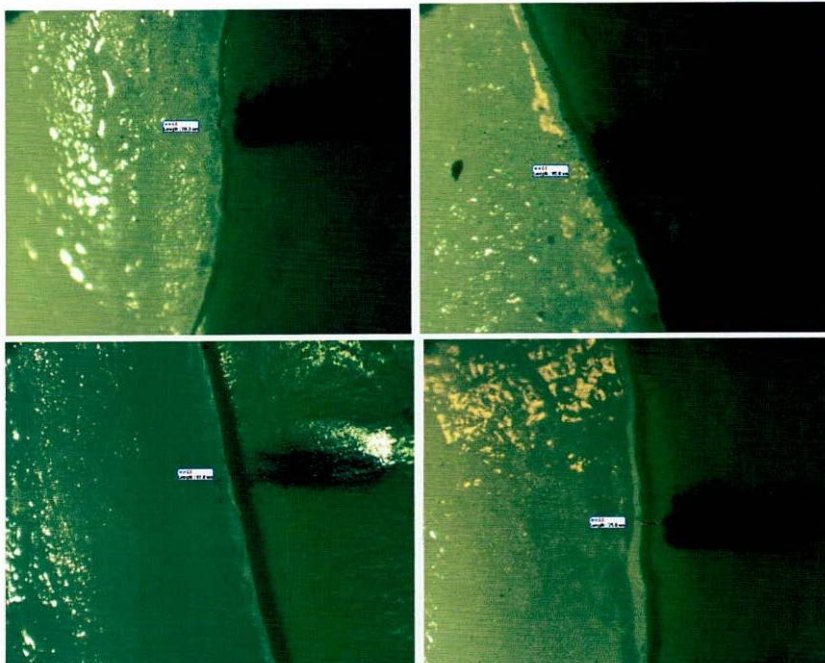
DIENTE 5



DIENTE 6



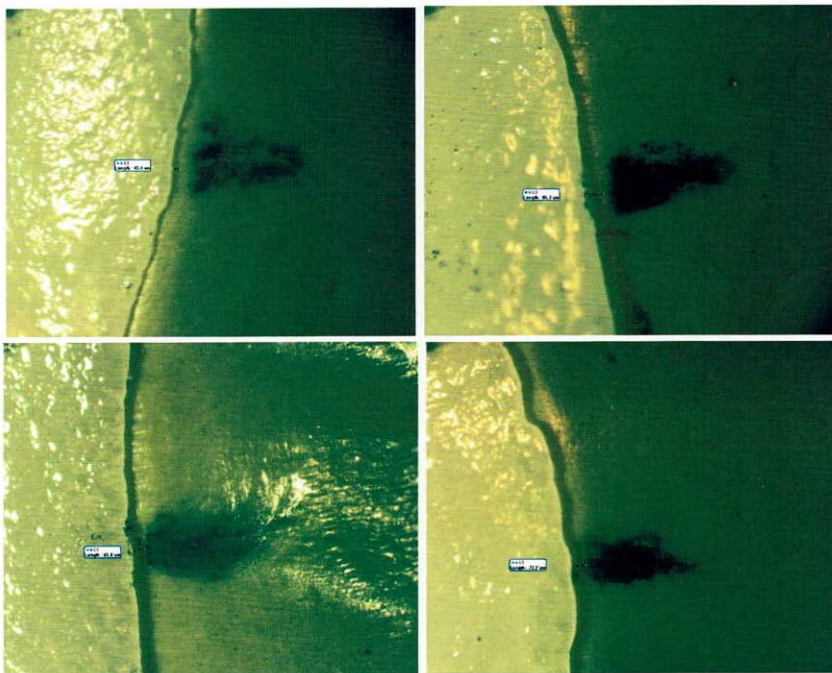
DIENTE 7



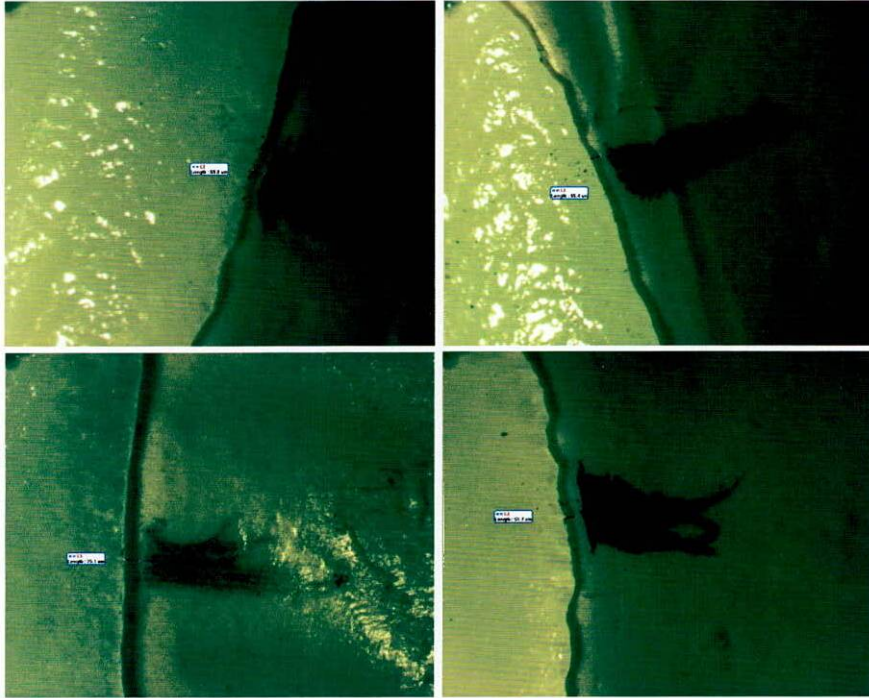
DIENTE 8



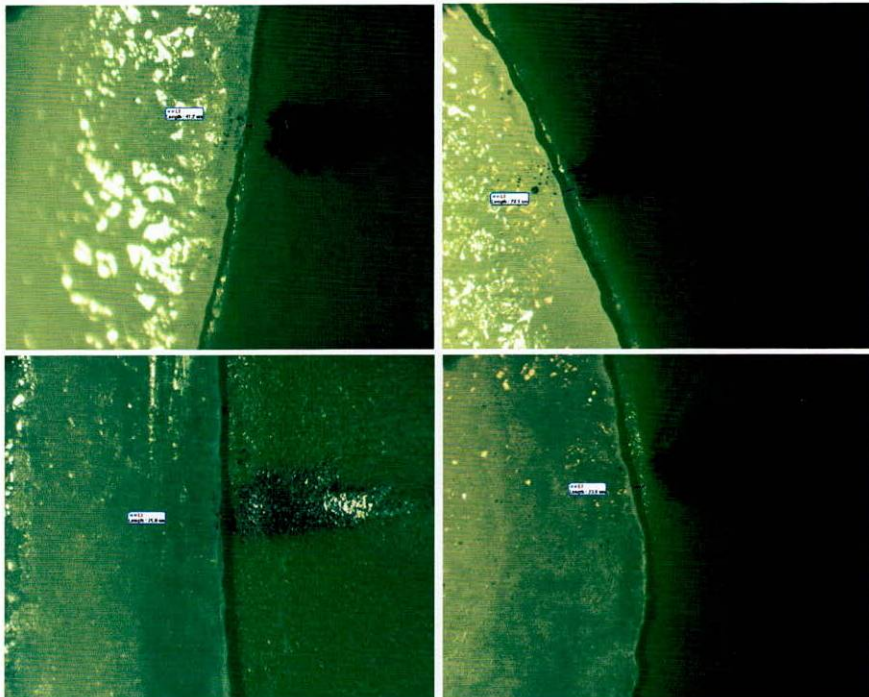
DIENTE 9



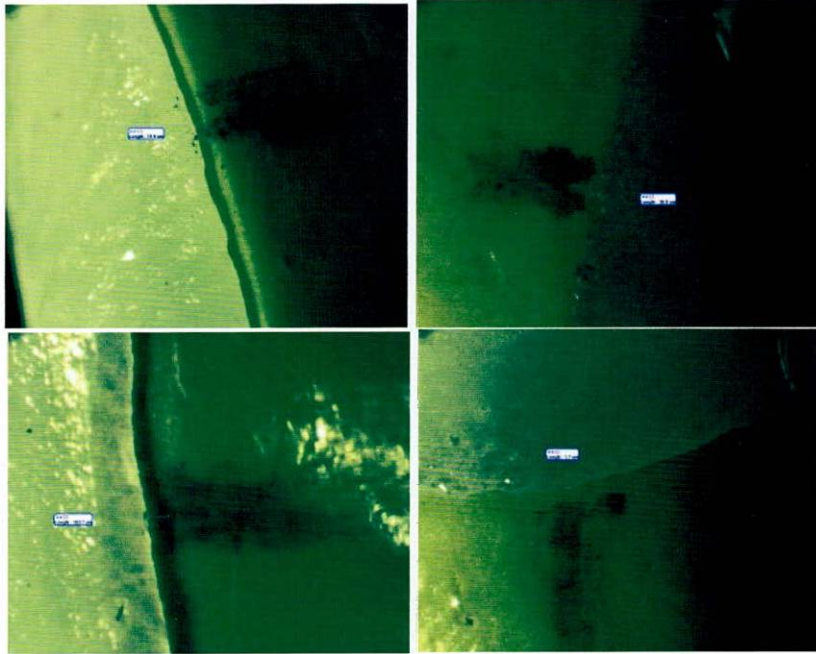
DIENTE 10



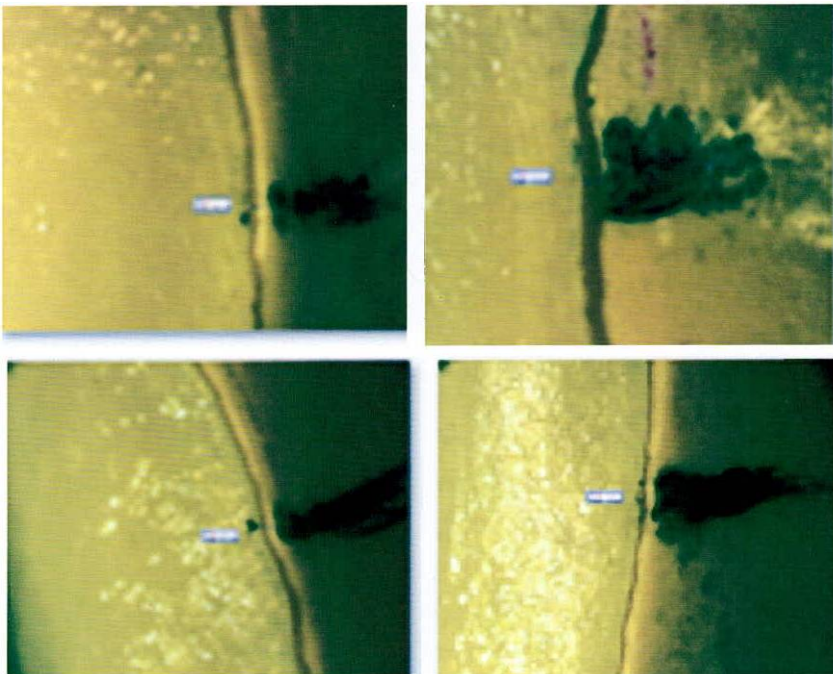
DIENTE 11



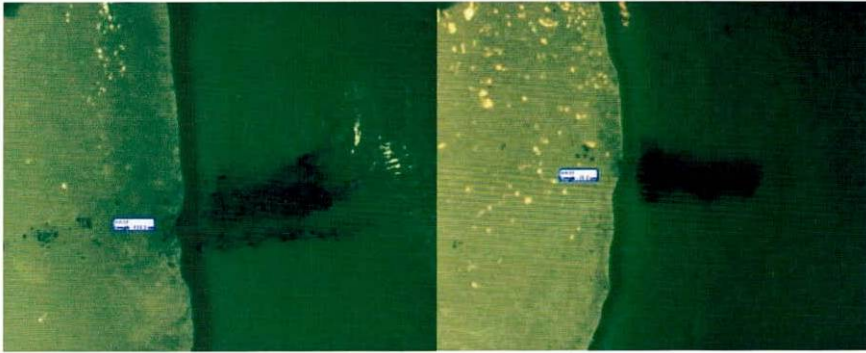
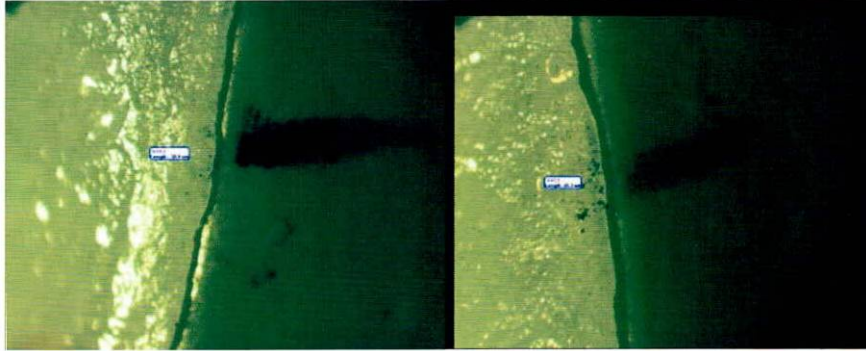
DIENTE 12



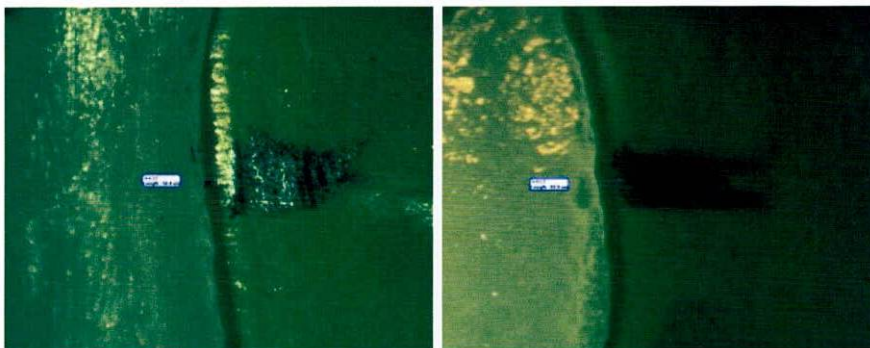
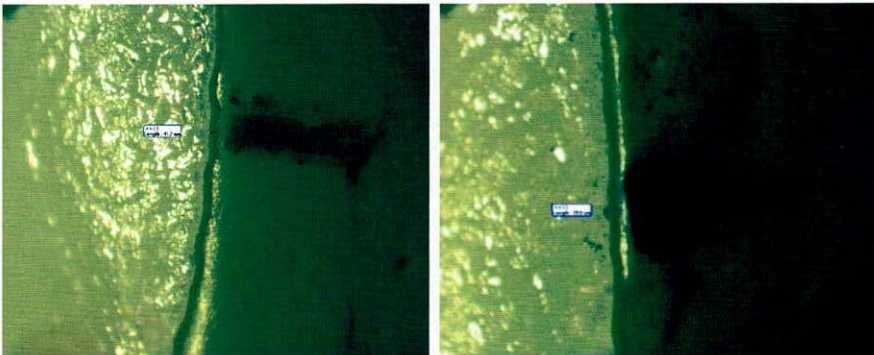
DIENTE 13



DIENTE 14

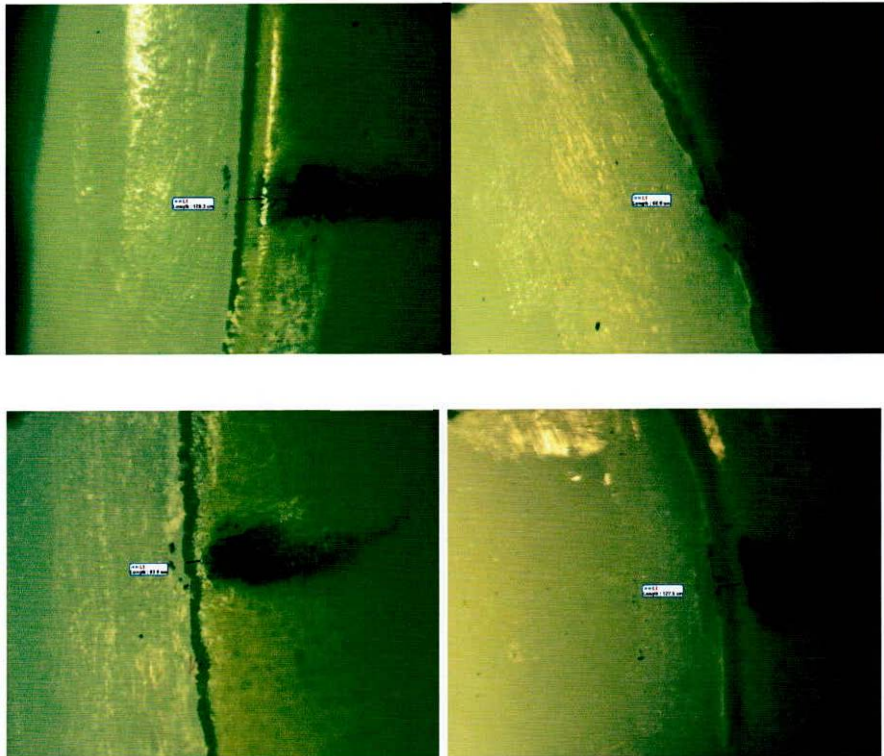


DIENTE 15

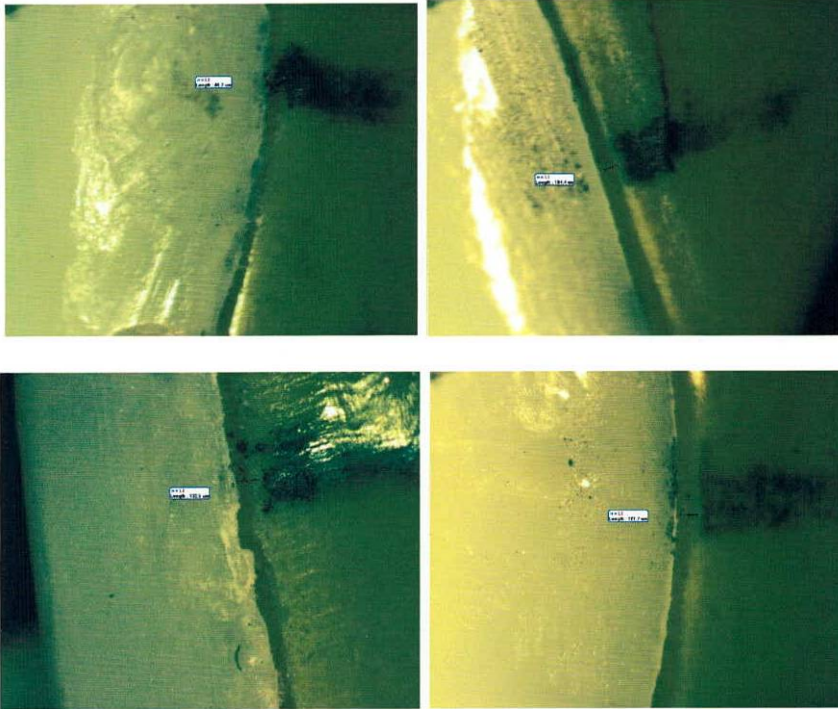


**MEDICIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL DE CARILLAS EN
DISILICATO DE LITIO TÉCNICA CAD-CAM**

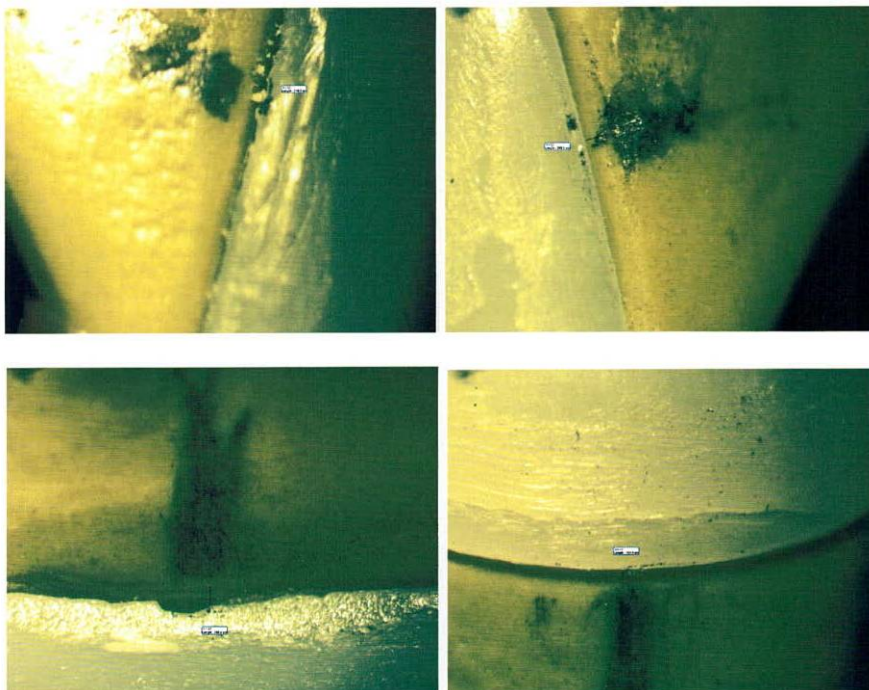
DIENTE 16



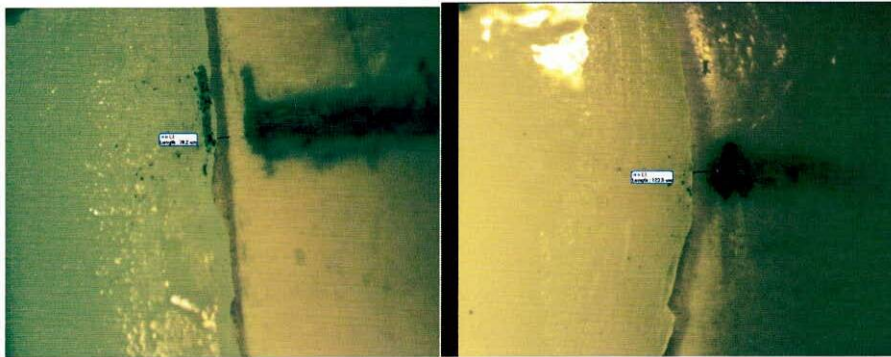
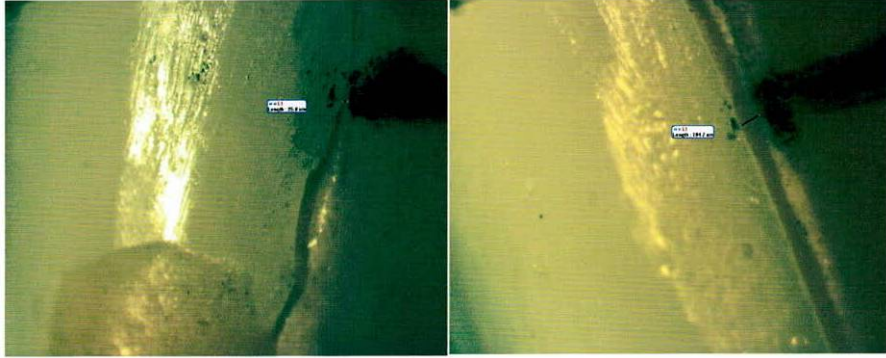
DIENTE 17



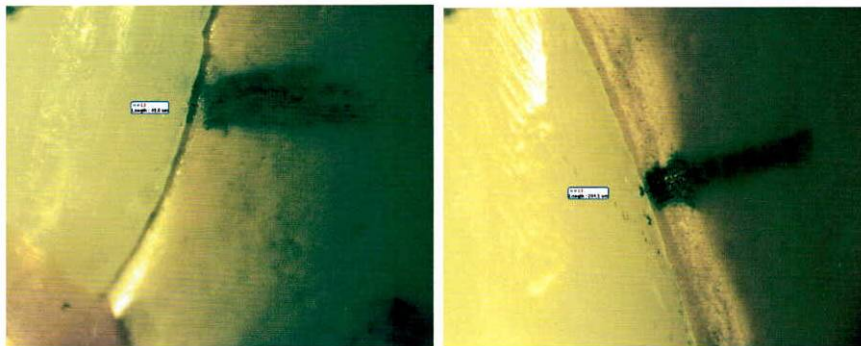
DIENTE 18

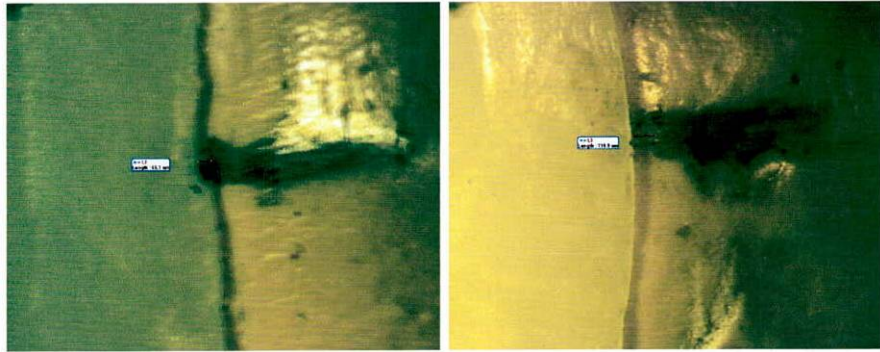


DIENTE 19

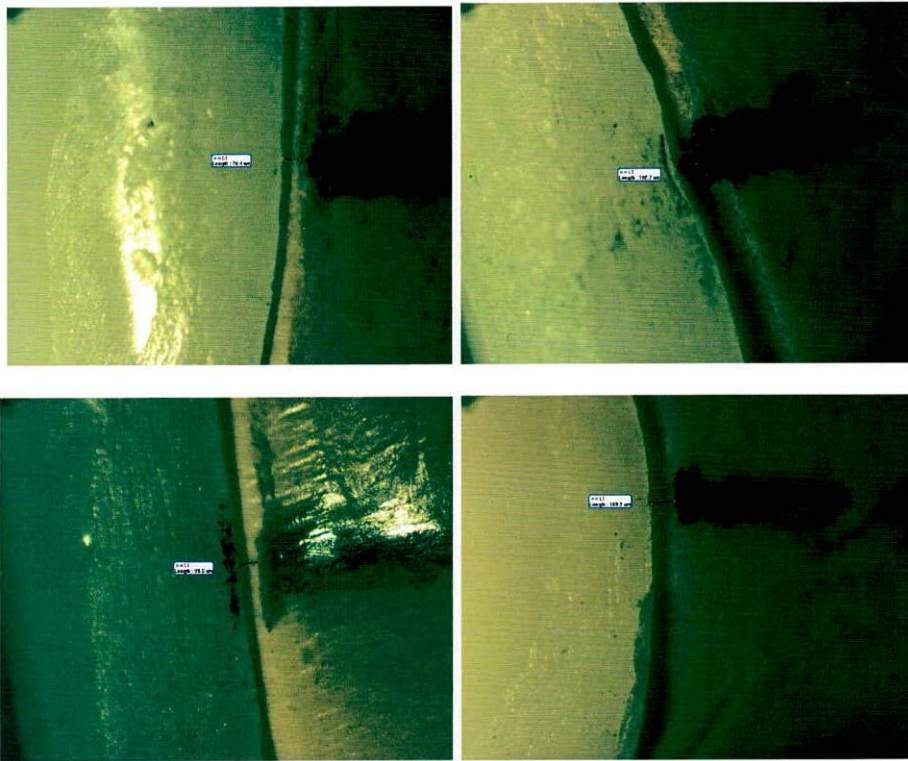


DIENTE 20





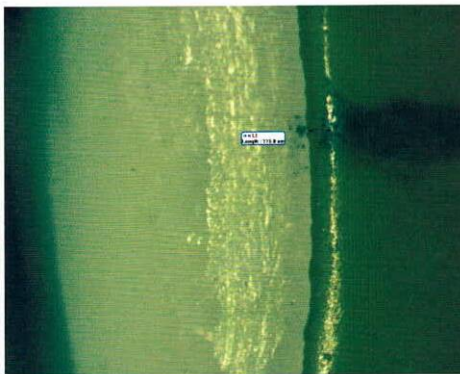
DIENTE 21

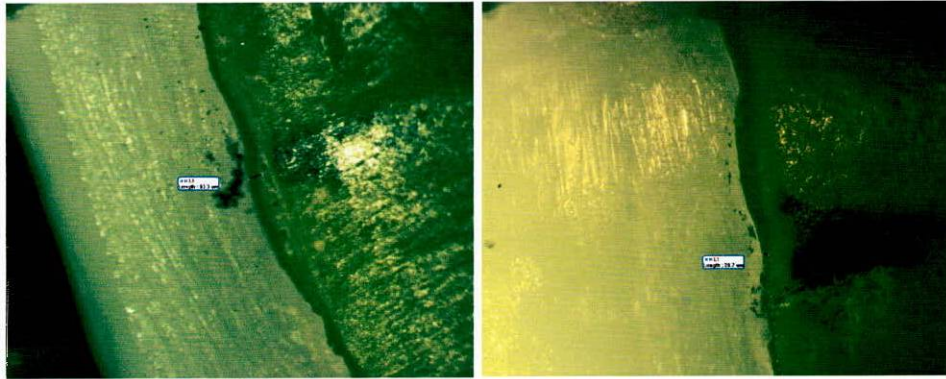


DIENTE 22

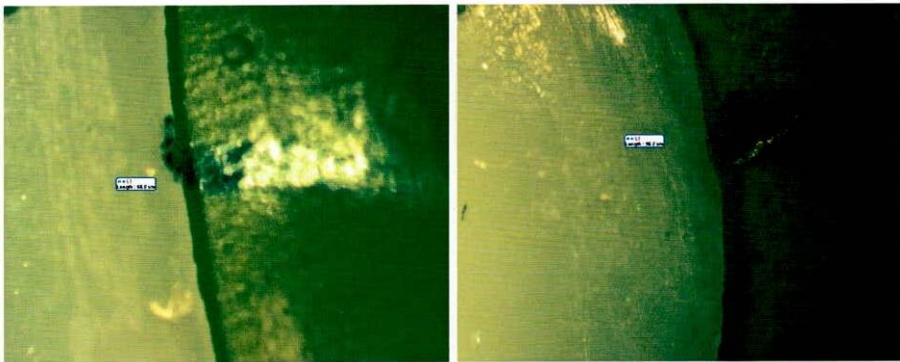
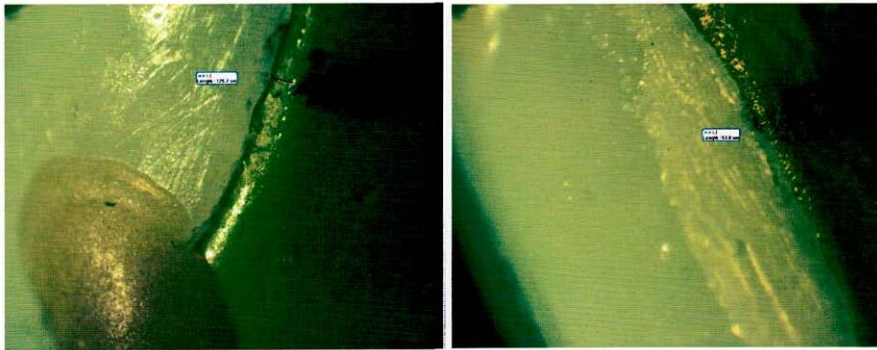


DIENTE 23

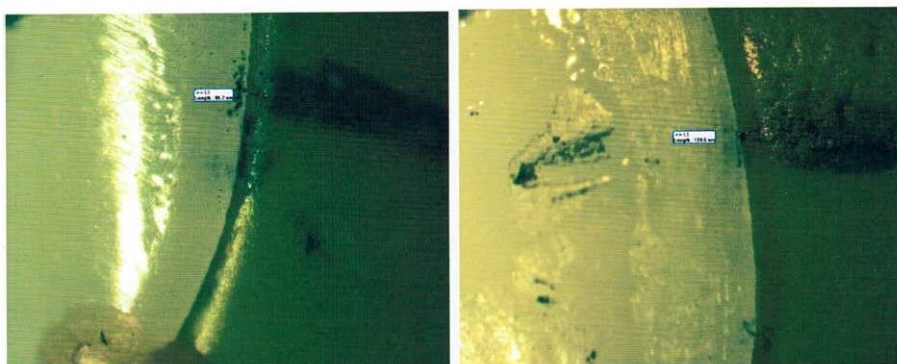
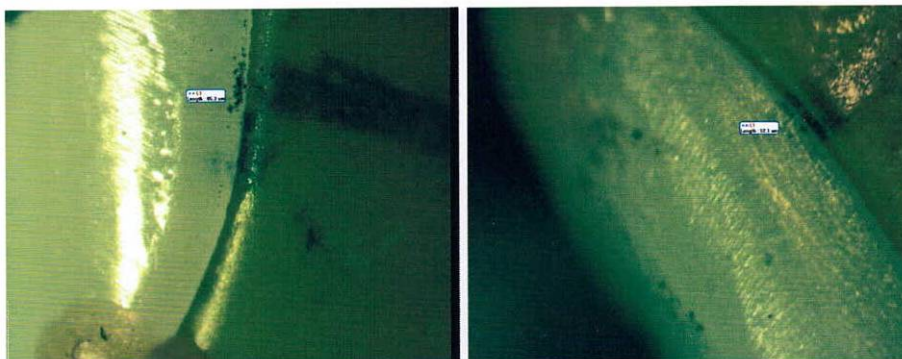




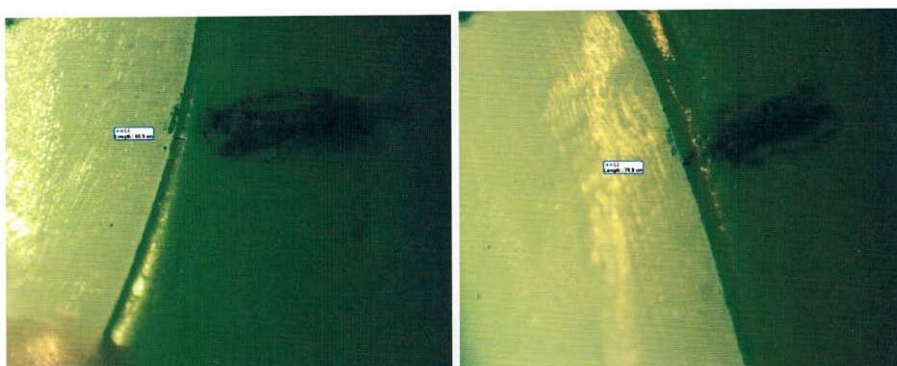
DIENTE 24



DIENTE 25

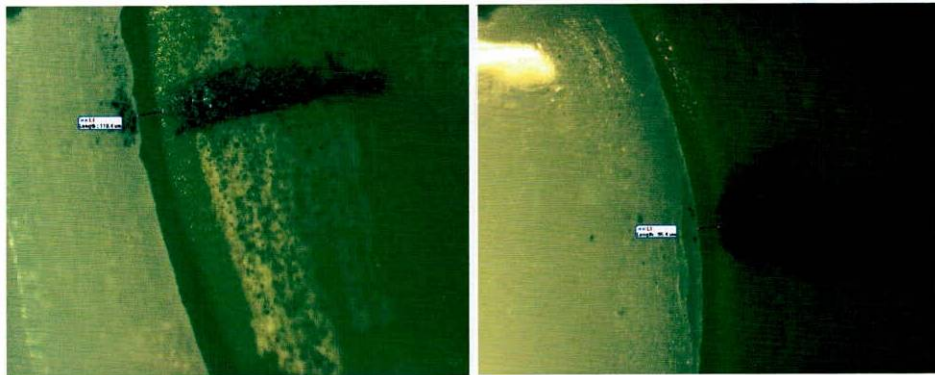
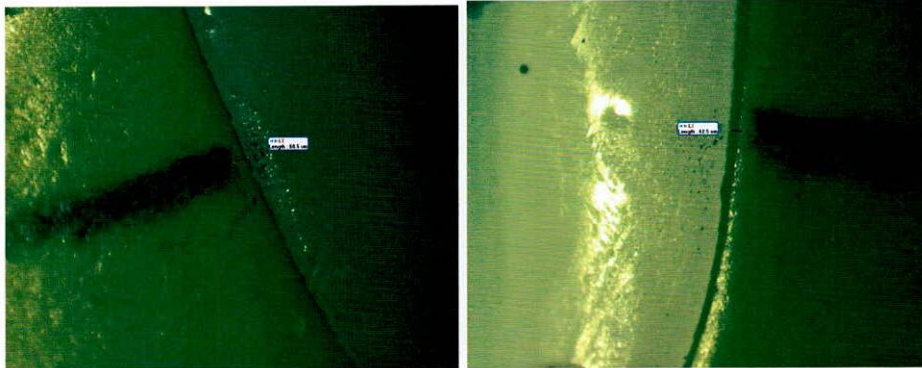


DIENTE 26

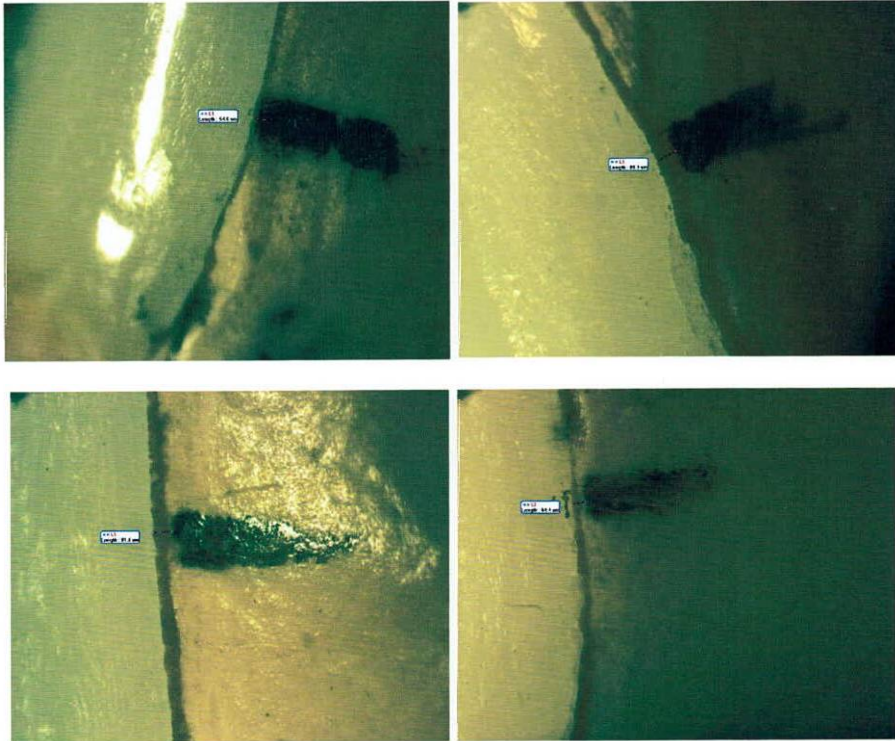




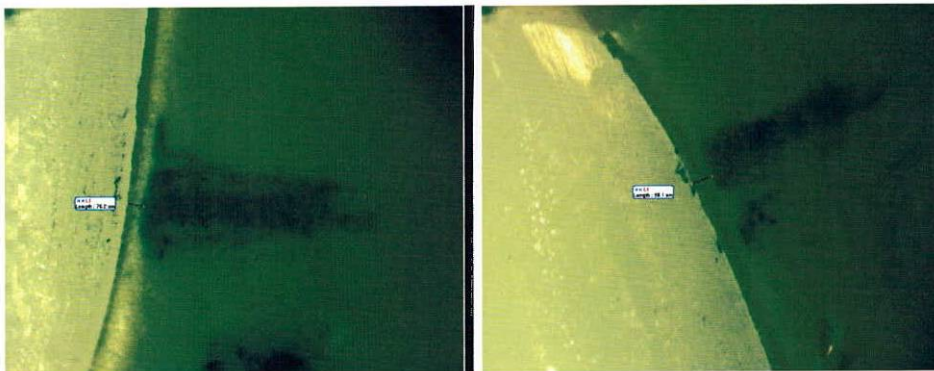
DIENTE 27

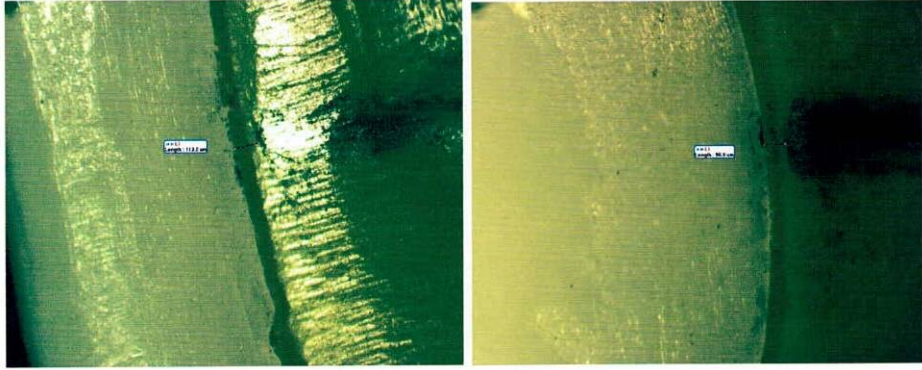


DIENTE 28

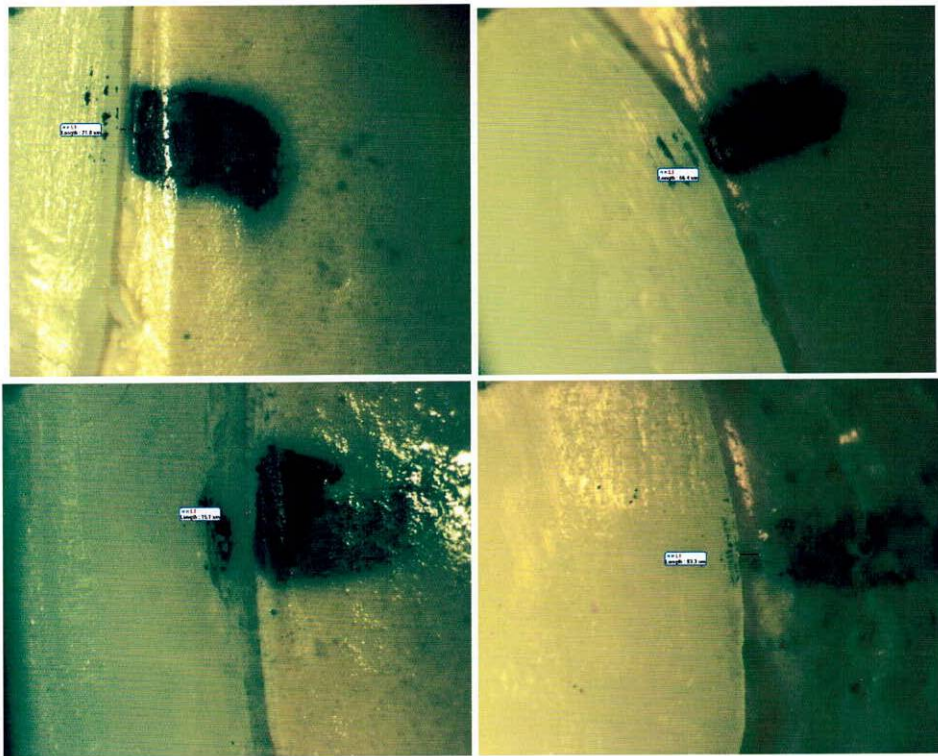


DIENTE 29





DIENTE 30



DATOS

MEDICIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL					
<i>Técnica Inyectada</i>	<i>Numero</i>	<i>Distal</i>	<i>Mesial</i>	<i>Palatino</i>	<i>Vestibular</i>
	1	60	49	77,2	100,4
	2	73,6	84,1	83,6	76,7
	3	48,4	50,1	58,4	45
	4	51,1	62,2	95,5	65,1
	5	68,7	58	66,9	71,7
	6	101,7	96,6	98,4	55,4
	7	28,3	95,8	91,8	75
	8	91,7	76,2	90,2	24,5
	9	43,4	85,3	65,8	72,2
	10	59,8	55,4	71,1	51,7
	11	41,2	70,1	75	73,8
	12	74,9	30	103,7	1,7
	13	45	62,5	113,4	66,8
	14	38,4	65,3	113,3	71,7
	15	41,7	70	58,4	93,9
<i>Técnica CAD-CAM</i>					
	16	128,3	68	83,9	127,8
	17	86,7	104,4	132,5	121,7
	18	118,6	106	158,6	158,6
	19	25	104,7	70,2	123,5
	20	49	26,4	65,1	116,8
	21	78,4	102,7	99,5	109,2
	22	15,1	73,4	20,6	105
	23	115	58,7	63,3	26,7
	24	125,7	53	66	96,2
	25	85,3	52,1	95,2	128,5
	26	66,9	79,9	78,4	93,5
	27	68,5	62,5	118,4	95,4
	28	54,6	99,3	91,8	64,4
	29	76,2	98,1	113,2	96,8
	30	71,8	66,4	15,1	93,3