

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



**COMPARACIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL E INTERNA DE CORONAS  
DE DISILICATO DE LITIO REALIZADAS CON TÉCNICA PRENSADA Y CAD  
CAM VERSUS CORONAS METAL CERÁMICAS DESPUÉS DEL PROCESO DE  
CEMENTACIÓN**

**AUTORES**

**MÓNICA VIVIANA FORERO ZORRO  
JORGE ALBERTO PÁEZ MEDINA  
HENRY AUGUTO LOOR CEDEÑO**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
COLEGIO ODONTOLÓGICO  
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA  
BOGOTÁ 2014**

**COMPARACIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL Y DE LA ADAPTACIÓN  
INTERNA DE CORONAS DE DISILICATO DE LITIO REALIZADAS CON  
TÉCNICA PRENSADA Y CAD CAM VERSUS CORONAS METAL CERÁMICAS  
DESPUÉS DEL PROCESO DE CEMENTACIÓN**

**AUTORES**

MÓNICA VIVIANA FORERO ZORRO  
JORGE ALBERTO PÁEZ MEDINA  
HENRY AUGUTO LOOR CEDEÑO

**ASESOR CIENTÍFICO:**

Dr. CAMILO CABANZO  
Especialista en Prostodoncia

**ASESOR METODOLÓGICO:**

DRA. PIEDAD MALAVER CALDERÓN.  
Od. Ms. Biología Énfasis Genética Humana

**ASESOR ESTADÍSTICO**

CLARA LÓPEZ DE MESA  
Ms. Estadista

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO  
ÀREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA  
BOGOTÁ, Noviembre de 2014**

El trabajo de grado “Comparación de la Adaptación Marginal y de la Adaptación Interna de Coronas de Disilicato de Litio realizadas con técnica prensada y Cad Cam versus Coronas Metal Cerámicas después del proceso de Cementación” elaborado por Mónica Viviana Forero, Jorge Alberto Páez y Henry Augusto Loo como requisito para optar por el título de especialista en Prostodoncia.

---

**Dr. Camilo Cabanzo**

**Asesor Científico**

---

**Dra. Clara López de Mesa**

**Asesor Estadístico**

---

**Dra. Piedad Malaver Calderón**

**Asesora Metodológica**

---

**Dra. Carmenza Macías Gutiérrez**

**Directora Centro de Investigaciones**

**Bogotá, Noviembre de 2014**

**TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN**

**Título del artículo:** “Comparación de la Adaptación Marginal y de la Adaptación Interna de Coronas de Disilicato de Litio realizadas con técnica prensada y CadCam versus Coronas Metal Cerámicas después del proceso de Cementación”

**Autores:** Camilo Cabanzo, Mónica Viviana Forero, Jorge Alberto Páez y Henry Augusto Loor

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**

---

**MONICA FORERO**  
**C.C 53.107.996**

---

**JORGE PAEZ**  
**C.C 14.623.097**

---

**AUGUSTO LOOR**  
**C.E. 423022**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**  
**CESIÓN DE DERECHOS**

Nosotros Mónica Forero, Jorge Páez, Augusto Loor y Camilo Cabanzo, 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 y de la Adaptación Interna de Coronas de Disilicato de Litio realizadas con técnica prensada y CadCam versus Coronas Metal Cerámicas después del proceso de Cementación”** 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.C79.795.866**

---

**MONICA FORERO**  
**C.C 53.107.996**

---

**JORGE PAEZ**  
**C.C 14.623.097**

---

**AUGUSTO LOOR**  
**C.E. 423022**

**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 y de la Adaptación Interna de Coronas de Disilicato de Litio realizadas con técnica prensada y CadCam versus Coronas Metal Cerámicas después del proceso de Cementación”** presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar al título de Prosthodontia; 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**

---

**MÓNICA FORERO**  
**C.C 53.107.996**

---

**JORGE PÁEZ**  
**C.C 14.623.097**

---

**AUGUSTO LOOR**  
**C.E 423022**

## **FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO**

**TÍTULO DEL TRABAJO: “Comparación de la Adaptación Marginal y de la Adaptación Interna de Coronas de Disilicato de Litio realizadas con técnica prensada y CadCam versus Coronas Metal Cerámicas después del proceso de Cementación”**

**AUTORES:** Mónica Viviana Forero, Jorge Alberto Páez y Henry Augusto Loor

**ASESOR CIENTÍFICO:** Dr. Camilo Cabanzo

**ASESOR METODOLÓGICO:** Dra. Piedad Malaver Calderón.

**ASESOR ESTADÍSTICO:** Clara López de Mesa

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

**FACULTAD:** Odontología.

**TÍTULO OBTENIDO:** Especialista en Prostodoncia

**CATEGORÍA:** Postgrado.

**PALABRAS CLAVE:** Adaptación marginal, Adaptación Interna, Cementación, Disilicato de Litio.

## CONTENIDO

<b>1. ASPECTOS TEÒRICO-CIENTÌFICOS</b>	<b>11</b>
1.1 Planteamiento del problema.	11
1.2 Pregunta de investigación.	15
1.3 Justificación.	15
1.4 Propósito	18
1.5 Marco teórico.	19
1.6 Objetivos	63
1.6.1 Objetivo general.	63
1.6.2 Objetivos específicos.	63
<b>2. ASPECTOS METODOLÒGICOS</b>	<b>64</b>
2.1 Tipo de estudio.	64
2.2 Objeto de estudio.	64
2.3 Unidad de Observación	64
2.4 Material Objeto de Estudio	64
2.5 Unidad de Análisis	64

2.6 Criterios de Selección	64
2.7 Tabla de Variables	65
2.8 Instrumento de recolección de datos	66
2.9 Procedimiento.	68
2.10 Consideraciones Éticas	77
2.11 Método Estadístico	77
<b>3. RESULTADOS.</b>	<b>78</b>
<b>4. DISCUSION</b>	<b>94</b>
<b>5. CONCLUSIONES</b>	<b>100</b>
<b>6. RECOMENDACIONES</b>	<b>101</b>
<b>7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.</b>	<b>102</b>

## **1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS**

### **1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

El éxito de la restauración en prótesis parcial fija depende en gran parte de la adaptación interna y marginal, ya que si ésta no es adecuada se obtienen resultados desfavorables en cuanto a: solubilidad del cemento, microfiltración, incremento en retención de placa bacteriana, caries secundaria así como inflamación gingival. (1,2) Una adaptación marginal deficiente es potencialmente perjudicial tanto para el diente como para los tejidos de soporte, ya que cambia la distribución de la microflora, y puede inducir la aparición de enfermedad periodontal.

La adaptación marginal ha sido definida como la exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria. La adaptación marginal es uno de los criterios más importantes a tener en cuenta en las restauraciones de prótesis fija, determinando la longevidad de la corona. (2)

El ajuste de una restauración también se puede definir, como sugieren Holmes y colaboradores, (3) en términos de desajuste, medido en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente.

La adaptación marginal de las restauraciones metal-cerámicas ha sido ampliamente documentada y brinda un punto de referencia para las restauraciones completamente cerámicas. (4,5) Witkowski y colaboradores (6) han estudiado la adaptación marginal de restauraciones completamente cerámicas y consideran que una desadaptación promedio por debajo de 120µm es clínicamente aceptable.

Otros estudios in vitro, reportan como promedio clínicamente aceptable de desadaptación marginal 64-83 µm en restauraciones individuales completamente cerámicas elaboradas en sistemas CAD/ CAM (6). Andersson (7) en 1996 y Witkowski (6,8-11) 2006 reportan discrepancias marginales aceptables entre 50 y 100 µm. McLean y Fraunhofer (12) proponen que la restauración puede ser exitosa con una brecha marginal y un espacio para el cemento entre 50 y 120µm. Christensen en 1966 (13) propone como adaptación aceptable 40µm.

Dentro de los materiales para elaboración de prótesis fija en odontología, el que más auge y uso ha tenido a lo largo del tiempo son las cerámicas ya sea puras o como parte de un elemento como serían las coronas metal porcelana. (13) Hacia 1980, se introducen al mercado los sistemas de porcelana libres de metal, de contracción controlada y las vitro-cerámicas colables. Actualmente las investigaciones están orientadas a la elaboración de materiales con alta integridad

marginal, alta resistencia a la fractura, alta resistencia compresiva, buenas técnicas para su reparación y una apariencia estética favorable (13,14)

Las cerámicas de disilicato de litio, consisten en una cerámica vítrea reforzada con cristales de disilicato de litio, introducida en 2005 como un material de cerámica prensable mejorado para sustituir el sistema IPS Empress II®, aumentando la resistencia a la flexión en 400 MPa (15).

En 2008, adicionalmente al sistema prensado y ala par con las técnicas maquinadas se desarrolla el sistema IPS e-max CAD® el cual usa un bloque de cerámica de vidrio de metasilicato de litio para la tecnología CAD/CAM. Su resistencia a la flexión es de 360MPa. Se puede trabajar también con técnica de maquillaje o estratificación por capas. (16)

La cementación forma parte importante de las exigentes etapas requeridas para las restauraciones fijas; con ella se puede lograr una adecuada retención, resistencia y sellado en la interfase entre el material restaurador y el diente de soporte, siendo uno de los factores determinantes para la permanencia a largo plazo de la restauración en boca. (16)

Se ha reportado que la interface marginal se compensa con el uso de un cemento dual, sin embargo, a largo plazo, esto podría promover el fracaso de la

restauración debido a la disolución y la micro filtración, decoloración y desgaste excesivo del agente de cementación. Aunque la brecha marginal ideal de cementación aún no se ha informado, algunos autores sugirieron que el ancho máximo de cemento expuesto no debe superar los 100 micrómetros. (3)

Toksavul y colaboradores (17) en 2007 realizaron un estudio para evaluar las propiedades clínicas de coronas realizadas con el sistema IPS Empress II®. Se fabricaron 79 coronas en IPS Empress II®, cementadas en 21 pacientes, y fueron evaluadas clínicamente, radiográficamente y mediante fotografías. La evaluación se realizó dos días después de la cementación y con intervalo de 6 meses hasta 12 y 60 meses. La tasa de supervivencia de las coronas fue 95.24%. En este estudio se concluye que las coronas IPS Empress II® presentan un desempeño clínico satisfactorio en un período de 12 a 60 meses.

A pesar que el disilicato de litio es uno de los materiales más utilizados en la elaboración de restauraciones libres de metal, ya sea por la técnica prensada (e-max Press®) o asistida por computador (e-max CAD®), hacen falta investigaciones que estudien la adaptación marginal y la adaptación interna de estas coronas después del proceso de cementación.

## **1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

¿Cuáles son los cambios en la adaptación marginal e interna de coronas de disilicato de litio elaboradas en técnica CAD-CAM y en técnica prensada comparadas con coronas metal cerámica después del proceso de cementación con cemento de resina Dual?

## **1.3 JUSTIFICACIÓN**

Las coronas de metal-cerámica se utilizan comúnmente para la rehabilitación de dientes individuales o prótesis fijas. Estudios han reportado que las Prótesis Fijas de metal-cerámica tienen una alta tasa de supervivencia del 98, el 90 y el 85% a los 5, 10 y 15 años, respectivamente (3) Recientes estudios clínicos reportaron altos índices de fracaso para las restauraciones totalmente cerámicas en comparación con las de metal-cerámica, especialmente cuando son en la región posterior. (2)

En la restauración protésica el área de los materiales cerámicos ha evolucionado con rapidez en los últimos años, la demanda actual de restauraciones estéticas obliga a buscar alternativas y el avance en las investigaciones para comprobar la capacidad funcional y estética de los nuevos materiales. Con base en esta demanda estética se han diseñado sistemas cerámicos libres de metal para la realización de coronas y prótesis fijas, los nuevos materiales de cerámica son variaciones de porcelanas feldespáticas o se pueden fabricar a partir de otros

sistemas de cerámica, incluyendo alúmina, óxido de zirconio, o sílice. Entre estas nuevas composiciones de uso odontológico se destacan los materiales de disilicato de litio. (1)

La cerámica a base de disilicato de litio ofrece resistencia a la fractura, y un alto grado de translucidez (1). El uso de disilicato de litio en restauraciones de cerámica sin metal está en aumento. Aunque las coronas han reportado bajo grado de fracaso la literatura reportada es escasa para tener una base científica fuerte para el uso de éstas. (2)

Los diferentes materiales y técnicas aplicadas en la fabricación de los sistemas cerámicos tienen efectos significativos en la resistencia de la restauración final, así como en el ajuste marginal. Reducir al mínimo el espacio marginales determinante porque una ampliación de la brecha marginal, se traduce en mayor disolución de cemento, aumentando el potencial para la microfiltración. (4)

Además de las propiedades mecánicas y ópticas, la adaptación marginal y ajuste interno, son válidos como criterios importantes de calidad y éxito clínico de las restauraciones completamente cerámicas. (13) Una adaptación marginal deficiente es potencialmente perjudicial tanto para el diente como para los tejidos de soporte, (16) porque genera microfiltración, favorece la disolución del cemento e incrementa la retención de placa, (13) lo cual puede llevar a la aparición de caries

secundaria con la subsecuente inflamación pulpar. (18) Adicionalmente, la desadaptación marginal de una restauración cambia la distribución de la microflora, y puede inducir la aparición de enfermedad periodontal. (19) Sailer reporto el porcentaje de 22% de caries secundaria luego de cinco años de cementar restauraciones completamente cerámicas (20).

El aspecto biológico y el adecuado ajuste de la restauración son importantes para asegurar el desempeño confiable de la restauración ante las cargas funcionales. (21) La adaptación marginal de las restauraciones metal-cerámicas ha sido ampliamente documentada y brinda un punto de referencia para las restauraciones completamente cerámicas. (22-24)

La microfiltración se define como la difusión de sustancias tales como bacterias, fluidos orales, moléculas y/o iones, en un espacio lleno de líquido, un defecto estructural que está presente de forma natural lo que se produce entre los materiales de restauración y la estructura del diente. (3)

Se han reportado estudios sobre los efectos de los agentes de cementación en la microfiltración, y de la evaluación del ajuste marginal de diferentes sistemas de coronas, sin embargo, el número de estudios que evalúan los efectos combinados de la adaptación marginal y la adaptación interna en coronas de disilicato de litio elaboradas en diferentes técnicas, después de su cementación, son muy pocos (15)

#### **1.4 PROPÓSITO:**

El propósito de esta investigación es ofrecer evidencia científica que muestre el efecto del proceso de cementación en la adaptación marginal y en la adaptación interna de las coronas en disilicato de litio. Esto con el fin de aportarle al clínico e investigador nueva información que les permita desarrollar y proponer mejores alternativas y planes de tratamiento a los pacientes que requieran prostodoncia fija en donde el espacio marginal de las restauraciones se disminuya al máximo, generando menos disolución del cemento y menos microfiltración, lo que se traduce en una restauración más duradera.

## **1.5 MARCO TEORICO:**

### **1.5.1 Cerámica**

#### **1.5.1.1 Definición:**

El término cerámica se deriva de la palabra griega "keramos" que significa "alfarero" o "cerámica". Esto se relaciona con un término que significa "tierra quemada", porque sus componentes base eran arcillas de la tierra que fueron calentados para formar la cerámica. Las cerámicas son materiales inorgánicos no metálicos y se refieren a numerosos materiales, incluyendo óxidos metálicos, boruros, carburos, nitruros, y así como mezclas complejas de estos materiales. Su estructura es cristalina, mostrando un regular orden de sus átomos y puede exhibir enlaces iónicos o covalentes. Aunque la cerámica puede ser muy fuerte, también es extremadamente frágil y fallar después de una flexión mínima. Por lo tanto, estos materiales son resistentes a la compresión, pero débiles en tensión. (5)

El término cerámica técnicamente se refiere a un material cristalino. La porcelana es una mezcla de componentes de vidrio y cristal. Sin embargo, en odontología se refiere normalmente a los tres materiales básicos como cerámicas dentales. La cerámica se pueden dividir por su microestructura(es decir, la cantidad y el tipo de

fase cristalina y la composición de vidrio), la técnica de procesamiento (polvo / líquido, presionado, o mecanizadas, y la aplicación clínica. (5)

### **1.5.1.2 Historia de las Cerámicas**

Las restauraciones ceramo-metálicas son la base del modelo actual de prótesis fija. Pero, a pesar de su contrastado éxito, no han cesado los esfuerzos por lograr sistemas totalmente cerámicos debido a la necesidad de encontrar prótesis más estéticas y más biocompatibles. La estética es un concepto subjetivo, sometido a grandes cambios según el medio socio-cultural que se trate. Pero no cabe duda de que en el entorno actual hablar de restauraciones estéticas implica hablar de cerámica sin metal. Además, las porcelanas son más inertes que los metales. Sabemos que las aleaciones pueden verter iones nocivos al medio oral al sufrir corrosión, hecho que no ocurre en las cerámicas debido a su baja reactividad química. (8)

Debido a la variedad de clasificaciones se van a agrupar los sistemas totalmente cerámicos en función de dos criterios: composición química y técnica de confección Etimológicamente, el término cerámica proviene del griego keramos (tierra quemada), hecho de tierra, material quemado (8). Es un material inorgánico y no metálico, que constituyen objetos sólidos confeccionados por el hombre

mediante horneado de minerales básicos a temperaturas elevadas, en un horno o directamente al fuego. Como estructura final podemos diferenciar una fase amorfa (vidrio) y otra cristalina (cristales). La cerámica es uno de los primeros materiales producidos artificialmente por el hombre, como lo demuestra los hallazgos de recipientes de cerámicas en excavaciones y ruinas muy antiguas (23.000 años a. C). Esto nos hace ver la estabilidad química y física de éste material al paso del tiempo (8).

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 sus prótesis de marfil en color y las tinciones, intentó hacer una prótesis dentaria de porcelana en la fábrica de porcelanas de Guerhard, y solo consigue resultados satisfactorios al asociarse con un dentista en Paris; Nicolás Dubois de Chémant, quien modifica dos veces la composición de la pasta mineral original para mejorar su color y estabilidad dimensional, para mejorar la sujeción de los dientes a la base también de porcelana (8). En 1789 Dubois presenta su invento a la *Acamie des Sciences* recibiendo de Luis XVI una patente. Durante la Revolución Francesa, en 1792, se va a Inglaterra y se 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 el encogimiento y distorsión, que se presentaban durante la cocción. Fue así, que en 1808 Giuseppangenlo Fonzi presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrométalicas” a una comisión científica de Ateno 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 soldando a la base de plata u oro de la prótesis, que posteriormente mejoraron los dientes de Fonzi. En 1873, en Inglaterra Claudius Ash, empezó a fabricar dientes de porcelana fina introduciendo más tarde los dientes tubo en la dentadura, extendiendo la aplicación en puentes y prótesis completas. Y 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 una pequeño bloque de porcelana coloreado como la encía. En 1880 el doctor Cassius M. Richmond, patentó un diente de porcelana soldado a una sostén de oro y cuatro años después el Dr. Marshall Logan dentista de Pensilvania, patentó una corona construida enteramente de porcelana excepto, una clavija metálica incorporada dentro, antes de cocerla; sin embargo, eran coronas que no podían colocarse sin desvitalizar el diente natural y sacar la corona, aunque representaron un importante avance en el tratamiento estético. En 1886, Land fabricó la primera corona de porcelana feldespática, mediante un sistema de cocción debido al aumento de la demanda de materiales restaurativos biocompatibles y libres de metal (8).

En la década de 1880 William H. Taggart, dentista de Freeport de Illinois, concibe el método de la incrustación colada a la cera perdida, consiguiendo incrustaciones de oro ajustada un una precisión cuando perfecciona su sistema y patenta su máquina de colar en 1907. 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 de oro con acrílico, ya que el acrílico con el tiempo se desgasta, exponiendo el oro subyacente, pero la funda de porcelana original tiene aun su utilidad, sobre todo desde la invención de la porcelana de aluminio, material más fuerte y menos quebradizo. Con la introducción de las resinas reforzadas y la técnica del grabado del esmalte en 1967, por Michael Bocunocore, permitió adherir carillas finas de porcelana en dientes antiestéticos, evitando la necesidad de construir coronas enteras (8).

Muchos avances contribuyeron en la utilización de la cerámica y su utilización en prótesis fijas, como fueron el horno de porcelana eléctrica, uso de materiales elastoméricos y la aplicación de pieza de mano. En 1962 se destacó el desarrollo de la fundición de aleaciones que fueron aplicadas en las técnicas dentales, la cual fue mencionada en la Revista de la Sociedad Americana en la cual demostró que la roca de feldespato al fundirse se enfría rápidamente dando sus características de dureza y firmeza. En el 1987, Mörman y Brandestini introdujeron una maquina prototipo que puede capturar una imagen en 3D de un diente preparado. Ellos diseñaron un software de un diseño en 3D (8).

Ya en 1983 se introdujo un sistema cerámico de alta resistencia libre de contracción durante el procesado llamado Cerestore, lo que aumentó las indicaciones de coronas de cerámicas de más alta resistencia en zonas posteriores. A partir de entonces, se han diseñado múltiples cerámicas, que llevaron al diseño de In-Ceram con el mismo contenido en porcentaje de alúmina con la diferencia de que el proceso de fabricación es más simplificado; este sistema fue sustituido en 1996 por el sistema In-Ceram que son cerámicas infiltradas o inyectadas, las cuales contienen un núcleo de alúmina pre sinterizado con un contenido de alúmina del 70% y posteriormente infiltrado con vidrio. Estas cerámicas demostraron una calidad superior a las cerámicas feldespáticas. Paralelamente, se desarrollaron cerámicas de mayor resistencia con el concepto de Procer/AllCeram que contienen un núcleo de alúmina del 99.9% recubierta de cerámica compatible convencional. Esto ha aumentado las indicaciones para la elaboración de puentes hasta de tres unidades mediante la utilización de porcelanas libres de metal, como los sistemas IPS-Empress II (cerámica infiltrada), 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. Además, actualmente se encuentran sistemas cerámicos con núcleos hechos en óxido de zirconio, recubiertos por una cerámica veneer diseñada, la cual es fabricada aplicando el sistema CAD/CAM, a partir de bloques de zirconio presinterizados, dando una restauración de alta dureza y un excelente ajuste. (8)

### **1.5.1.3 Clasificación de los sistemas cerámicos**

La gran mayoría de las cerámicas dentales, salvo algunas excepciones, tienen una estructura mixta, es decir, son materiales compuestos formados por una matriz vítrea (cuyos átomos están desordenados) en la que se encuentran inmersas partículas más o menos grandes de minerales cristalizados (cuyos átomos si que están dispuestos uniformemente).(9)Es importante señalar que la fase vítrea es la responsable de la estética de la porcelana mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia, por esta razón es importante que el clínico tenga un amplio conocimiento sobre la calcificación de las cerámicas para que elija la mas indicada en cada caso en particular.

Las cerámicas se pueden clasificar por el método de fabricación, por el punto de fusión o por la composición química de la sub-estructura también llamada núcleo o cofia.(10)

### **1.5.1.4 Composición química de las Cerámicas**

Químicamente, las porcelanas dentales se pueden agrupar en tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y Zirconiosas. (5,9,10) (**Ver tabla 1**)

- **Cerámicas feldespáticas:** Las primeras porcelanas de uso dental tenían la misma composición que las porcelanas utilizadas en la elaboración de piezas artísticas. Contenían exclusivamente los tres elementos básicos de la cerámica: feldespato, cuarzo y caolín. Con el paso del tiempo la composición de estas porcelanas se fue modificando hasta llegar a las actuales cerámicas feldespáticas, que constan de un magma de feldespato en el que están dispersas partículas de cuarzo y, en mucha menor medida, caolín.

El feldespato, al descomponerse en vidrio, es el responsable de la translucidez de la cerámica (9). 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 óptimas con resultados estéticos favorables, son frágiles. Por lo tanto no está indicada en prótesis fija si no hay una estructura de base.

**Tabla 1. Clasificación de cerámicas libres de metal por la  
composición Química**

<b>Material del núcleo</b>	<b>Sistema</b>	<b>Casa comercial</b>
<b>Cerámica vítrea</b> Disilicato de litio	IPS e.max Press	IVOCLAR Vivadent
	IPS e. max	IvoclarVivadent
	IPS empress CAD	IvoclarVivadent
Leucita	Finesse All-Ceramic	Dentsply
Feldespatos	VITABLOCS Mark II	VITA Zahnfabrik
	VITA Trilux Bloc	VITA Zahnfabrik
	VITA Trilux Bloc	VITA Zahnfabrik
<b>Alúmina</b> Óxido de aluminio	In-Ceram Alúmina	VITA Zahnfabrik
	In-Ceram Spinell	VITA Zahnfabrik
	In-CeramZirconia	VITA Zahnfabrik
	Procera AllCeram	Nobel Biocare
<b>Zirconia</b> Óxido de zirconio estabilizado por itrio	Lava	3M ESPE
	Cercon	DentsplyCeramco
	Procera Zirconia	Nobel Biocare
	IPS e. maxZir CAD	IvoclarVivadent
	In-Ceram YZ for inLab	VITA Zahnfabrik

Tomado de Consideraciones de los materiales disponibles en América Latina para la fabricación de coronas cerámicas libres de metal. Revisión Bibliográfica. Med. Oral. 2010; 12:67-81.

Es así, como ha llegado la necesidad de diseñar cerámicas feldespáticas de mayor resistencia con elementos que aumenten la resistencia mecánica como son: Optec-HSP® (Jeneric), Fortress® (MyronInt), Finesse® AllCeramic (Dentsply) e IPS Empress® I (Ivoclar); los cuales contienen microcristales de leucita reforzando la cerámica. También la IPS

Empress® II (Ivoclar) es una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio que mejora la resistencia aunque aumenta la opacidad de la cerámica que por lo general se debe cubrir con una cerámica feldespática convencional. Por último: IPS e-max® Press/CAD (Ivoclar) las cuales solo están reforzadas solamente con disilicato de litio, presentando mayor homogeneidad de la fase cristalina. (11,25,26)

- **Cerámicas Aluminosas:** En 1965, McLean y Hughes abrieron una nueva vía de investigación en el mundo de las cerámicas sin metal. Estos autores incorporaron a la porcelana feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio reduciendo la proporción de cuarzo. El resultado fue un material con una microestructura mixta en la que la alúmina, al tener una temperatura de fusión elevada, permanecía en suspensión en la matriz. Estos cristales mejoraban extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica. Esta mejora en la tenacidad de la porcelana animó a realizar coronas totalmente cerámicas (12)

Sin embargo, pronto observaron que este incremento de óxido de aluminio provocaba en la porcelana una reducción importante de la translucidez, que obligaba a realizar tallados agresivos para alcanzar una buena estética. Cuando la proporción de alúmina supera el 50% se produce un aumento significativo de la opacidad. Por este motivo, en la actualidad las cerámicas de alto contenido en

óxido de aluminio se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr un buen mimetismo con el diente natural. Los sistemas más representativos son: (27)

- In-Ceram® Alúmina (Vita); está indicado para estructuras de coronas y puentes cortos 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 (2.8%) 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.

• **Las cerámicas Zirconiosas:** El zirconio, nombre correcto que se da al óxido zirconio, el cual juega actualmente un papel importante dentro de la odontología protésica rehabilitadora, aunque en el zirconio puro (ZrO) se pueden presentar grietas durante el proceso de horneado (sinterizado) a causa de la transformación en sus fases cristalográficas de tetragonales a monoclinicas. Se ha descubierto que este fenómeno se puede

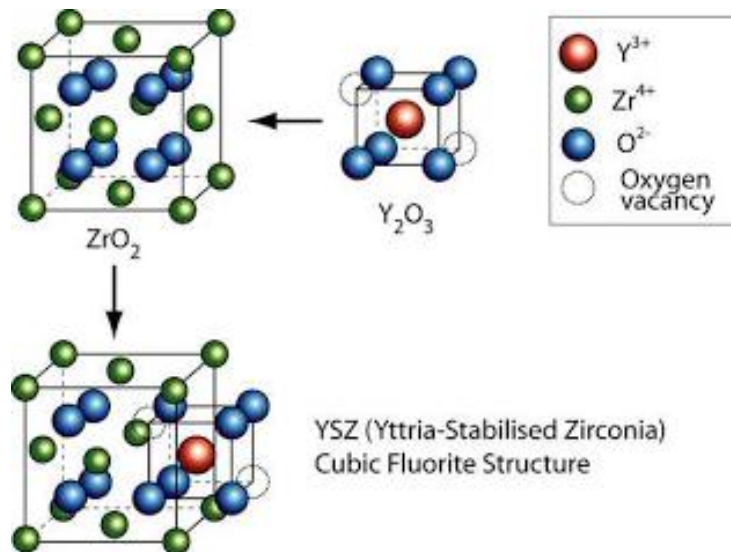
contrarrestar, añadiéndosele alguno de los siguientes óxidos al compuesto: Magnesia, Itrio, Cerio u otros dopantes, convirtiendo al circonio puro en estabilizado.(16,27)

Cuando el óxido de ítrio es adicionado a redes de zirconia algunos de los iones de circonio son sustituidos por iones de ítrio, generando un número de vacíos de oxígeno garantizando la neutralidad iónica del conjunto. El grado de estabilización de la zirconia tetragonal depende de la cantidad de estabilizador adicionado, pudiendo así ser clasificada como zirconia totalmente o parcialmente estabilizada.

Un importante descubrimiento fue observado cuando ante la inducción de una carga o con astillamiento superficial sobre la zirconia, se produce una transformación de los granos internos del material que evita la propagación de la fractura obteniendo un material de altas propiedades mecánicas (Figura 1 y 2). El desempeño de estos materiales es influenciado por la fase cristalina presente en el cuerpo cerámico donde la zirconia tetragonal transformable puede ser dispersa en una matriz de alta resistencia del mismo material (zirconia cúbica) o de alúmina. Cuando dicho material se somete a una tensión considerada crítica para un determinado nivel de defecto microestructural (falla o porosidad), originará un valor de intensidad de tensiones superiores al punto crítico y el defecto se propagará llevando al material a una fractura catastrófica. En caso de materiales a base de

zirconia de fase tetragonal o monoclinica, la energía que sería utilizada para propagar el defecto se aprovecha para el cambio de fase, cuyo cambio de volumen limita, la propagación de la fractura, evitando la falla catastrófica(9).

**Figura 1. Estabilización del Zirconio**

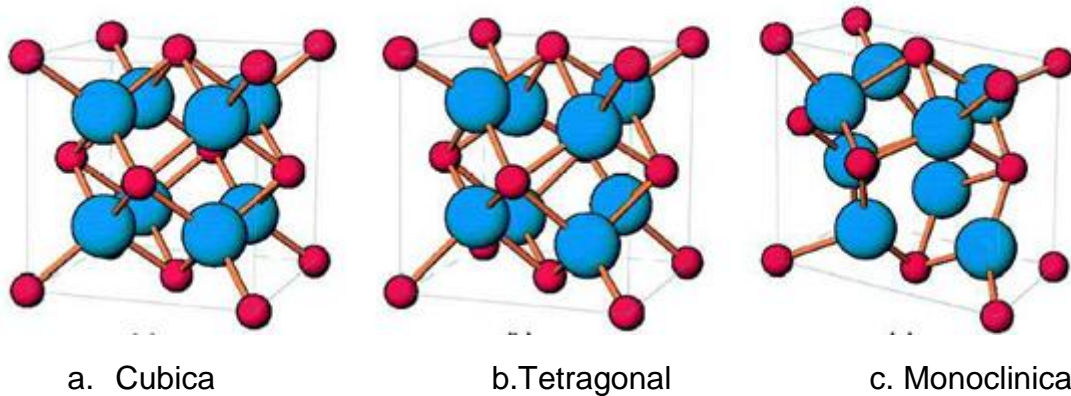


Tomado de Makkar, S. Kaul, S. CAD/CAM Ceramics in dentistry: An inside View. Indian J Stomatol. 2012; 3(2): 119-22.

A este grupo pertenecen las cerámicas dentales 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), etc. Al igual que las aluminosas de alta resistencia, estas cerámicas son

muy opacas (no tienen fase vítrea) y por ello se emplean únicamente para fabricar el núcleo de la restauración, es decir, deben recubrirse con porcelanas convencionales para lograr una buena estética (16,27-29)

**Figura 2. Transformación de la fase tetragonal a la Monoclínica del zirconio.**



Tomado de: Makkar, S. Kaul, S. CAD/CAM Ceramics in dentistry: An inside View. Indian J Stomatol. 2012; 3(2): 119-22.

#### 1.5.1.5 Clasificación de la cerámica por técnica de fabricación

La clasificación de las cerámicas analizando exclusivamente la forma de confección en el laboratorio se pueden clasificar en tres grupos: condensación sobre muñón refractario, sustitución a la cera perdida y tecnología asistida por ordenador.

**La 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 a la colocación de la prótesis en el modelo primario para las correcciones finales. Dentro de este grupo se encuentran los sistemas: Optec-HSP®(Jeneric), Fortress® (MyronInt), In-Ceram® (Vita) entre otros (9)

**La sustitución a la cera perdida:** consiste en un modelado de un patrón de cera que posteriormente se transforma mediante inyección en una estructura cerámica. Una vez realizado el patrón se reviste en un cilindro y se procede a calcinar la cera, calentando posteriormente la cerámica, se pasa el material al interior de cilindro por inyección en donde un pistón va empujando la cerámica fluida hasta el molde. Los sistemas más conocidos son IPS Empress®ye.max® Press (Ivoclar). Se ha evidenciado que este procedimiento aumenta la resistencia al disminuir la porosidad de la cerámica (9)

**Sistema de Brazos Pantográficos:** Son sistemas detallado o modelado manual). Los más usados son: Zirkograph (ZirkonZahn–Italia). Ceramillmall (Amangirrbach–Austria).

Es una tecnología de órbita orientada al futuro, la tecnología de fresado con cinco ejes simultáneos proporciona a las herramientas de fresado un ángulo de incidencia óptimo. La pieza puede girar tantas veces como se quiera como si ésta estuviera sobre una bola. De este modo se alcanza cualquier punto de fresado en la pieza y se pueden retocar las retenciones y las divergencias. (Figura 3)

**Figura 3. Sistema de brazos Pantográficos**



Tomado de: Giordano, R. McLaren, E. Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. Compendium 2010; 31(9): 682-697.

**Sistema de prensado Vita PM9:** Esta técnica permite confeccionar, mediante la técnica de maquillaje y estratificación, inlays, onlays, carillas y coronas anteriores sin estructuras, así como sobreprensar estructuras de coronas y prótesis fijas confeccionadas a partir de óxido de zirconio parcialmente estabilizado.

En la técnica de sobreprensado primero se fresa una estructura de dióxido de circonio, se realiza el acabado, se colorea y se sinteriza, y después se modela en esta cofia la forma anatómica completa con cera calcinable. A continuación se realiza el revestimiento de toda la corona (estructura de dióxido de circonio más el modelado de cera) con material de revestimiento especial. La cera se calcina en el horno de precalentamiento, igual que en el caso de objetos de colado. En el horno de prensado se inyectan las bolitas PM9 a presión en las cavidades y, después de enfriarse, se retira el revestimiento. A continuación, se procede al acabado de la corona o prótesis fija con fresas diamantadas y se realiza la cocción final (5).

**La 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. Todos estos sistemas controlados por ordenador constan de tres fases: digitalización, diseño y mecanizado. Gracias a la digitalización se registra tridimensionalmente la preparación dentaria. Esta exploración puede ser extraoral (a través de una sonda mecánica o un láser se escanea la superficie del troquel o del patrón) o intraoral (en la que una cámara capta directamente la imagen del tallado, sin necesidad de tomar impresiones). Estos datos se transfieren a un ordenador donde se realiza el diseño con un software especial. Concluido el diseño, el ordenador da las instrucciones a la unidad de fresado, que inicia de forma automática el mecanizado de la estructura cerámica. Los sistemas más representativos son Cerec® (Sirona), Procera® (Nobel Biocare), Lava® (3M

Espe), DCS® (DCS), Cercon® (Dentsply), Everest® (Kavo), Hint-Els® (Hint-Els), etc (5)

CEREC® (Sirona) CEREC in Lab® (Sirona) La cerámica CEREC por sus iniciales en inglés (CEramicRE Construction) como fue llamado inicialmente, fue diseñado para restauraciones parciales y utilizaba un disco durante el maquinado. Este sistema se diseñó con el objetivo de realizar restauraciones indirectas en poco tiempo, confeccionadas y cementadas en la misma consulta odontológica y con el objetivo de eliminar la intermediación del laboratorio. Para este fin se utilizó inicialmente cerámica feldespática. Más adelante la multinacional Siemens (Munich, Alemania) incorpora al sistema de maquinado una fresa de diamante adicional y realiza mejoras en el programa de diseño que permitió maquinar coronas completas incluyendo la anatomía oclusal y fue denominado CEREC 2. Posteriormente los avances tecnológicos e industriales permiten cambiar los discos de diamantes por fresas para el maquinado de las restauraciones y generaron el sistema CEREC 3 con avances adicionales en el software de diseño tridimensional de las restauraciones. En 2006 se efectuaron mejoras adicionales al programa de diseño, se incorporaron más y mejores herramientas e incluyeron algunos comandos en el programa que optimizaron el resultado de las restauraciones. Se incorporaron fresas de diamante de menor calibre que permiten hoy día obtener restauraciones parciales, completas y estructuras con mayor detalle. En 2008 fue introducido al mercado el CEREC Connect, permitiendo que los más de 8.500 usuarios en el mundo de CEREC transfieran

electrónicamente impresiones digitales a cualquier laboratorio que haya incorporado la tecnología de CAD-CAM inLab de Sirona. CEREC® (Sirona) fue uno de los primeros sistemas para restauraciones CAD-CAM en el mundo y lleva más de 20 años en el mercado. Este sistema, toma la impresión óptica del diente preparado con una cámara digital, diseña la restauración con la visualización tridimensional de la preparación y las estructuras adyacentes, incluyendo los dientes antagonistas y registro interoclusal gracias a su avanzado programa de digitalización, y de ser necesario, en la misma cita permite maquinar algunos materiales cerámicos y cementar la restauración. El sistema CEREC® (Sirona) se compone de un escáner o unidad de captación de imagen con resolución de 50 µm que permite obtener la imagen tridimensional de la preparación dental y estructuras adyacentes. El segundo componente es el programa o software que permite el diseño de las restauraciones o estructuras, y por último la máquina de fresado o fresadora que se encarga de reproducir el diseño realizado. Este equipo utiliza fresas de diamante de corte en brazos robóticos para modelar o esculpir una estructura o restauración en pocos minutos. El sistema ha demostrado buenos resultados en estudios clínicos con tasas de supervivencia del 90,4% a 10 años y 88,7% después de 17 años con restauraciones parciales. En una revisión de literatura con 24 estudios clínicos sobre el comportamiento de restauraciones CAD-CAM con el sistema CEREC se encontraron tasas de supervivencia del 97% a cinco años y del 90% a diez años para restauraciones parciales y coronas completas. (30,31)

PROCERA® (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suecia) Desarrollado por el Dr. Motts Andersson en la Universidad de Umea, Suecia, en el año 1997 e introducido al mercado odontológico por la empresa Nobel-Pharma, actualmente Nobel-Biocare. El principio básico es la lectura de un troquel de yeso o matriz de un encerado mediante un escáner de contacto. El escáner Procera® Piccolo (Nobel Biocare, Goteborg) y Procera® Forte (Nobel Biocare, Goteborg) utilizan un sensor o bola de rubí de diferentes diámetros; la finalidad es realizar el barrido de la superficie del patrón y convertir la información obtenida en puntos tridimensionales logrando una reproducción del patrón de alta fidelidad, convirtiéndolo así en una imagen digital que es procesada en el Procera® Software 2,0 de la misma casa comercial; en este sistema se diseña la estructura y se especifica el material deseado: alúmina altamente sinterizada o zirconia. Los datos digitalizados son enviados vía Internet a un centro de producción donde es elaborado y confeccionado un troquel sobredimensionado del patrón enviado, sobre este modelo se inyecta bajo presión isostática el material de la estructura y luego se maquina y se sinteriza. La estructura es devuelta vía correo al laboratorio u odontólogo para ser terminada, finalmente la restauración es recubierta con cerámica de baja fusión.(30)

LAVA® (3M ESPE, St Paul, MN): El centro de producción y fresado que utiliza LAVA incluye un escáner especial de proyección de luz, libre de contacto (Lava Scan® 3M ESPE, St Paul, MN), una máquina de fresado (Lava Form® 3M ESPE,

St Paul, MN), un horno de sinterización (Lava Therm<sup>®</sup> 3M ESPE, St Paul, MN) y su propio programa de diseño. Las preparaciones dentales y demás estructuras necesarias son completamente escaneadas con un sistema óptico sin contacto mediante un patrón de franjas de luces blancas. Aproximadamente 120.000 datos de puntos son medidos y digitalizados para cada muñón, zona edéntula y registro de mordida. El sistema detecta automáticamente el margen de la preparación usando los puntos más bajos y al mismo tiempo más distantes del muñón, por tal razón se requiere realizar preparaciones tal como lo indica la casa comercial; una terminación en chamfer circunferencial con un ángulo horizontal de al menos 5°. La preparación del ángulo vertical debe ser de al menos 4°. El ángulo interior de la preparación debe tener un contorno redondeado. Todos los bordes oclusales e incisales deben redondearse y se debe evitar cualquier socavado en la preparación. El borde marginal o cervical de la preparación debe ser continuo y claramente visible. Todos los muñones, rebordes y todos los demás segmentos necesitan poder desmontarse del modelo y tener un lugar definido en la base. Para un análisis óptimo de la situación, la altura máxima del modelo en el área de escaneado, medido desde la base hasta el borde incisal, no debe exceder los 40mm. El escaneado dura aproximadamente 5 min por cada muñón y 12 para una estructura de tres unidades. Una vez diseñada la estructura, los conectores y el registro oclusal, la máquina de fresado maquina una estructura alargada en el 20-25% para compensar la contracción del material. El maquinado tiene duración promedio de 35 min por corona y de 75 min para una estructura de tres unidades.

La estructura de Zirconia Lava<sup>®</sup> (3M ESPE, St Paul, MN) es llevada al horno para ser altamente sinterizada en un proceso sistematizado que dura 8 h incluyendo el tiempo de enfriamiento. La estructura queda lista para ser recubierta con cerámica con un Coeficiente de expansión Térmica (CET) similar al del zirconio, la casa comercial sugiere el uso de Lava Ceram<sup>®</sup> (3M ESPE, St Paul, MN). A diferencia de los demás sistemas, Lava<sup>®</sup> solo utiliza zirconia parcialmente estabilizada con ytrio como material para sus estructuras y está limitado solo para coronas individuales.(30)

EVEREST<sup>®</sup> (Kavo, Alemania) Este sistema, al igual que los demás, se compone de una unidad de escaneo Everest<sup>®</sup> (Kavo, Alemania) con precisión de 1:1 que registra la geometría de un modelo tomado de las preparaciones dentales con una cámara CCD (siglas en inglés de 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. La casa comercial reporta una precisión del sistema extremadamente elevada (menor de 20 µm de adaptación). Los datos del escaneado son llevados al programa "surface<sup>®</sup>" de Kavo para detectar automáticamente el margen de la preparación, y la superficie y las extrapola de forma aritmética. Una vez diseñada la estructura con las indicaciones precisas se pasan los datos a una máquina de fresado, la Everest Engine<sup>®</sup> (Kavo, Alemania) que 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<sup>®</sup> (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 en función de la geometría(30)

### **1.5.2 Disilicato de Litio**

El Disilicato de litio es 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. Las restauraciones se pueden fabricar a partir de este tipo de vitro-cerámica, ya sea con técnica de sustitución de cera perdida o con procedimientos de fresado CAD/CAM. La forma prensada de disilicato de litio se fabrica de acuerdo a un proceso de producción de fundición mayor para crear los lingotes. Este proceso de fabricación continuo se basa en la tecnología del vidrio (por ejemplo, fusión, enfriamiento, la nucleación simultánea de dos cristales diferentes, y el crecimiento de cristales) que está en constante optimización para prevenir los defectos (por ejemplo, poros, pigmentos). La microestructura del material de disilicato de litio prensada se compone de aproximadamente 70% en forma de aguja cristales de

disilicato de litio que están incrustados en una matriz vítrea. Estos cristales miden aproximadamente 3 a 6 micrómetros de longitud (22)

El bloque de disilicato de litio está indicado para inlays, onlays, carillas, coronas parciales, coronas anteriores y posteriores y superestructuras de implantes. Para una corona posterior CAD, el disilicato de litio ofrece 360 MPa de resistencia a través de toda la restauración. Como resultado de ello, las restauraciones demuestran una fuerza "monolítica" a diferencia de cualquier otra restauración libre de metal. (22,26)

Los sistemas IPS e-maxPress compuestos de cerámicas vítreas reforzadas con disilicato de litio, las cuales aumentan su resistencia a la flexión de 400 MPa, que depende 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. 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. (25,28)

### **1.5.3 Adaptación Marginal**

Una de las características de mayor importancia de las restauraciones protésicas, es su adaptación marginal, definida como la distancia entre la línea de preparación

del diente al margen de la restauración, o bien, el grado de proximidad de un material restaurativo a un diente preparado. Una gran apertura o pobre adaptación marginal, afecta la resistencia a la fractura y reduce la longevidad de la restauración, ofreciendo mayor riesgo de lesiones cariosas recurrentes y de enfermedad periodontal, aunado a esto la fractura del cemento, que permite el ingreso de fluidos y microorganismos llamada microfiltración, en la interfase diente restauración, causando una decoloración marginal, irritación pulpar, lesiones cariosas secundarias y posibles fracasos mecánicos del cemento. La ISO, en el año 2000, en su norma número 4049, menciona que el grosor de la capa de los materiales cementantes resinosos debe ser no más de 50 micras. (32)

Felton y colaboradores investigaron la relación in vivo entre la adaptación marginal y la salud del tejido periodontal, y observaron que el aumento de la discrepancia marginal daba como resultado aumento de la inflamación gingival. Además, ya se ha demostrado que la enfermedad periodontal puede ser inducida por cambios en la microflora subgingival y la retención de placa causada por una inadecuada adaptación marginal.(33)

La adaptación marginal e interna son cruciales para minimizar el desgaste del material de cementación. La presencia de discrepancias marginales en la restauración exponen el cemento al medio ambiente oral, esto puede conducir a una pérdida de unión o un enlace incompleto del agente restaurativo/ material de

unión, agente de unión/cemento, cemento/agente de unión - dentina, o interfaces de agente de unión / diente. La microfiltración resultante permite la filtración de saliva, restos de alimentos, y otras sustancias que pueden actuar como irritantes potenciales de vital importancia a la pulpa. Por otra parte, una restauración mal ajustada no es bien soportada por el remanente dental, e influir en la longevidad de las restauraciones. (34)

La adaptación marginal de las restauraciones metal cerámicas ha sido ampliamente documentada y brinda un punto de referencia para las restauraciones completamente cerámicas. Varios autores han estudiado la adaptación marginal de las restauraciones completamente cerámicas han sido propuestos diferentes valores en la literatura como máxima desadaptación marginal aceptable clínicamente, dependiendo del tipo de restauración y del estudio. Existe consenso de varios autores en que la desadaptación promedio por debajo de 120 micras es clínicamente aceptable. (35) Estudios in vitro han reportado el promedio clínicamente aceptable de desadaptación marginal de 64-83 micras en restauraciones individuales completamente cerámicas elaboradas en sistemas CAD/CAM; mientras que otros reportan discrepancias marginales aceptables entre 50 y 100 micras. Reich, mostró el promedio de desadaptación marginal de 80 micras en restauraciones con estructura en zirconia fabricadas mediante tecnología CAD/CAM (Lava, 3M ESPE) y McLean y von Fraunhofer proponen que la restauración puede ser exitosa con una brecha marginal y un

espacio para el cemento entre 50 y 120mm. Estos valores parecen ser favorables para el agente cementante para lograr la adhesión resistente. (35)

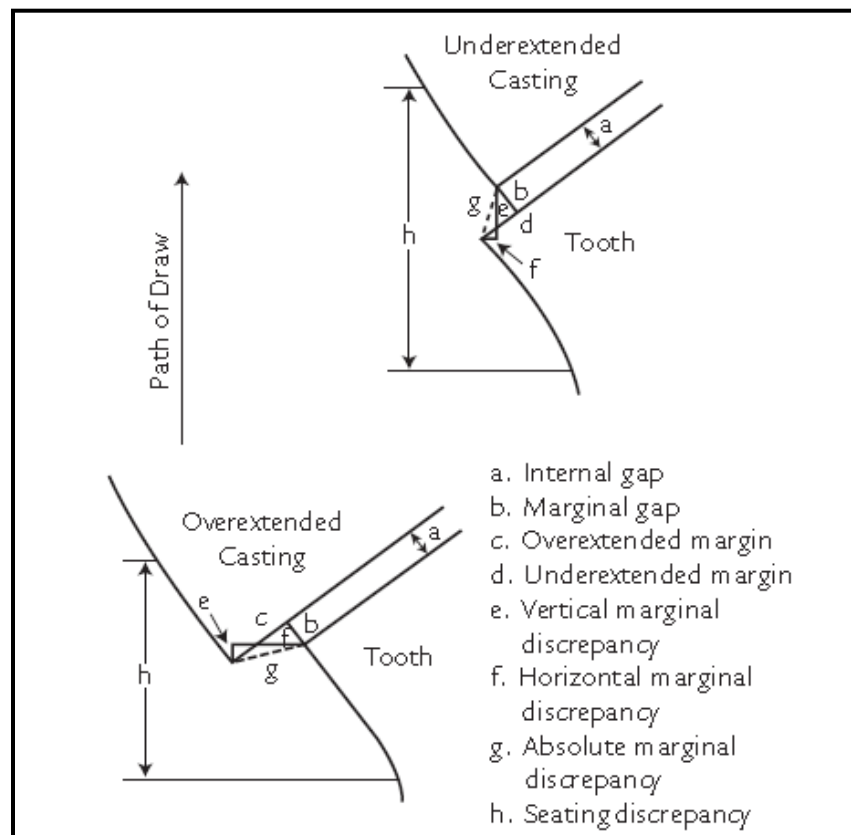
El ancho de la adaptación interna (brecha) o el espacio del cemento también es un importante aspecto para ser tenido en cuenta. Tuntiprawon y Wilson observaron que el aumento del espesor del cemento de las coronas de total cerámica reducía su resistencia a la fractura. Además, existe evidencia de que el espacio excesivo del cemento podría estar relacionado con fracasos del material de recubrimiento. El espacio del cemento debe ser uniforme y facilitar el asentamiento sin comprometer la retención o la resistencia. (42)

Se ha expuesto que existen varios puntos en la superficie de la restauración y el diente, en los cuales se puede determinar un desajuste: (Figura 4)

- 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. (36)

**Figura 4. Tipos de desajuste marginal e interno**



Tomado de: Mathieu Contrepois. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. (J ProsthetDent 2013) (42)

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 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 mayor contacto entre la superficie interna de la restauración y el diente, mayor retención, presentándose descementación(37).

#### **1.5.4 Métodos para medir la adaptación Marginal**

El primer método y más ampliamente usado involucró examen microscópico directo del área marginal. Desafortunadamente, este método tiene 2 desventajas importantes: primero, identificación de los puntos de referencia para las medidas puede ser difícil. Segundo, este puede conducir a errores de la proyección. En el segundo método, los especímenes cementados fueron seccionados transversalmente, y el área marginal luego fue examinada bajo un microscopio. Sin embargo, solamente un limitado número de secciones pudo ser cortado en cualquier espécimen. Éstas 2 técnicas algunas veces fueron usadas para medir una réplica de resina epóxica del área marginal en vez del área misma. Esta práctica no proporciona resultados exactos, y por tanto, no es incentivada. Un tercer método implicó la creación de una réplica de silicona de cuerpo liviano de la

brecha entre la corona y el diente. Esta réplica luego fue seccionada, y zona que correspondía con el área marginal fue observada por medio de microscopio. Esto proporcionó solamente un número limitado de medidas de la brecha marginal.(38)

El cuarto método (videografía láser) también involucró una réplica de silicona de cuerpo liviano, la cual fue digitada conjuntamente con el troquel. Este método con frecuencia ha sido usado para medir la brecha interna, pero no parece proporcionar una identificación confiable de los puntos de referencia esenciales necesarios para medir la adaptación marginal. La quinta técnica (perfilometría) midió la adaptación marginal por medio del uso de un perfilómetro, el cual es un aparato inicialmente diseñado para evaluar la rugosidad de una superficie. Éste solamente permitió las medidas indirectas de la discrepancia marginal absoluta, y sus resultados fueron sometidos a una falsa interpretación. La última técnica usó microtomografía rayos X. Esta técnica innovadora y no destructiva la cual produce imágenes bidimensionales y tridimensionales del espacio entre la reconstitución y el troquel, puede proporcionar secciones muy próximas del área marginal, lo cual permite un gran número de sitios de medición y un fácil reconocimiento de las distancias críticas.(38)

### **1.5.5 Cementos Dentales**

Son sustancias usadas para adherir un objeto con otro, con el objetivo de rellenar el espacio entre una restauración y el diente. Son materiales dentales que proveen una unión entre la prótesis fija y la estructura dental preparada. Históricamente se

han empleado como materiales restauradores, como materiales retentivos, o como materiales especializados de uso endodóntico, ortodóntico, entre otros. (39)

El establecimiento de una óptima resistencia y retención de la prótesis es prioritario, pero el cemento debe actuar como barrera contra la filtración microbiana, selle de la interface diente-restauración y mantener las dos superficies unidas; tradicionalmente el cemento más usado es el cemento de fosfato de zinc, pero presenta varias desventajas como la solubilidad y la pérdida de traba mecánica por esto se han introducido al mercado nuevos materiales alternativos como los cementos resinosos ionómero de vidrio para mejorar la solubilidad y pérdida de adhesión. (40) Los cementos dentales, presentan múltiples propiedades ideales entre las cuales se encuentra:

### **1.5.6 Propiedades biológicas**

#### **- Biocompatibilidad:**

Es la cualidad que tiene un material de poder convivir en contacto con estructuras orgánicas sin hacerles daño ni ser tóxico.

Un material cementante no debe interactuar con los fluidos corporales, no ser tóxico ni potencialmente alérgico. Los cementos de óxido de zinc y eugenol poseen un mayor pH y baja microfiltración bacteriana. A nivel histológico aparece una pequeña respuesta pulpar en especial si el grosor de dentina remanente excede 1mm. (39)

#### - **Inhibición de Caries y Placa**

Un material ideal deberá proteger la interface diente- prótesis de la invasión bacteriana, el ionómero de vidrio por su liberación de flúor ha mostrado un incremento de la concentración de iones fluoruros en la saliva a corto plazo.

Con los demás materiales se ha evidenciado un efecto antimicrobiano menor al del ionómero de vidrio su efectividad se ha demostrado in vitro, pero estos beneficios no se han reportado clínicamente. (40)

#### - **Microfiltración:**

Es la penetración de líquidos y de elementos bucales a través de la interfase tejido dentario–restauración. Hay evidencia que la respuesta pulpar producida por la microfiltración, afecta la longevidad de la restauración por esto idealmente, el material cementante debe ser resistente a dicha microfiltración.

Las resinas adhesivas han mostrado una microfiltración reducida in vitro e in vivo, aunque puede estar influenciado por la adaptación de la restauración. El fosfato de zinc puede mostrar éxito como agente cementante después de 20 años de todas formas la microfiltración ocurre en todos los especímenes pero no siempre contribuye a la falla de la restauración. (41)

### **1.5.7 Propiedades Mecánicas**

#### **- Resistencia**

La resistencia compresiva es la cantidad de energía necesaria para deformar un material hasta el límite proporcional. Gráficamente es el área determinada por el triángulo formado bajo la porción elástica de la curva de tensión-deformación.

Un cemento dental debe poseer resistencia a la fractura y al estrés por fatiga cíclica a largo plazo. La resistencia compresiva se ha usado como predictor del comportamiento clínico (mínimo de 70mpa), el ionomero de vidrio puede incrementar hasta los 200megapascales (Mpa). Algunos materiales de cementación son afectados por los cambios de temperatura por ejemplo el óxido de zinc y eugenol ha mostrado pequeños cambios.(42)

#### **- Baja solubilidad:**

La solubilidad es una medida de la capacidad de disolverse una determinada sustancia (soluto) en un determinado medio (solvente).

Un cemento dental idealmente se debe tener resistencia a la disolución en los fluidos orales sobre el tiempo de vida de la restauración. Generalmente los cementos con base de agua como el fosfato de zinc no poseen baja solubilidad y el éxito de la restauración se le atribuye a la excelente adaptación. (39)

- **Absorción de agua:**

La absorción es la incorporación o entrada de líquidos u otras sustancias por la piel mucosa o tejidos. Los cementos resinosos son susceptibles a la absorción de agua esta tiene un efecto adverso en las propiedades mecánicas de la resina pero la expansión resultante puede ser beneficiosa si se considera la contracción de polimerización. (41)

- **Adhesividad:**

La adhesividad es la atracción física de dos moléculas distintas. La atracción molecular existente entre las superficies de dos cuerpos en contacto.

Cuando se utilizan materiales no adhesivos (fosfato de zinc) la retención está dada por la conformación geométrica de la preparación dental ahora bien si la restauración es en oro la adhesión se puede aumentar si se utilizan primers metálicos. Los materiales resinosos tienen el potencial de mejorar el comportamiento de los retenedores intraradiculares y de restauraciones coladas, la popularidad de la adhesividad ha venido de la mano con restauraciones conservadoras como carillas, incrustaciones inlays, onlays, coronas completas o Prótesis Parcial fija retenidas con resinas.(41)

- **Bajo estrés de Contracción**

Los cementos resinosos y el ionómero de vidrio sufren de contracción durante la fotopolimerización que causa estrés indeseable al material, los espacios creados

por dicha contracción pueden ocurrir en la interfase dentina-cemento en un rango de 1,6 a 7,1 $\mu$ m (de 3 a 10 veces más grande que el material obturador). La exposición a la humedad en el estado apropiado es importante para el éxito clínico, si la exposición es muy temprana las propiedades mecánicas se afectan de forma negativa, y si es demasiado tardía puede favorecer la fractura de la capa de cemento, ahora, si el estrés al interior del material es mayor que la adhesión la falla del agente cementante ocurrirá.(42)

#### - **Retención**

No solo depende de las propiedades mecánicas del agente cementante también influyen las relaciones geométricas del diente preparado y la restauración definitiva, los mecanismos se basan en la interdigitación mecánica y la adhesión fisicoquímicas.

La retención depende principalmente del contacto que existe entre las superficies internas o preparaciones cavitarias y las zonas externas o tallado del diente a la cual se denomina retención friccional. Esta, aumenta cuando las paredes axiales sean preparadas lo más paralelo posible. La retención también depende de cuan alta sea la corona clínica de un diente preparado; pues a mayor superficie de contacto mayor retención final y mayor grado de inclinación o convergencia a oclusal, mayor de 10°. (39)

### **1.5.8 Propiedades Estéticas**

#### **- Estabilidad del Color**

El cemento debe, idealmente mantener la estabilidad del color para que no se afecte la estética de la restauración. En casi todos los casos, los cementos tienden a cambiar de color con el tiempo puede ser notorio a largo y a corto plazo(39).

#### **- Radiopacidad:**

Un material ideal debe ser radiopaco y permitir la distinción entre una base de cemento y caries recurrente al igual q excesos del cemento. Es importante que el material tenga una radiopacidad mayor que la dentina para evitar problemas de interpretación de caries secundaria o brechas cerca de la restauración. (39)

#### **- Grosor de Película:**

Afecta directamente el éxito de clínico, el grosor de película del fosfato de zinc los cementos resinosos y el ionómero de vidrio han demostrado resultados comparables, la medida vertical de la abertura de una corona cementada en un periodonto saludable es de 46.1um

La técnica de mezcla a demostrado gran influencia en el grosor del material una trituración mecánica reduce el grosor de película al ionómero de vidrio, el grosor de película también está afectado por la temperatura, así un espátulado frío reduce el grosor de película y aumenta el tiempo de trabajo del ionómero de

vidrio, por el contrario un cemento de resina duro exhibe un mayor grosor de película cuando se mezcla a bajas temperaturas. (39)

- **Viscosidad:**

El grado de cohesión entre las moléculas de un fluido se denomina viscosidad. Es la resistencia de los líquidos en movimiento a la fuerza que actúan sobre ellos y suele estar en relación con la temperatura.

La cementación de una corona depende de la viscosidad del material con el cual se hace. Este material es dependiente de las propiedades que incrementen su temperatura, los cementos resinosos tienen mayor incidencia en restauraciones coladas inclinadas debido a su alta viscosidad estos poseen ventajas mecánicas y adhesivas pero su manipulación incrementa el riesgo de un selle incompleto de la restauración. (39)

- **Tiempo de trabajo y tiempo de curado:**

El tiempo de curado de los agentes cementantes es influenciado por la temperatura, la temperatura incrementada disminuye el tiempo de trabajo y el tiempo de curado del ionómero de vidrio y los agentes resinosos al igual que los cementos duales

Se ha utilizado loseta de vidrio fría (-18 a -24°C) para extender el tiempo de trabajo del fosfato de zinc.

La máxima resistencia compresiva resulta a una temperatura entre 4 y 8°C (temperatura de refrigerador) extendiendo el tiempo de trabajo del ionómero de vidrio se obtiene un mínimo impacto sobre el grosor de la película y el tiempo de trabajo no afecta adversamente grosor de la película de los cementos resinosos, el tiempo de trabajo de un cemento resinoso dual es reducido por el uso del doble o triple curado

- **Manipulación:**

El desarrollo de los materiales adhesivos ha declinado el uso de los materiales cementantes tradicionales, por otro lado los nuevos materiales tienden a ser las técnicas más complicadas y con pasos adicionales que puedan desarrollar una brecha entre su desarrollo bajo condiciones ideales y su desarrollo en la práctica diaria (42).

### **1.5.9 Características y Propiedades de los cementos**

- **Cementos de fosfato de zinc**

Usados principalmente para cementación definitiva estos presentan características de acidez y requiere métodos de protección pulpar, está formado por la mezcla de un polvo de óxido con un líquido acidificado que debe ser adecuadamente

almacenado. A pesar de su solubilidad y pérdida de adhesión se caracteriza por su excelente comportamiento clínico y resistencia a la fatiga

Su composición es: óxido de zinc (90%) con aditivos de óxido de magnesio (10%) y pigmentos, el líquido es una solución de ácido fosfórico (67%) con aluminio e iones de zinc ayudan a mantener una reacción de endurecimiento lenta durante la mezcla

La reacción química de este comienza desde el momento de la mezcla. La superficie alcalina del polvo es disuelta por el ácido resultando una reacción exotérmica y dejando un cemento muy poroso

Sus propiedades son: Viscosidad, autocurado propiedades mecánicas, grosor de película solubilidad y acidez, la viscosidad es afectada por el tiempo y la temperatura.

Una mezcla en frío incrementa el tiempo de trabajo que normalmente puede ser entre 5 y nueve minutos desde el comienzo de la mezcla, por esto la cementación debe ser lo más rápido posible después de la mezcla ya que se puede aumentar el grosor de película y ser inadecuado el selle de la restauración.

Indicado en retención de restauraciones postes colados y prefabricado inlays metálicas onlays coronas PPF coronas cerámicas; Retención de bandas ortodónticas y como base intermedia

Presenta alta resistencia compresiva y el módulo elástico puede estar afectado por una baja proporción líquido polvo, inapropiada mezcla y exposición prematura a los fluidos orales. La retención del cemento está dada por una interdigitación

mecánica con las superficies del diente y la restauración, el grosor de película máximo es de 25um, la solubilidad en agua 0.2% de pérdida de peso después de 24 horas mayor cuando la mezcla es fluida, la resistencia compresiva es de 98 a 133 Mpa. Depende de la conicidad, longitud y superficie de contacto de la restauración para tener éxito clínico; es un cemento muy estable con el tiempo.(39)

#### - **Cementos de óxido de zinc y eugenol**

Posee un efecto sedativo sobre la pulpa y es utilizado para cementación de dientes preparados con demasiada exposición de túbulos dentinales también es usado para restauraciones temporales por su poca resistencia compresiva este se rompe y limpia fácil.

El polvo contiene 69% de óxido de zinc y óxido de magnesio; y 29% de resina epóxica el resto es acetato de zinc que actúa como acelerador, el luido contiene eugenol mezclado con otros aceites.

Cuando la reacción se presenta humedad forma un gel amorfo de eugenolato de zinc por esto el agua y el calor aceleran la reacción de endurecimiento de estos elementos

La resistencia y el pH son sus principales propiedades posee la menor resistencia compresiva de todos los cementos excepto el hidróxido de calcio, pero ha tenido éxito clínico en la cementación provisional de coronas con adecuada retención, el pH del cemento es neutral y su efecto sedativo hace que no necesite protector

pulpar, la solubilidad del cemento fraguado en agua es la más alta de todos los cementos. Se usa como Sellador de conductos radiculares y en restauraciones provisionales. (39)

#### - **Cementos de ionómero de vidrio**

Muy popular por su propiedad de liberación de flúor y capacidad de prevenir la caries, es utilizado para cementación definitiva y tiene una reacción acido-base.

El polvo consta de calcio fluoroaluminosilicato de vidrio y el líquido es un copolimerocarboxilato diluido en agua, ácido itaconico, maleico y tricarboxilo susceptible al ataque ácido, el componente del ionómero de vidrio reacciona formando una matriz gelatinosa que cruza las partículas parcialmente reaccionadas que se encuentran alrededor.

La quelación entre las moléculas de policarboxilato y el calcio de la superficie del diente resultan en una adhesión química. Los fluoruros y los iones fosfatos forman sales insolubles y complejas, el cemento se convierte en un composite de partículas de vidrio rodeadas de un gel sílice en una matriz de poli aniones atravesados por puentes iónicos, el proceso de adhesión al esmalte y dentina se da durante el proceso de endurecimiento a través de la interacción con los iones fosfato calcio con la quelación de los grupos carboxilos.

La resistencia compresiva y tensil del ionómero es mayor a la del fosfato de zinc pero su modulo elástico es menor , posee propiedades irritativas al complejo

dentinopulpar por la absorción de fluidos de los túbulos dentinales, posee un efecto anticariógeno por el flúor agregado al polvo, las propiedades adhesivas mejoran con agentes limpiadores y la dilución de cloruro férrico posee también efecto bactericida o bacteriostático por la liberación de flúor y la reacción completa puede durar hasta 24 horas

Se puede usar en retención de restauraciones (postes colados y prefabricado inlays metálicas onlays coronas PPF coronas cerámicas.), restauraciones clase V y como base intermedia. (40)

#### - **Cementos resinosos**

Se han usado para la cementación de coronas PPF convencional y restauraciones en porcelana, estos que están basados en metil metacrilato han estado disponibles desde 1952 para la cementación de inlay y coronas, polimerizan por mecanismos de iniciación química fotopolimerización o combinación de ambos (dual).

Viene en presentación polvo líquido o pasta pasta, por un lado está el metil metacrilato con varios selladores inorgánicos con metil metacrilato líquido y peróxido de amina como acelerador, también se puede encontrar sílice, silano y vidrio.

Tiene adhesión a dentina por penetración de monómeros hidrofílicos a través de las capas colágenas superpuestas y parcialmente desmineralizadas la adhesión a esmalte por interdigitación micromecánica a los cristales de hidroxiapatita

La adhesión requiere de múltiples pasos: acondicionamiento de dentina, remoción del barrillo dentinal, aplicación de adhesivo hidrofílico aplicación del agente HEMA adhesivo a dentina y esmalte también posee contracción de polimerización que varía dependiendo del tipo de cemento, grosor y geometría de la cavidad la cual puede formar brechas entre el diente y el cemento

Puede aumentar la resistencia a la fractura de las restauraciones cerámicas las cuales pueden ser grabadas y silanizadas también adecuada resistencia adhesiva a estructuras metálicas micro arenadas por la interacción química del cemento con la capa de óxido del metal

Alta resistencia compresiva y tensil, virtualmente insoluble en medio oral con viscosidad y grosor de película aumentada.

Se pueden usar para la retención convencional de coronas y Prótesis Parcial Fija, retención de brackets y retención de Prótesis parcial fija adheridas con resina

### **1.5.6 Coronas Metal Cerámica**

Una corona de metal-porcelana son un elemento restaurativo de recubrimiento total realizadas con una base metálica y sobre ella se coloca el recubrimiento de porcelana.

Las cerámicas dentales son materiales que son parte de sistemas diseñados con el propósito de producir prótesis dentales que a su vez son usadas para

reemplazar estructuras dentales faltantes o dañadas. La literatura sobre este tópico define a las cerámicas como inorgánicas, materiales no metálicos, contruidos por el hombre por medio del calentamiento de minerales altas temperaturas. (9)

Las cerámicas dentales tienen como desventajas su incapacidad de soportar fuerzas funcionales que están presentes en la cavidad oral. Por ello, inicialmente, estas encontraron una limitada aplicación en las áreas premolares y molares, aunque con el posterior desarrollo de estos materiales ha sido posible su uso como restauraciones protésicas parciales fijas posteriores de tramo largo y estructuras sobre implantes dentales. Todas las cerámicas muestran una baja dureza contra la fractura en comparación a otros materiales dentales, tales como los metales.

Los sistemas de metal cerámica combinan tanto las propiedades estéticas excepcionales de la cerámica como las propiedades mecánicas extraordinarias de los metales.

## **1.6 OBJETIVOS**

### **1.6.1 OBJETIVO GENERAL**

Comparar la adaptación marginal e interna de coronas de disilicato de litio realizadas con técnica prensada y cad cam versus coronas metal cerámicas después del proceso de cementación

### **1.6.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS**

- Determinar la adaptación externa e interna de coronas en disilicato de litio realizadas con técnica CAD-CAM, después de ser cementadas.
- Determinar la adaptación externa e interna de coronas en disilicato de litio realizadas con técnica prensada, después de ser cementadas.
- Determinar la adaptación externa e interna de coronas metal cerámica, después de ser cementadas.

## **2. ASPECTOS METODOLÓGICOS**

**2.1 TIPO DE ESTUDIO:** Estudio experimental in vitro.

**2.2 OBJETO DE ESTUDIO:** Adaptación Marginal después de la cementación y Adaptación Interna después de la cementación

**2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN:** Coronas en disilicato de litio en técnica CAD-CAM, coronas de disilicato de litio en técnica prensada y coronas metal cerámica.

**2.4 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO:** 45 coronas individuales

**MUESTRA:** 15 coronas de disilicato de litio realizadas en técnica CAD CAM

15 Coronas de disilicato de litio realizadas en técnica prensada

15 Coronas de metal porcelana

**2.5 UNIDAD DE ANALISIS:** Micrómetros ( $\mu\text{m}$ )

### **2.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN**

#### **2.6.1 Criterios de Exclusión:**

- Coronas con fracturas de cerámica

- Coronas con infra o sobrecontornos

## 2.7 TABLAS DE VARIABLES

**TABLA 2. Tabla de Variables: Adaptación Marginal**

VARIABLE	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACIÓN	NIVEL DE EVIDENCIA	ESCALA	RELACIÓN
<b>ADAPTACIÓN MARGINAL</b>	Ajuste externo entre la restauración y el diente, se mide a nivel cervical	40-120 $\mu$ m	cuantitativa	Continua	Dependiente
<b>SUPERFICIE EXTERNA</b>	Parte externa de un cuerpo que sirve de delimitación con el medio	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vestibular</li> <li>• Palatina</li> <li>• Mesial</li> <li>• Distal</li> </ul>	Cualitativa	Nominal	Independiente
<b>TIPO DE CORONA</b>	Prótesis dental que cubre el área de un diente previamente preparado	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Cerámica</li> <li>• Metal-cerámica</li> </ul>	Cualitativa	Nominal	Independiente
<b>TECNICA</b>	procedimiento que tiene como objetivo obtener un resultado determinado	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CAD-CAM</li> <li>• Prensada</li> </ul>	Cualitativa	Nominal	Independiente

**TABLA 3. Tabla de Variables: Adaptación Interna**

VARIABLE	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACIÓN	NIVEL DE EVIDENCIA	ESCALA	RELACIÓN
<b>ADAPTACION INTERNA</b>	Ajuste interno entre la restauración, el cemento y el diente preparado	40-120 $\mu$ m	Cuantitativa	Continua	Dependiente
<b>SUPERFICIE INTERNA</b>	Parte interna de un cuerpo que sirve de delimitación con el exterior	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Incisal</li> <li>• Medial</li> <li>• gingival</li> </ul>	Cualitativa	Nominal	Independiente
<b>TIPO DE CORONA</b>	Prótesis dental que cubre el área de un diente previamente preparado	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Cerámica</li> <li>• Metal-cerámica</li> </ul>	Cualitativa	Nominal	Independiente
<b>TECNICA</b>	Procedimiento que tiene como objetivo obtener un resultado determinado	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CAD-CAM</li> <li>• Prensada</li> </ul>	Cualitativa	Nominal	Independiente

## 2.8 INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

		ADAPTACIÓN EXTERNA			
		LOCALIZACIÓN DE LA MEDICIÓN POST CEMENTACIÓN (MICROMETROS $\mu\text{m}$ )			
		MESIAL	DISTAL	VESTIBULAR	LINGUAL
CORONAS METAL PORCELANA	CORONA 1				
	CORONA 2				
	CORONA 3				
	CORONA 4....				
	CORONA 15				
CORONAS EN DISILICATO DE LITIO TECNICA CAD CAM	CORONA 16				
	CORONA 17				
	CORONA 18				
	CORONA 19...				
	CORONA 30				
CORONAS DE DISILICATO DE LITIO TECNICA PRENSADA	CORONA 31				
	CORONA 32				
	CORONA 33				
	CORONA 34....				
	CORONA 45				

		ADAPTACIÓN INTERNA		
		LOCALIZACIÓN DE LA MEDICIÓN DESPUES DEL CORTE (MICROMETROS $\mu\text{m}$ )		
		VESTIBULAR	INCISAL	PALATINO
CORONAS METAL PORCELANA	CORONA 1			
	CORONA 2			
	CORONA 3			
	CORONA 4....			
	CORONA 15			
CORONAS EN DISILICATO DE LITIO TECNICA CAD CAM	CORONA 16			
	CORONA 17			
	CORONA 18			
	CORONA 19...			
	CORONA 30			
CORONAS DE DISILICATO DE LITIO TECNICA PRENSADA	CORONA 31			
	CORONA 32			
	CORONA 33			
	CORONA 34....			
	CORONA 45			

## 2.9 PROCEDIMIENTO:

La muestra estuvo constituida por 45 coronas, muestra establecida mediante análisis estadístico histórico. Las coronas fueron elaboradas en una investigación previa dirigida por el DR. CAMILO CABANZO. Las coronas de incisivos centrales maxilares fueron estandarizadas a partir de un troquel maestro de metal base y duplicado en 45 troqueles iguales de resina epóxica (Figura 5). La muestra fue aleatorizada y dividida en 3 subgrupos (n = 15 por grupo): 1) Coronas metal cerámicas, 2) Coronas en disilicato de litio técnica CAD/CAM (IPS e.max CAD), 3) coronas en disilicato de litio técnica Prensada (IPS e.maxPress). Posteriormente las coronas fueron cementadas utilizando cemento de resina dual. Las variables que fueron evaluadas en esta investigación fueron: la adaptación externa, la adaptación interna y los tres tipos de coronas



**Figura 5. Troqueles de resina epóxica**

Según la resolución 8430 de 1993 del ministerio de salud, el estudio se clasifica como sin riesgo y fue aprobado por el comité de investigación de la institución universitaria Colegios de Colombia UNICOC, Colegio Odontológico. Los investigadores declaran no tener conflicto de intereses.

### 2.9.1 Cementación

Luego de obtener las 45 coronas con su respectivo troquel en resina epóxica, se llevó a cabo el proceso de cementación así: se realizó una limpieza minuciosa de los troqueles, lavándolos con agua estéril. A continuación, se secaron ligeramente con aire libre de agua y grasa se revisó el ajuste de las restauraciones y se colocó una capa delgada de “primer” sobre los muñones de resina epóxica aireando suavemente por 15 segundos. (Figuras 6 y 7)

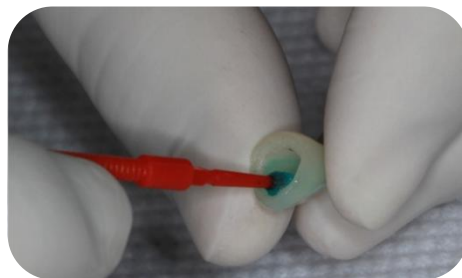


**Figura 6. Primer Usado en la cementación**



**Figura 7. Aplicación de Primer a todos los troqueles**

Las coronas de disilicato de litio en las dos técnicas (IPS e.maxPress, IPS e.max CAD), fueron grabadas con ácido fluorhídrico al 5% IPS® CeramicGel durante 20 segundos (Figura 8).

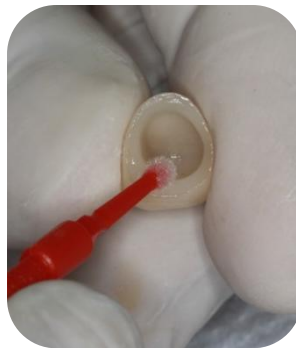


**Figura 8. Aplicación de Ácido Fluorhídrico**

Se Lavaron a fondo las restauraciones con chorro de agua y luego fueron secadas con aire libre de grasa. Se Aplicó Monobond-S (agente silanizante) con un microcepillo sobre las superficies tratadas previamente, dejándolo actuar durante 60 segundos y después fueron aireadas con un chorro fuerte de aire (Figuras 9 y 10).

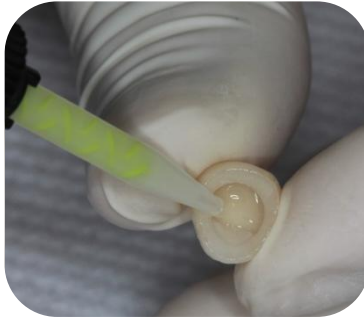


**Figura 9. Agente Silanizante**



**Figura 10. Aplicación de silano 60 segundos**

Para la cementación, se utilizó una punta nueva de automezcla en la jeringa doble. Se dispensó MultilinkSpeed transparente en 2/3 del interior de cada una de las restauraciones (Figura 11). Luego se colocó la restauración sobre el troquel y se mantuvo *in situ* ejerciendo una presión constante por 40 segundos con un dinamómetro a 40 Newtons de presión (Figura 12), estandarizando de esta manera la fuerza de cementación en todas las muestras. Cada muestra fue prepolimerizada por 3 segundos para poder eliminar fácilmente los excesos de material con un explorador, luego se polimerizó 20 segundos por cada cara de la corona. (Figura 13). Las muestras fueron conservadas a 37°C durante 48 horas.



**Figura 11. Aplicación de cemento de resina Dual**



**Figura 12. Dinamómetro a 40 Newtons**



**Figura 13. Fotopolimerización.**

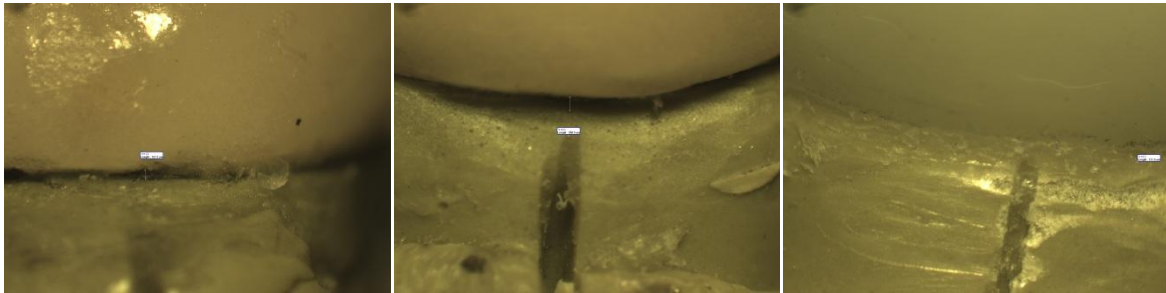
### **2.9.2 Adaptación Externa**

La exactitud marginal fue evaluada midiendo la discrepancia marginal absoluta de las coronas sobre los pilares después de la cementación, usando un estereomicroscopio Optiks a 40x (Figura 14). Para estandarizar el análisis marginal, fueron marcados previamente puntos de referencia usando una pieza manual angulada a alta velocidad y un instrumento de corte rotatorio diamantado en la mitad de las superficies vestibulares, mesiales, linguales, y distales.



**Figura 14. Estereomicroscopio Optiks**

Fue usado un programa de software automatizado de procesamiento de imágenes Moticam 2300 3,0M Pixel USB 2,0 para medir la discrepancia marginal en los 4 puntos, dicho valor que fue dado en micrómetros. Se tomaron microfotografías de la adaptación marginal de cada una de las muestras por vestibular. (Figura 15)



A.

B.

C.

**Figura 15. Adaptación Marginal. A. Corona Metal cerámica. B. Corona Disilicato Cad Cam. C. Corona Disilicato Prensada**

### 2.9.3 Adaptación Interna

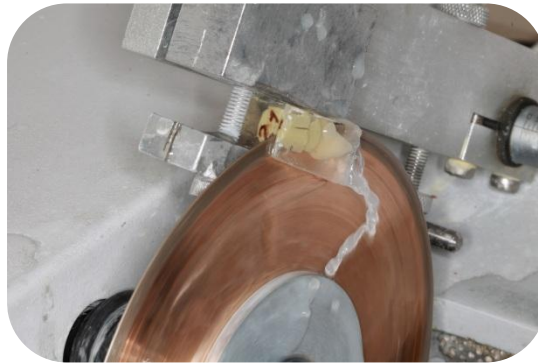
Cada uno de los especímenes previamente cementado, se incluyó en un molde resina epóxica líquida el cual se esperó 48 horas hasta su autopolimerización.

(Figura 16)



**Figura 16. Inclusión en Resina epóxica**

Formados los cubos, se realizaron cortes de vestibular a lingual por la mitad de las 45 muestras con ayuda de una Microcortadora Isomet (Buehler) a Baja velocidad (320rpm), usando agua oxigenada ( $H_2O_2$ ) como agente de refrigeración y con un disco diamantado de 320 micras. (Figura 17 y 18)



**Figura 17. Microcortadora Isomet (Buehler)**



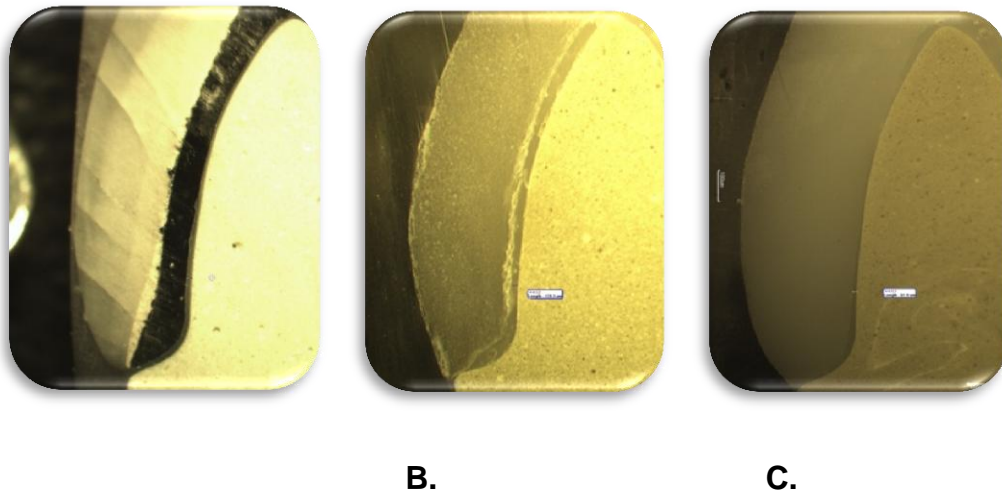
**A.**

**B.**

**C.**

**Figura 18. Cortes de las muestras. A. Corona Metal cerámica. B. Corona Disilicato Cad Cam. C. Corona Disilicato Prensada**

La adaptación interna fue evaluada midiendo la distancia entre la corona y el troquel (espacio ocupado por el cemento), con el estereomicroscopio en 3 puntos de cada uno de los cortes (vestibular, incisal y lingual). Se obtuvo la medida en micrómetros y se tomó la microfotografía de cada una de las muestras por vestibular. (Figura 19)



**Figura 19. Microfotografías Adaptación Interna. A. Corona Metal cerámica. B. Corona Disilicato Cad Cam. C. Corona Disilicato Prensada**

## **2.10 CONSIDERACIONES ÉTICAS**

Según la resolución 8430 de 1993 Título II, Capítulo 1, Artículo 11 ítem B. El estudio se clasifica como sin riesgo. Los investigadores declaran no tener conflicto de intereses.

## **2.11 MÉTODO ESTADÍSTICO**

Se realizó una base de datos en Excel 2010 y fue procesada en el paquete estadístico SPSS IBM versión 20. Se realizaron comparaciones múltiples usando pruebas ANOVA y BONFERRONI. Los valores P de menos de 0.05 fueron considerados para indicar la significancia estadística en los test.

### 3 RESULTADOS

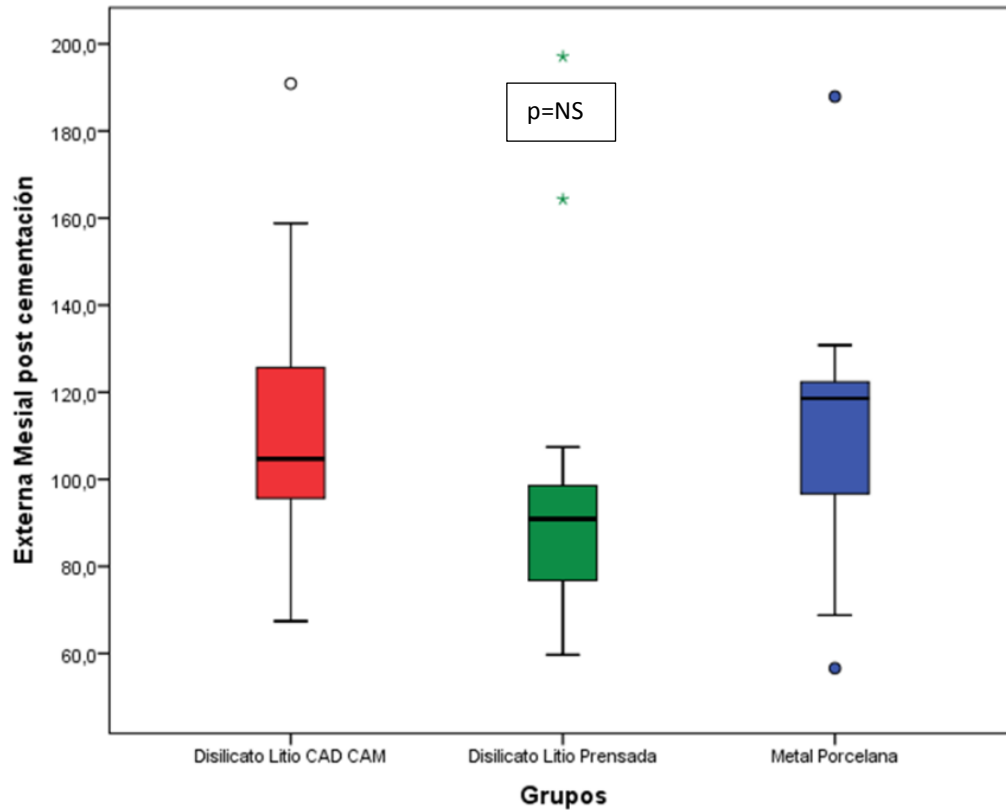
#### ADAPTACIÓN MARGINAL EXTERNA:

**Mesial:** Al comparar los tres tipos de coronas el Disilicato Litio CAD CAM ( $113,9 \pm 32,9 \mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $96,9 \pm 36,9 \mu$ ) y la Metal Porcelana ( $112,5 \pm 30,4 \mu$ ) Postcementación, no se encontró diferencia estadísticamente significativa en la superficie Mesial. (Figura 20)

**Tabla 4. Comparación de la Adaptación Marginal Externa Postcementación superficie Mesial en tres tipos Coronas**

Tipo de Corona		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Externa Mesial	Disilicato Litio CAD CAM	15	113,9	32,9	95,6	132,1	67,4	190,9
	Disilicato Litio Prensada	15	96,9	36,9	76,5	117,4	59,7	197,1
	Metal Porcelana	15	112,5	30,4	95,7	129,3	56,6	187,9

**Figura 20. Comparación de la Adaptación Marginal Externa Postcementación superficie Mesial en tres tipos Coronas**

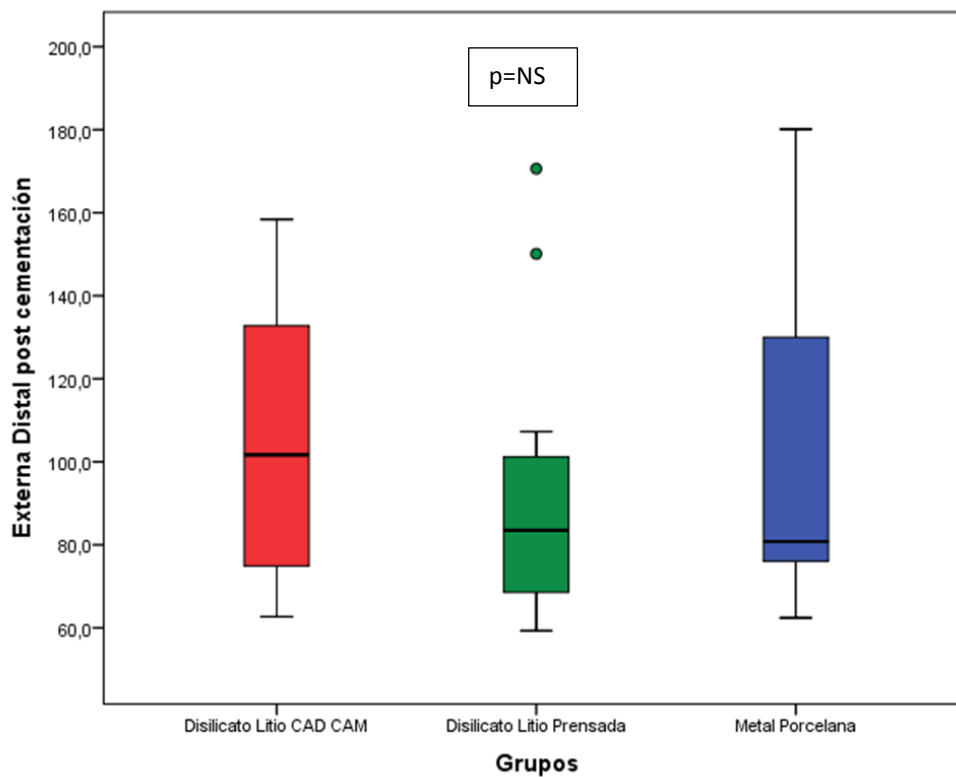


**Distal:** Al comparar los tres tipos de coronas el Disilicato Litio CAD CAM ( $106,3 \pm 34,7 \mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $91,6 \pm 31,7 \mu$ ) y la Metal Porcelana ( $101,3 \pm 35,3 \mu$ ) Postcementación, no se encontró diferencia estadísticamente significativa en la superficie Distal (Figura 21)

**Tabla 5. Comparación de la Adaptación Marginal Externa Postcementación Superficie Distal en tres tipos Coronas**

Tipo de Corona		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
Externa Distal	Disilicato Litio CAD CAM	15	106,3	34,7	87,1	125,5	62,7	158,4
	Disilicato Litio Prensada	15	91,6	31,7	74,1	109,2	59,3	170,6
	Metal Porcelana	15	101,3	35,3	81,7	120,8	62,4	180,1

**Figura 21. Comparación de la Adaptación Marginal Externa Postcementación Superficie Distal en tres tipos Coronas**

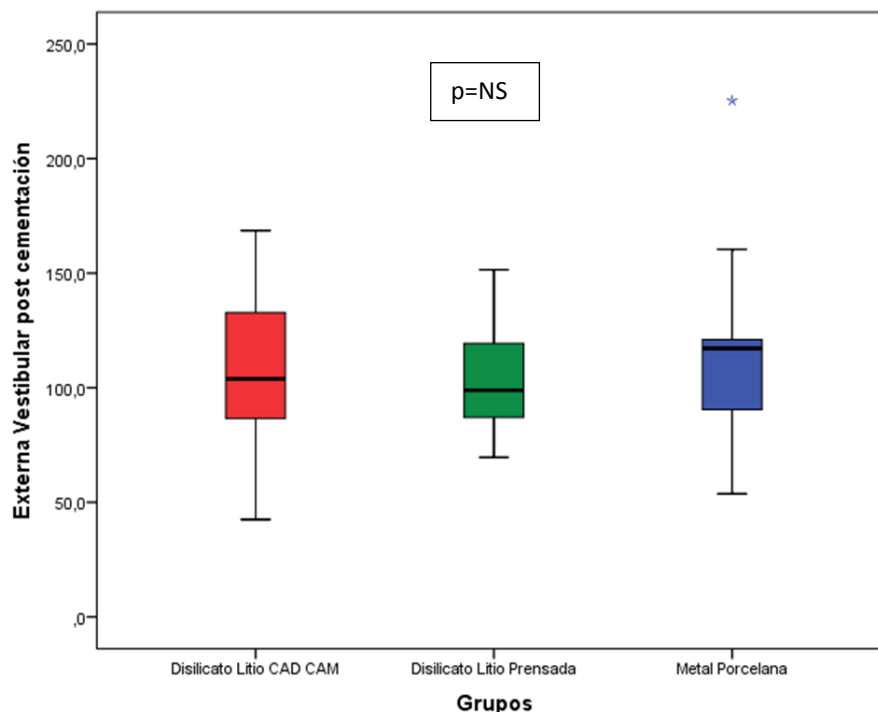


**Vestibular:** Al comparar los tres tipos de coronas el Disilicato Litio CAD CAM ( $108,2 \pm 37,4\mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $105,6 \pm 24,3\mu$ ) y la Metal Porcelana ( $113,8 \pm 40,3\mu$ ) Postcementación, no se encontró diferencia estadísticamente significativa en la superficie vestibular. (Figura 22)

**Tabla 6. Comparación de la Adaptación Marginal Externa Postcementación Superficie Vestibular en tres tipos Coronas**

Tipo de Corona		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
Externa Vestibular	Disilicato Litio CAD CAM	15	108,2	37,4	87,5	128,9	42,5	168,6
	Disilicato Litio Prensada *	15	105,6	24,3	92,2	119,1	69,6	151,5
	Metal Porcelana*	15	113,8	40,3	91,5	136,2	53,7	225,3

**Figura 22. Comparación de la Adaptación Marginal Externa Postcementación Superficie Vestibular en tres tipos Coronas**



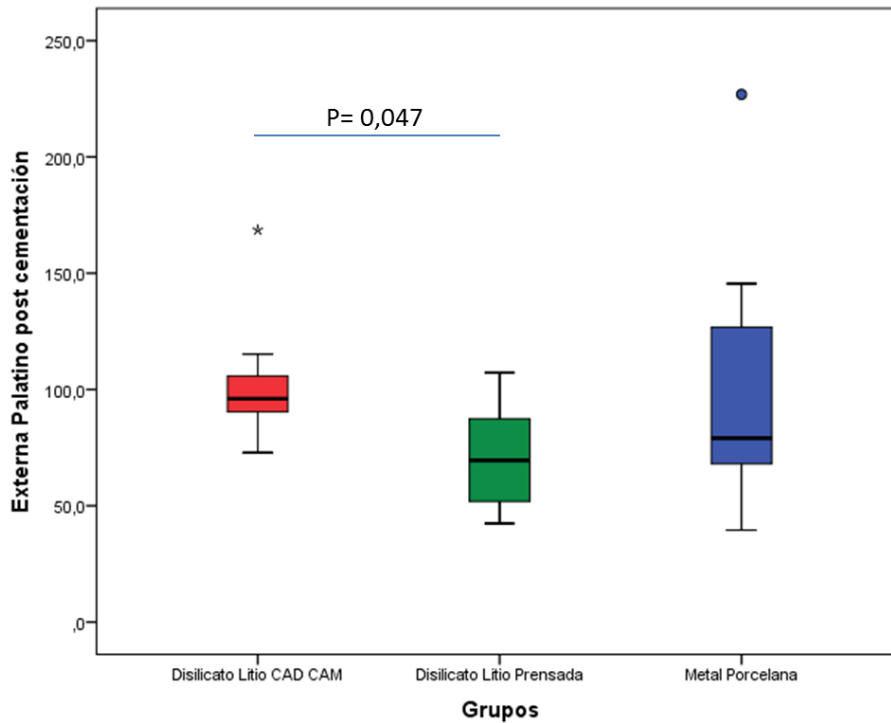
**Palatina:** Al comparar los tres tipos de coronas el Disilicato Litio CAD CAM ( $102,1 \pm 21,3\mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $71,6 \pm 21,9\mu$ ) y la Metal Porcelana ( $99,0 \pm 48,4\mu$ ) se encontró diferencia estadísticamente significativa  $p= 0.047$  entre las coronas Disilicato de Litio en Técnica CAD CAM y el Disilicato de litio en técnica prensada. (Figura 23)

**Tabla 7. Comparación de la Adaptación Marginal Externa Postcementación Superficie Palatina en tres tipos Coronas**

Tipo de Corona		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
Externa Palatina	Disilicato Litio CAD CAM*	15	102,1	21,3	90,2	113,9	72,9	168,6
	Disilicato Litio Prensada*	15	71,6	21,9	59,5	83,7	42,4	107,2
	Metal Porcelana	15	99,0	48,4	72,2	125,8	39,5	226,9

\* $p= 0,047$  al comparar las coronas Disilicato de litio en técnica CAD CAM y Técnica Prensada

**Figura 23. Comparación de la Adaptación Marginal Externa Postcementación Superficie Palatina en tres tipos Coronas**



### ADAPTACIÓN INTERNA:

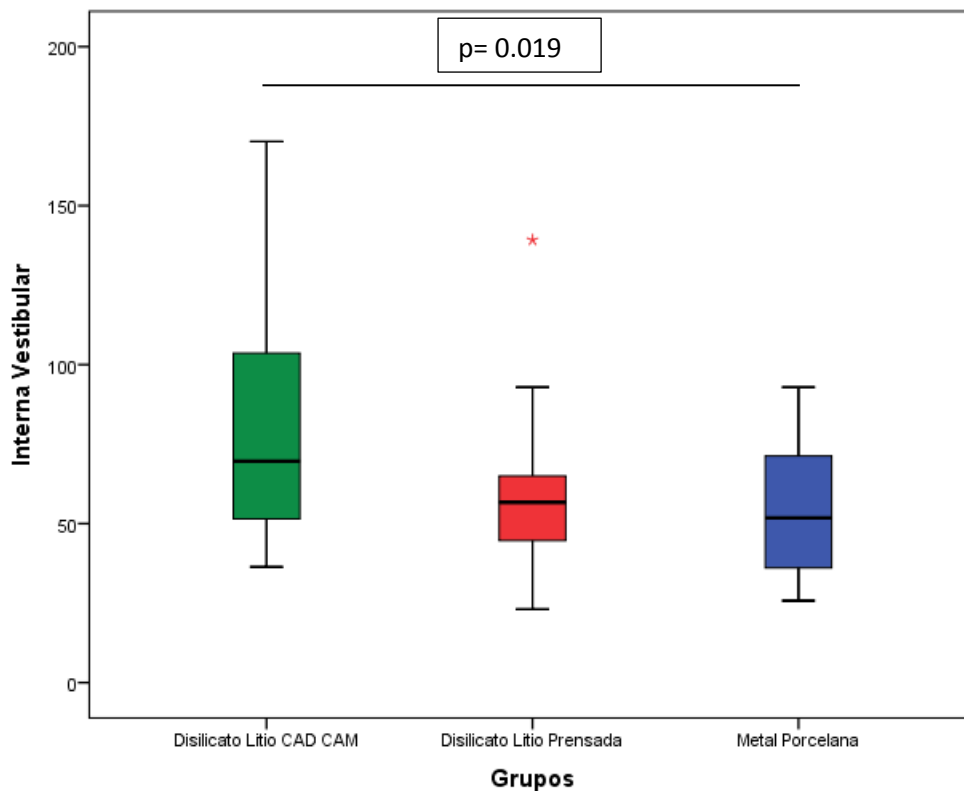
**Vestibular:** Al comparar los tres tipos de coronas el Disilicato Litio CAD CAM ( $88,5 \pm 45,4 \mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $59,8 \pm 28,4 \mu$ ) y la Metal Porcelana ( $53,6 \pm 20,7 \mu$ ) Postcementación se encontró diferencia estadísticamente significativa  $p = 0,019$  entre la coronas metal porcelana y el Disilicato de litio en técnica CAD CAM. (Figura 24)

**Tabla 8. Comparación de la adaptación interna en superficie Vestibular en tres tipos coronas**

Tipo de Corona		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Interna Vestibular	Disilicato Litio CAD CAM*	15	88,5	45,4	63,4	113,7	36,4	170,2
	Disilicato Litio Prensada	15	59,8	28,4	44,1	75,5	23,1	139,2
	Metal Porcelana*	15	53,6	20,7	42,2	65,1	25,8	92,9

\*p=0.019 al comparar las coronas Metal Porcelana y Disilicato Litio CAD CAM

**Figura 24. Comparación de la Adaptación Interna Superficie Vestibular en tres tipos Coronas**



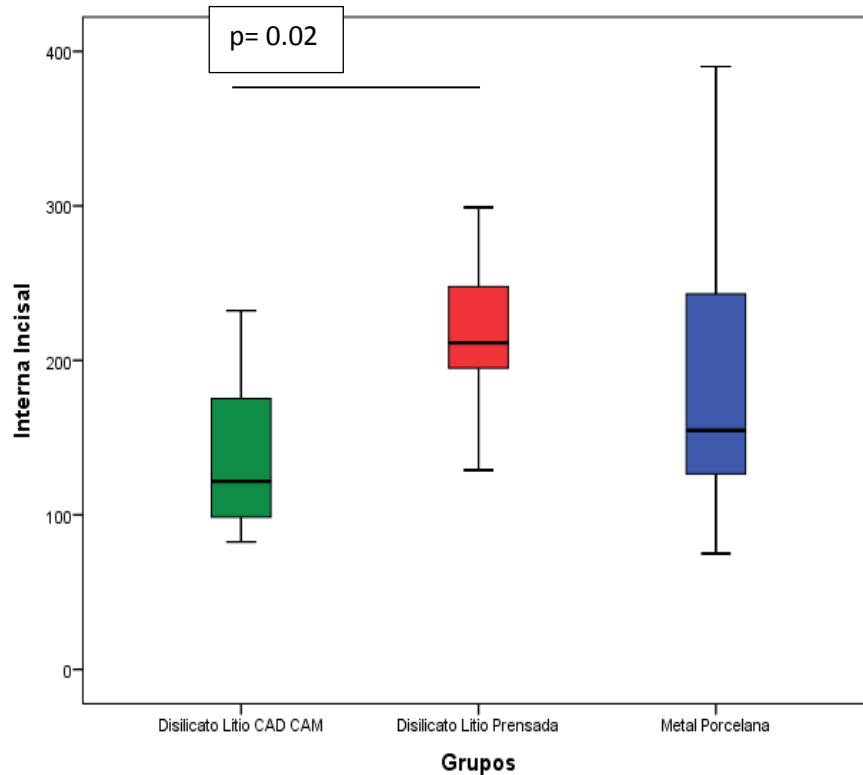
**Incisal:** Al comparar los tres tipos de coronas el Disilicato Litio CAD CAM ( $133,4 \pm 47,4 \mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $219,2 \pm 43,7 \mu$ ) y la Metal Porcelana ( $185,7 \pm 91,2 \mu$ ), se encontró diferencia estadísticamente significativa  $p= 0.002$  entre la coronas Disilicato de Litio en técnicas Prensada y CAD CAM. (Figura 25)

**Tabla 9. Comparación de la adaptación interna en superficie Incisal en tres tipos coronas**

Tipo de Corona		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Interna Incisal	Disilicato Litio CAD CAM*	15	133,4	47,4	107,2	159,7	82,5	232,2
	Disilicato Litio Prensada*	15	219,2	43,7	195,0	243,4	128,9	299,0
	Metal Porcelana	15	185,7	91,2	135,2	236,2	75,0	390,1

\* $p=0.002$  al comparar las coronas de Disilicato Prensadas y CAD CAM

**Figura 25. Comparación de la Adaptación Interna Superficie Incisal en tres tipos Coronas**



**Palatino** Al comparar los tres tipos de coronas el Disilicato Litio CAD CAM ( $127,6 \pm 98,2 \mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $60,0 \pm 24,1 \mu$ ) y la Metal Porcelana ( $45,5 \pm 27,6 \mu$ ) se encontró diferencia estadísticamente significativa  $p= 0.002$  entre la coronas Disilicato de Litio en CAD CAM y las metal cerámica. Se encontró también una diferencia estadísticamente significativa  $p= 0.012$  entre la coronas Disilicato de Litio en técnicas CAD CAM y técnica prensada. (Figura 26)

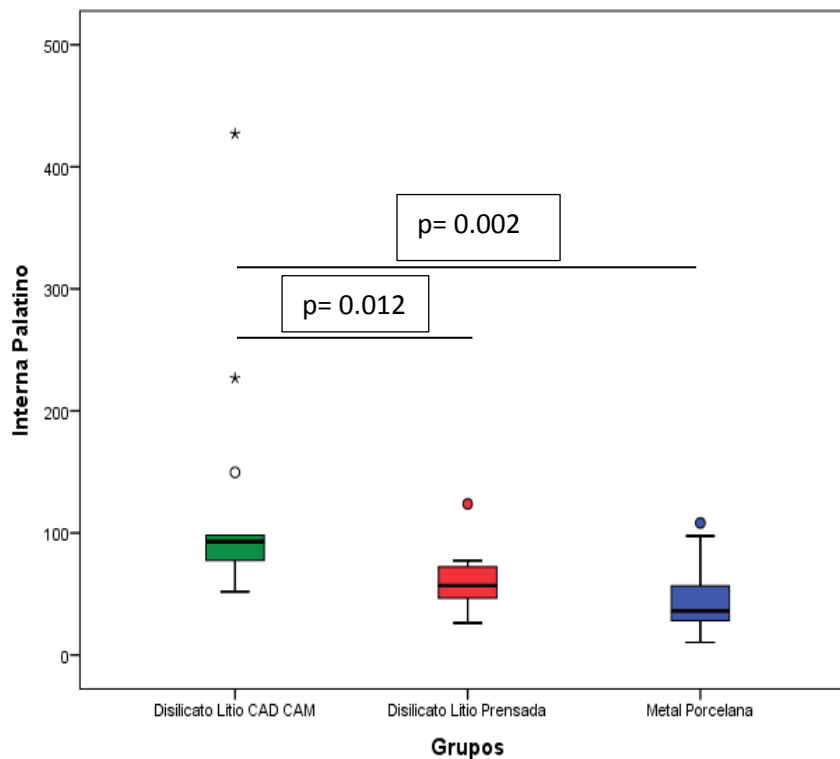
**Tabla 10. Comparación de la adaptación interna en superficie palatina en tres tipos coronas**

Tipo de Corona		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Interna Palatina	Disilicato Litio CAD CAM* **	15	127,6	98,2	73,2	181,9	51,8	427,0
	Disilicato Litio Prensada**	15	60,0	24,1	46,6	73,3	26,3	123,8
	Metal Porcelana*	15	45,5	27,6	30,2	60,7	10,3	108,2

\*p=0.002 al comparar las coronas de Disilicato CAD CAM y metal cerámica

\*\*p=0.012 al comparar las coronas de Disilicato Prensada y CAD CAM

**Figura 26. Comparación de la adaptación interna en superficie palatina en tres tipos coronas**



## COMPARACIÓN DE LA ADAPTACIÓN EXTERNA PRE Y POSTCEMENTACIÓN

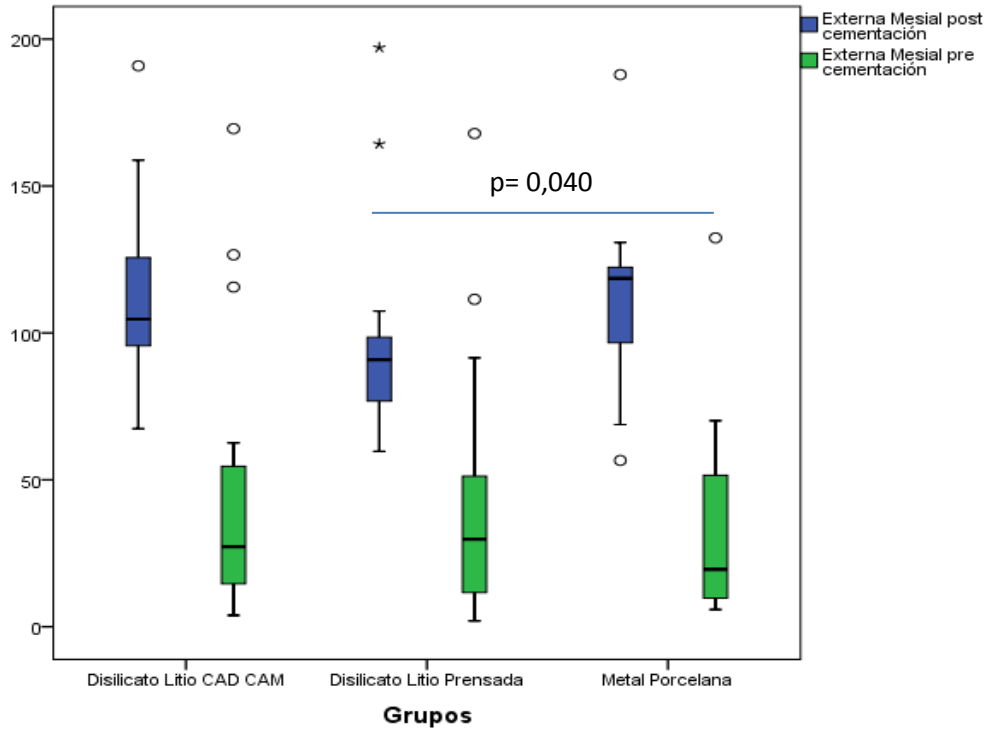
**Mesial:** Al comparar la diferencia entre adaptación marginal externa pre y Postcementación en la superficie Mesial en los tres tipos de coronas, Disilicato Litio CAD CAM ( $66,9 \pm 32,7 \mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $53,1 \pm 19,7 \mu$ ) y la Metal Porcelana ( $77,8 \pm 24,5 \mu$ ); se encontró diferencia estadísticamente significativa  $p=0.040$  entre la coronas Disilicato de Litio en Técnica Prensada y las Metal cerámica. (Figura 27)

**Tabla 11. Comparación de la adaptación externa en superficie Mesial pre y Postcementación en tres tipos coronas**

Tipo de Corona		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Mesial pre y Postcementación	Disilicato Litio CAD CAM	15	66,9	32,7	48,8	85,0	14,8	129,0
	Disilicato Litio Prensada*	15	53,1	19,7	42,3	64,0	15,9	78,9
	Metal Porcelana*	15	77,8	24,5	64,2	91,4	37,1	117,4

\* $p=0.040$  al comparar las coronas de Disilicato técnica Prensada y metal porcelana

**Figura 27. Comparación de la adaptación externa en superficie Mesial pre y Postcementación en tres tipos coronas**

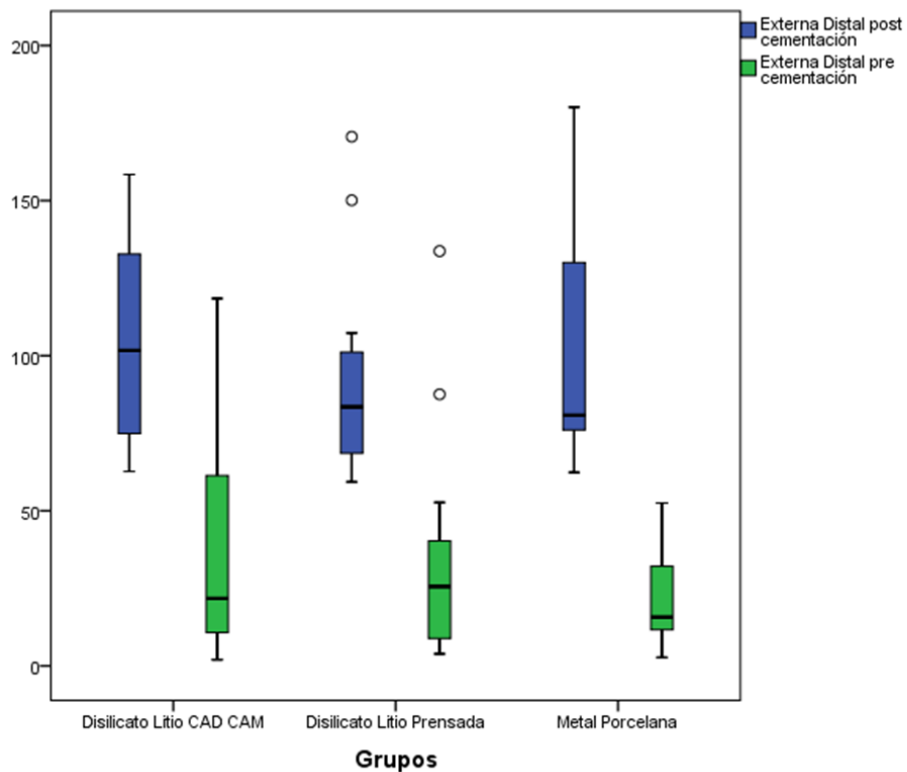


**Distal:** Al comparar la diferencia entre adaptación externa pre y Postcementación en la superficie Distal en los tres tipos de coronas, Disilicato Litio CAD CAM ( $70,6 \pm 35,6 \mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $56,8 \pm 27,3 \mu$ ) y la Metal Porcelana ( $80,2 \pm 31,2 \mu$ ); no se encontró diferencia estadísticamente significativa (Figura 28)

**Tabla 12. Comparación de la adaptación externa en superficie Distal pre y Postcementación en tres tipos coronas**

Tipo de Corona		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Distal pre y Postcementación	Disilicato Lítico CAD CAM	15	70,6	35,6	50,8	90,3	10,1	153,6
	Disilicato Lítico Prensada	15	56,8	27,3	41,7	71,9	15,0	126,4
	Metal Porcelana	15	80,2	31,2	62,9	97,5	34,0	139,1

**Figura 28. Comparación de la adaptación externa en superficie Distal pre y Postcementación en tres tipos coronas**



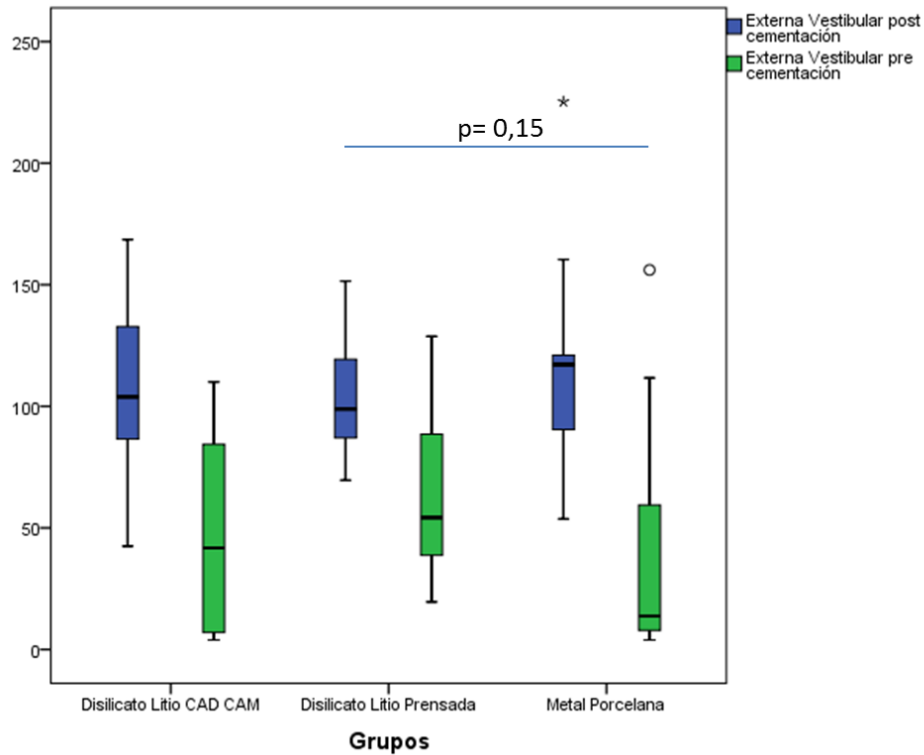
**Vestibular:** Al comparar la diferencia entre adaptación externa pre y Postcementación en la superficie Vestibular en los tres tipos de coronas, Disilicato Litio CAD CAM ( $60,3 \pm 21,4 \mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $41,8 \pm 26,8 \mu$ ) y la Metal Porcelana ( $73,5 \pm 37,2 \mu$ ); se encontró diferencia estadísticamente significativa  $p=0.015$  entre las coronas Disilicato de Litio técnica Prensada y las metal cerámica. (Figura 29)

**Tabla 13. Comparación de la adaptación externa en superficie Vestibular pre y Postcementación en tres tipos coronas**

Tipo de Corona	N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
Vestibular pre y Postcementación	15	60,3	21,4	48,5	72,2	31,6	108,1
Disilicato Litio CAD CAM	15	41,8	26,8	27,0	56,6	6,9	100,3
Disilicato Litio Prensada*	15	73,5	37,2	52,9	94,0	9,6	142,7
Metal Porcelana*							

\* $p=0.015$  al comparar las coronas de Disilicato técnica Prensada y metal porcelana

**Figura 29. Comparación de la adaptación externa en superficie Vestibular pre y Postcementación en tres tipos coronas**



**Palatina:** Al comparar la diferencia entre adaptación externa pre y Postcementación en la superficie Palatina en los tres tipos de coronas, Disilicato Litio CAD CAM ( $79,2 \pm 32,2 \mu$ ), Disilicato Litio Prensada ( $42,8 \pm 23,0 \mu$ ) y la Metal Porcelana ( $49,1 \pm 28,1 \mu$ ); se encontró diferencia estadísticamente significativa  $p= 0.003$  entre la coronas de Disilicato de Litio en técnica CAD CAM y Prensada. Se encontró también una diferencia estadísticamente significativa  $p= 0.012$  entre la coronas Disilicato de Litio en CAD CAM y las Metal porcelana. (Figura 30)

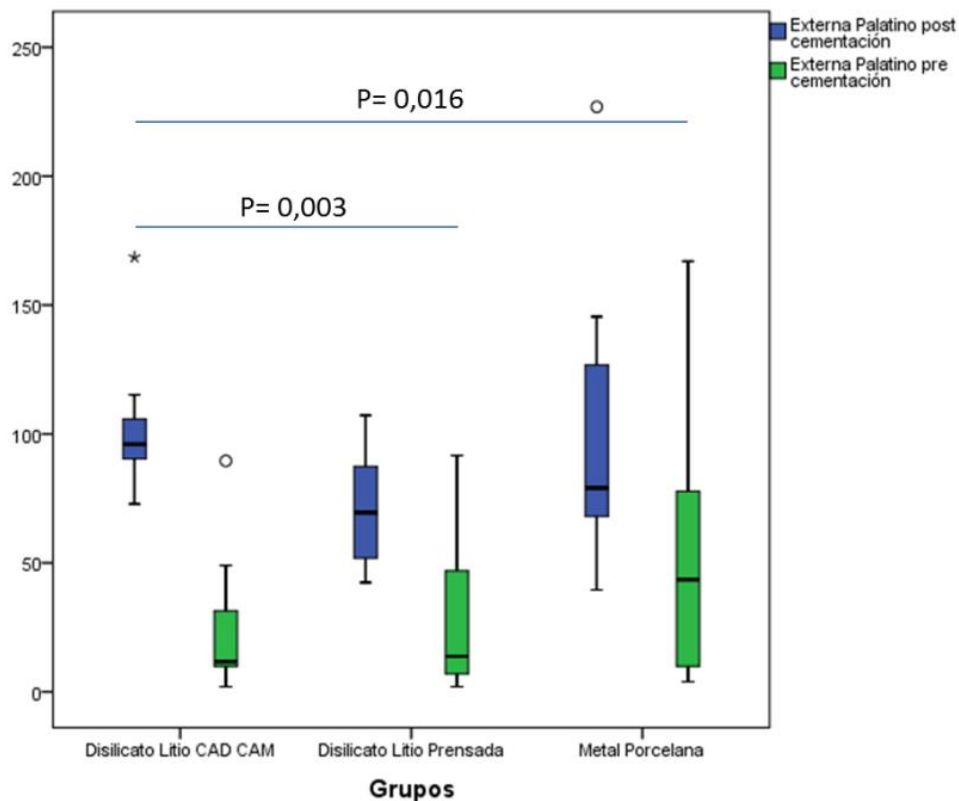
**Tabla 14. Comparación de la adaptación externa en superficie Palatina pre y Postcementación en tres tipos coronas**

Tipo de Corona		N	Media	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Palatina pre y Postcementación	Disilicato Litio CAD CAM* **	15	79,2	32,2	61,3	97,0	6,4	158,7
	Disilicato Litio Prensada*	15	42,8	23,0	30,1	55,6	8,0	85,9
	Metal Porcelana**	15	49,1	28,1	33,5	64,7	8,3	95,1

\*p=0.003 al comparar las coronas de Disilicato en técnicas CAD CAM y Prensada

\*\*p=0.016 al comparar las coronas de Disilicato CAD CAM con metal porcelana

**Figura 30. Comparación de la adaptación externa en superficie Palatina pre y Postcementación en tres tipos coronas**



## 4 DISCUSION

Esta investigación estuvo dirigida a cuantificar cuales son los cambios en la adaptación marginal e interna de coronas de Disilicato de litio elaboradas en técnica CAD-CAM y en técnica prensada después del proceso de cementación con cemento de resina Dual. Se comprobó que el tipo de técnica usada (CAD-CAM, Prensada o Metal Cerámica) para la fabricación de las coronas influye sobre la adaptación marginal e interna después del proceso de cementación.

Los resultados in vitro deben analizarse cuidadosamente debido a que estas pruebas no pueden simular completamente la situación clínica. Sin embargo, estos estudios tienen la ventaja de proporcionar condiciones estandarizadas respecto al diseño de la preparación, la técnica y el rendimiento experimental, dando como resultado evaluaciones más repetibles.

La adaptación externa se define como la distancia vertical entre la línea de acabado del diente preparado y los márgenes de la restauración. La estrecha proximidad entre el margen de las restauraciones y la estructura dental protege al cemento adhesivo de la desintegración gradual de sus propiedades químicas, físicas, y mecánicas dando como resultado micro filtración, caries recurrentes, decoloración de la estructura dental, y fractura de las restauraciones cementadas. Por otra parte, la adaptación interna es una medida directa del espesor de la película de cemento que está por debajo de la restauración y está

significativamente influenciada por la exactitud del proceso de fabricación usado.

(45-47)

Aunque la adaptación marginal externa puede ser medida usando diferentes métodos de imágenes tales como estereomicroscopio o barrido electrónico, la adaptación interna requiere del seccionamiento de estas restauraciones para evaluar el espesor de la película de cemento que está por debajo de las restauraciones.

En esta investigación, existió una influencia significativa de la técnica de fabricación sobre la adaptación interna y externa de las restauraciones evaluadas. El Disilicato de Litio en Técnica Prensada obtuvo la mejor adaptación externa en todas las superficies evaluadas a excepción de la adaptación externa en la superficie palatina. Y adicionalmente comparado los resultados pre y postcementación, esta técnica obtuvo menores efectos, es decir menor diferencia y mejor adaptación.

Con la técnica de cerámica prensada, los patrones en cera son construidos directamente sobre el modelo de trabajo preparado proporcionándole al odontólogo más control durante el moldeamiento, esculpimiento, y sellado de los márgenes. Durante el prensado, la barra de porcelana derretida es prensada bajo presión controlada, la temperatura y el vacío aseguran una reproducción exacta de los detalles finos especialmente en los márgenes. Por otra parte, las limitaciones del software para el diseño de las restauraciones y las limitaciones del equipo de

escaneado y las máquinas de tallado pueden producir errores con la técnica CAD/CAM especialmente durante el trazado manual y el tallado fino de la línea de terminación, lo cual justifica los resultados de este estudio (48).

En este estudio todos los especímenes fueron fabricados sobre troqueles de trabajo directamente reproducidos mediante un diente unitario maestro que eliminaba cualquier posible diferencia entre los especímenes. En las secciones cortadas, fue posible medir precisamente la adaptación interna.

En las secciones sagitales, se observó mejor adaptación interna en las superficies palatina y vestibular en comparación con la Incisal para todas las técnicas. Las coronas metal porcelana obtuvieron los valores de mejor adaptación interna en comparación con el Disilicato de litio en las dos técnicas estudiadas.

El espesor de la película de cemento es una medida de la adaptación interna o de la adaptación de la restauración. No solamente se observó en este estudio un inferior espesor de la película de cemento para las restauraciones metal porcelana sino también un espesor uniforme, lo cual indica un mejor asentamiento en comparación con el espesor irregular y mayor de la película de cemento observado para las restauraciones de Disilicato de Litio en técnica CAD CAM.

Estos resultados estuvieron de acuerdo con May y colaboradores quienes señalaron que el espacio del cemento debe ser uniforme para facilitar el asentamiento sin comprometer la retención o la resistencia (49).

De acuerdo a la tecnología de tallado CAD/CAM, las restauraciones con una adecuada adaptación marginal podrían no necesariamente demostrar una adaptación interna adecuada. Reich y colaboradores reportaron que los sistemas que dependen de la impresión óptica experimentan problemas con los bordes redondeados debido a la resolución del barrido y al error positivo, lo cual simula picos en los bordes (50). Esto concuerda con los resultados de esta investigación, donde se comprobó que el Disilicato de Litio en técnica CAD CAM, tiene la menor adaptación interna y externa en todas las superficies evaluadas. Reich reporta igualmente que la película gruesa del cemento por debajo de la restauración podría interferir con su integridad mecánica y aumento de las tensiones debido a la polimerización.

La adaptación Interna de una restauración se ve influenciada por el grosor de la capa de espaciador usado en los troqueles. Chowdary y Sridhar (51) lograron establecer el aumento de la discrepancia marginal interna de las coronas metal porcelana al incrementar las capas de espaciador. Otros investigadores entre ellos Campagni y cols, (52-55) demostraron mayor asentamiento al aplicar espaciador de cemento. Otros estudios han medido el grosor del espaciador para determinar la relación existente entre el asentamiento y el número de capas utilizadas; Gegauff y Rosentiel (56) obtuvieron un asentamiento completo independiente del número de capas de espaciador utilizadas. Carter y Wilson (57) encontraron que la retención friccional antes de la cementación, disminuía al aumentar el número de capas de espaciador. Por otra parte, se debe tener en

cuenta que al fabricar coronas en técnica CAD CAM, se manipula el espesor del cemento, lo que puede producir variaciones significativas en la adaptación de las restauraciones tal y como se puede observar en este estudio, donde el Disilicato de Litio en técnica CAD CAM obtuvo el mayor grado de desadaptación interna.

A la fecha, no existe consenso de lo que constituye un ancho máximo de la brecha marginal clínicamente aceptable tanto en las prótesis fijas soportadas por diente como por implante. Los valores reportados en la literatura tienen un rango entre 50 y 200 micrómetros, sugiriendo la ausencia de un límite objetivo basado en la evidencia científica. Más investigadores continuaron usando los criterios establecidos por McLean y Von Fraunhofer, quienes, después de examinar más de 1000 restauraciones, concluyeron que 120 micrómetros era la brecha marginal máxima tolerable (58). En el presente estudio, las medidas de la adaptación externa mostraban discrepancias promedio en el rango de  $71,6 \pm 21,9\mu\text{m}$  hasta  $113,8 \pm 40,3\mu\text{m}$ . Por tanto, los resultados podrían considerarse clínicamente aceptables de acuerdo a estos criterios. No obstante, fueron encontradas diferencias estadísticamente significativas entre los tres tipos de coronas después de la cementación.

La cerámica dental no puede soportar deformación elástica a un mismo grado que las estructuras dentales o materiales resinosos. Las concentraciones del estrés dependen de la geometría del material de los especímenes, las condiciones de carga, la presencia de defectos intrínsecos o extrínsecos y la adaptación marginal

e interna. Sin embargo, se demostró que los agentes de cementación de base de resina reducían el estrés intracoronal pero no los absorbían completamente (59)

Existen varias limitaciones en este estudio. Las impresiones fueron tomadas de un modelo idealizado de un central superior preparado. La superficie de resina acrílica se diferencia de la dentina y el esmalte en términos de la estructura superficial, la humectabilidad y la dureza. La ausencia de cualquier tejido blando, saliva o fluido surcular y la temperatura ambiente y humedad se diferencian significativamente de la situación oral. Ausencia de ligamento periodontal y tejidos de soporte (hueso y encías), que en situaciones clínicas reales, ofrecen resistencia frente a la presión hidráulica que se ejerce al cementar una restauración en boca. Se usó cemento de resina dual transparente (Multilink de Ivoclar Vivadent®), lo cual dificultó la medición con el estereomicroscopio al no tener un buen contraste con los moldes de resina epóxica.

Son necesarias más investigaciones para evaluar el éxito clínico de las coronas de Disilicato de Litio. Además, son necesarios ensayos clínicos prospectivos a largo plazo para cuantificar los niveles tolerables de mala adaptación que podrían evitar el fracaso biológico y/o mecánico de las restauraciones.

## 5. CONCLUSIONES

En este estudio, la adaptación marginal de las coronas estudiadas, estuvo influenciada por el tipo de corona. El Disilicato de Litio en técnica prensada demostró más adaptación marginal favorable sobre los troqueles después de la cementación en comparación con el Disilicato de litio en técnica CAD CAM y las coronas metal porcelana.

Las coronas metal porcelana obtuvieron la mejor adaptación Interna en comparación con las dos técnicas de disilicato de Litio evaluadas. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas para la adaptación interna y externa y las discrepancias marginales aumentaron significativamente después de la cementación en todos los tipos de restauraciones estudiadas.

## 6. RECOMENDACIONES

- En estudios posteriores se recomienda realizar los moldes de resina epóxica para la elaboración del troquel, de color oscuro para permitir mejor contraste a la hora de realizar las mediciones con el estereomicroscopio.
- Se recomienda usar cemento de resina Dual de color Oscuro para permitir igualmente el contraste.
- Realizar estudios que comparen el efecto del grosor de película de diferentes cementos en la adaptación interna
- Estudiar la influencia de la fricción entre las estructuras y los muñones de acuerdo al uso o no uso de espaciadores de cemento y diferentes espesores de espaciador
- Comparar las adaptaciones marginales entre diferentes materiales de Prótesis fija como el zirconio, oxido de aluminio, en diferentes técnicas de fabricación, frente al disilicato de litio y las coronas metal cerámica.
- Simular en otros estudios in vitro las condiciones de humedad de la cavidad oral y estudiar sus consecuencias sobre la cementación.
- Realizar estudios sobre tecnología CAD CAM evaluando diferentes operadores en el establecimiento de líneas terminales previo al fresado de estructuras.

## 7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Binds A, Mormann H. Marginal and internal fit of all ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparation. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 441- 447.
2. Suarez MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio mecanizado y colado con dos líneas de terminación. Universidad Complutense de Madrid Tesis Doctoral 2003.
3. Holmes J, Bayne C, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of margin fit. *J Prosthet Dent* 1989;62: 405-408.
4. Caparoso C. Marginal adaptation and internal fit of zirconia-yttria frameworks fabricated with procera® and cerec in-lab® cad/cam systems. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2011;22:186-197.
5. Giordano, R. McLaren, E. Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compendium* 2010; 31(9): 682-697.
6. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 47-52.
7. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 187-193.
8. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal* 2011; 56 (1 Suppl): 84-96.
9. Hegde, Chethan. Metal free restorations. Clinical Consideration. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*. Jan-Jun 2011, Vol. 1 Issue 1, p10-13
10. Koushyar, K. Consideraciones de los materiales disponibles en América Latina para la fabricación de coronas cerámicas libres de metal. *Revisión Bibliográfica. Med. Oral*. 2010; 12:67-81.

11. 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: 225e230.
12. McLean JW, Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131:107-111.
13. Christensen G. Marginal fit of gold inlay castings. *Journal Prosthet Dent* 1966; 16 (2): 297–305.
14. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*. 2010; 13(4):195-203.
15. Nevarés, A. Nevarés, M. Bologna, R. Serena, E. Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. *Revista ADM*. 2012; LXIX (4): 157-163
16. Makkar, S. Kaul, S. CAD/CAM Ceramics in dentistry: An inside View. *Indian J Stomatol*. 2012; 3(2): 119-22.
17. Toksavul S, Muhitting T. A Short-Term Clinical Evaluation of IPS Empress II® Crowns. *Int J Prosthodont* 2007; 20:168–172.
18. Caparroso, C. Duque, J. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* [online]. 2010; 22 (1): 88-108.
19. Mörmann, WH. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*. 2006; 137 (suppl 1)7S-13S.
20. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383-388.
21. Nawafleh Noor A. Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs: A Literature Review. *Journal of Prosthodontics*. Jul 2013, Vol. 22 Issue 5, p419-428
22. 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

23. 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.
24. Akgungor, Gokhan. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate–based ceramic system. *Journal of Prosthetic Dentistry*. Sep2005, Vol. 94 Issue 3, p234-241
25. Keshvad, A. Hooshmand, T. Asefzadeh, F. Khalilinejad, F. Alihemmati, M. Van Noort, R. Marginal Gap, Internal Fit, and Fracture Load of Leucite-Reinforced Ceramic Inlays Fabricated by CEREC inLab and Hot-Pressed Techniques. *Journal of Prosthodontics* 2011; 20: 535–540.
26. 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.
27. Caparroso, B. Marín, D. Echavarría, E. Adaptación marginal y ajuste interno en estructuras de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera® y Cerec in-lab® *RevFacOdontolUnivAntioq* 2011; 22(2): 186-197.
28. Didier Dietschi, Pascal Magne. An in vitro study of parameters related to marginal and internal seal of bonded restorations *Quintessence Int* 1993;24:281-291
29. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 478-48.
30. Werner H, Mörmann H. The evolution of the CEREC system. *JADA* 2006; 137(9):7-13.
31. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J ProsthetDent* 1991; 65: 436-442.
32. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 441-447.

33. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinical perfect margins. *J Clin Periodontol* 1983; 10: 563-578.
34. Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng H* 2005; 219(4): 233-243.
35. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 582-593.
36. Hamaguchi H, Cacciatori A, Tueller VM. Marginal distortion of the porcelain-bonded-to-metal complete crown: An SEM study. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 146-153.
37. Anusavice KJ, Carroll JE. Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 1987; 66: 1341-1344.
38. Maryam Khoroushi<sup>1</sup>, Fateme Keshani. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *J Adhes Dent* 2008; 10: 251-258.
39. Sillas Duarte, Neiman Sartori. Cements for bonding esthetic Restorations: A Review. *Quintessence of Dental Technology*. 2011
40. Ivana Radovica, Francesca Monticelli . Self-adhesive Resin Cements: A Literature Review. *J Adhes Dent* 2008; 10: 251-258.
41. Komal Ladha, Mahesh Verma Conventional and Contemporary Luting Cements: An Overview. *J Indian Prosthodont Soc (Apr-June 2010)* 10(2):79–88
42. Mathieu Contrepois. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2013
43. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991; 65(3):357–64.

44. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995;40(1):17–21.
45. Moustafa Nabil Aboushelib a, Waleed AbdelMeguid Elmahy b, Mohammed Hamed Ghazy c. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *Journal of Dentistry*. 2012; 40: 670-677
46. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2010;104:216–27.
47. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;32:441–7.
48. Martin N, Jedynakiewicz NM. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dental Materials* 2000;16:68–74.
49. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera All Ceram crown. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1998;80:394–404.
50. 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. *European Journal of Oral Science* 2005;113:174–83.
51. Chowdary KS. Evaluation of marginal fit of castings made with nickel-chromium and cobalt-chromium alloys using varying coats of die spacers – A laboratory study. *Indian Journal of Dental Sciences*. 2011; 3(5):4-9.
52. Luthra R, A comparative study on the retention of full coverage cast crowns cemented with zinc phosphate cement with and without die relief agent on prepared human teeth. *Journal of Indian Prosthodontics Society* 2005; 5(2): 82-87.
53. Grajower R, Zuberi Y, Lewinstein I. Improving the fit of crowns with die spacers. *J Prosthet Dent* 1989; 61(5): 555-63.
54. Byrne G. Influence of finish-line form on crown cementation. *Int J Prosthodont*. 1992; 5(2): 137-144.

55. Campagni WV, Preston JD, Reisbick MH. Measurement of paint-on die spacer used for casting relief. *J Prosthet Dent* .1982; 47(6): 606-11.
56. Gegauff AG, Rosenstiel SF. Reassessment of die-spacer with dynamic loading during cementation. *J Prosthet Dent* .1989; 61(6): 655-8.
57. Carter SM, Wilson PR. The effect of die spacing on crown retention. *Int J Prosthodont* 1996; 9(1): 21-9.
58. McLean JW, Fraunhofer JA. The estimation of cement filmthickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131:107-111.
59. Oliver Schaefera, David C. Wattsb, Bernd W. Siguschc, Harald Kueppera, Arndt Guentsch. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: A three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dental materials*. 2012; 28:320-326