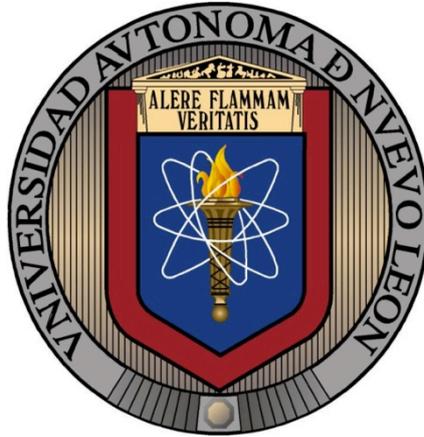


UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



*ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO SOBRE LA  
ADAPTACIÓN MARGINAL EN CORONAS DE  
DISILICATO DE LITIO: PRENSADAS VS CAD/CAM.*

Por:

José Carlos Guerra Delgado

Como requisito parcial para obtener el Grado de  
Maestría en Odontología Restauradora

Noviembre de 2012

Tutores:

Dr. Héctor Garza Cantú  
Dr. José Elizondo Elizondo  
Dr. Raúl Iram Euán Salazar

# Índice

<b>1.- RESUMEN:</b> .....	<b>3</b>
<b>I. INTRODUCCIÓN:</b> .....	<b>4</b>
<b>II.-PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b> .....	<b>6</b>
<b>III. HIPÓTESIS:</b> .....	<b>6</b>
H1: .....	6
H0: .....	6
<b>OBJETIVO GENERAL:</b> .....	<b>7</b>
<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS:</b> .....	<b>7</b>
AJUSTE O SELLADO MARGINAL .....	9
Definición.....	9
LA PREPARACIÓN DEL DIENTE.....	12
Geometría del margen .....	12
Localización del margen.....	15
Importancia clínica de la adaptación marginal.....	15
Otras características de la preparación dental .....	15
MATERIALES CERÁMICOS .....	16
Definición.....	16
<b>VI.-ANTECEDENTES HISTÓRICOS</b> .....	<b>17</b>
Clasificación de las porcelanas según su composición .....	19
Cerámicas feldespáticas.....	20
Cerámicas aluminosas .....	21
Cerámicas zirconiosas .....	22
Clasificación por la técnica de confección.....	23

<i>Tecnología asistida por ordenador</i> .....	24
CAD/CAM Y AJUSTE MARGINAL.....	25
EVALUACIÓN DEL AJUSTE MARGINAL.....	26
<b>MATERIAL Y MÉTODOS:</b> .....	<b>27</b>
DISEÑO DEL ESTUDIO.....	27
POBLACIÓN DE ESTUDIO.....	27
CRITERIOS DE SELECCIÓN.....	27
<i>Criterios de inclusión:</i> .....	27
<i>Criterios de exclusión:</i> .....	27
<i>Criterios de eliminación:</i> .....	27
MUESTRA.....	28
<i>Muestras a analizar:</i> .....	28
VARIABLES DEL ESTUDIO.....	28
<i>Variable dependiente:</i> .....	28
<b>DURACIÓN ESTIMADA DEL ESTUDIO</b> .....	<b>29</b>
<b>ESTADÍSTICA</b> .....	<b>29</b>
ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	29
TÉCNICA E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	29
PROCEDIMIENTOS.....	30
<i>Preparación de las muestras:</i> .....	30
<b>HOJAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS</b> .....	<b>48</b>
<b>RESULTADOS</b> .....	<b>50</b>
TABLA I: ADAPTACIÓN MARGINAL EN CORONAS PENSADAS.....	51
TABLA II: ADAPTACIÓN MARGINAL EN CORONAS CAD/CAM.....	52
TABLA III.....	53
TABLA IV.....	53
ANÁLISIS DE DATOS.....	55
<i>Diferencia t de diferencia de medias para muestras apareadas</i> .....	55
<i>Descripción de los datos</i> .....	55
<i>Planteamiento de las hipótesis</i> .....	55
H <sub>1</sub> : EXISTEN DIFERENCIAS EN EL SELLADO MARGINAL ENTRE RESTAURACIONES DE DISILICATO DE LITIO ELABORADAS POR CAD/CAM Y EN RESTAURACIONES DE DISILICATO DE LITIO ELABORADAS POR EL MÉTODO DE PENSADO DE CERÁMICA.....	55
H <sub>0</sub> : NO EXISTEN DIFERENCIAS EN EL SELLADO MARGINAL ENTRE RESTAURACIONES DE DISILICATO DE LITIO ELABORADAS POR CAD/CAM Y EN RESTAURACIONES DE DISILICATO DE LITIO ELABORADAS POR EL MÉTODO DE PENSADO DE CERÁMICA.....	55
<i>Estadística de prueba</i> .....	56
<i>Distribución o presentación de la prueba</i> .....	56
<i>Estadística de prueba calculada</i> .....	56
<b>DISCUSIÓN</b> .....	<b>58</b>
<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>60</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS:</b> .....	<b>61</b>

Universidad Autónoma de Nuevo León  
Facultad de Odontología  
Estudios Superiores  
Posgrado de Odontología Restauradora  
C.D. José Carlos Guerra Delgado

*ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO SOBRE LA ADAPTACIÓN MARGINAL EN  
CORONAS DE DISILICATO DE LITIO: PRENSADAS VS CAD/CAM.*

## 1.- Resumen:

**Introducción:** El éxito a largo plazo en las restauraciones de prótesis fija depende, en gran medida, de diversos factores como: resistencia a la fractura y al desgaste, estabilidad dimensional, estabilidad y retención, estética, y sellado marginal. Un sellado marginal defectuoso se traduce en mayor adherencia de placa bacteriana y microfiltración marginal que pueden producir caries secundarias y/o irritación en la encía marginal causando el fracaso de la rehabilitación. **Propósito:** El propósito de este estudio in vitro fue para investigar el efecto de dos técnicas de fabricación de coronas total cerámicas: Prensadas y CAD/CAM. **Materiales y Métodos:** Fueron preparados diez molares humanos para preparar coronas totales. Las preparaciones fueron hechas con las siguientes características en común: desgaste anatómico oclusal de 2mm, 6° de convergencia axial, reducción axial de 1.0 a 1.5 mm, y la línea de terminación localizada a 0.5mm por encima de la unión amelocementaria. Las impresiones fueron tomadas con Polivnil Siloxano y los dados de trabajo fueron corridos con yeso tipo IV para las coronas prensadas, mientras que las impresiones digitales fueron hechas con el escáner intraoral E4D para su fresado. Las coronas fueron fijadas con las preparaciones con ayuda de un C clamp durante su observación en el esteromicroscopio, las imágenes fueron tomadas y medidas en cinco puntos aleatorios por cada cara del diente usando el software Image Pro Plus. Los resultados fueron analizados en una T de student apareada. **Resultados:** El promedio de desajuste para las coronas prensadas fue de 63.48  $\mu\text{m}$  (DE 21.05  $\mu\text{m}$ ) y Para las coronas CAD/CAM fué de 101.71  $\mu\text{m}$  (SD 39.6  $\mu\text{m}$ ). Las diferencias en el desajuste marginal ( $p= 0.012$ ) representaron significado estadístico reelevante. **Conclusiones:** Con las limitaciones de este estudio podemos concluir que las coronas de disilicato de litio prensadas tienen una mejor adaptación marginal que las coronas de disilicato de litio hechas por CAD/CAM.

## **I. Introducción:**

El éxito a largo plazo en las restauraciones de prótesis fija depende, en gran medida, de diversos factores como: resistencia a la fractura y al desgaste, estabilidad dimensional, estabilidad y retención, estética, y sellado marginal. Un sellado marginal defectuoso se traduce en mayor adherencia de placa bacteriana y microfiltración marginal que pueden producir caries secundarias y/o irritación en la encía marginal causando el fracaso de la rehabilitación.

En respuesta a lo anteriormente expuesto, a lo largo del tiempo, diferentes aleaciones metálicas (altamente nobles, nobles y metales base), frecuentemente en combinación con recubrimientos estéticos, se han usado como materiales en la fabricación de prótesis fijas. En este tipo de restauraciones, la línea de terminación preferida por los clínicos es el chaflán, ya que permite que las restauraciones tengan en su margen un ángulo agudo, para facilitar una mejor inserción y sellado marginal.

Vivimos en una era en la que la estética juega un papel fundamental en la odontología. Desfavorablemente, las restauraciones metálicas (con o sin recubrimiento estético) no llenan todas las aspiraciones estéticas deseadas. Es por esto que el desarrollo de nuevos materiales ha sido dirigido a satisfacer esta necesidad. Los cerómeros y diversos tipos de cerámica, entre ellas las de fase vítrea, la reforzada con leucita, con di-silicato de litio o alúmina, se han venido usando con excelentes resultados estéticos pero con limitaciones en cuanto a sus propiedades físicas, tales como baja resistencia, lo que limita su uso a restauraciones individuales anteriores y posteriores, y prótesis fijas de 3 unidades hasta premolares. Además para asegurar la integridad marginal de la restauración es necesario diseñar líneas de terminación en hombro de 90°.

En la búsqueda por el material de restauración ideal, numerosas investigaciones en años recientes, han descubierto las virtudes y aplicaciones del dióxido de zirconio (zirconia) para su empleo en la rehabilitación oral. Destacando, entre sus propiedades, una alta

resistencia y estabilidad. Estas propiedades permiten entre otras cosas la elaboración de prótesis parcial fija en el sector posterior, además de la posibilidad de realizar preparaciones con líneas de terminación en chaflán u hombro, según la preferencia del clínico.

Como una más de sus bondades, las restauraciones de zirconia, pueden ser confeccionadas con la más reciente tecnología en fabricación de restauraciones, Tecnología CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing), mediante la cual la información de la preparación dental es obtenida a través de un escáner (CAD), directamente del diente o de su réplica en un troquel, para transmitir los datos a un ordenador (CAM) que confeccionará la restauración.

La combinación del disilicato de litio con la tecnología CAD/CAM, pretende poner al alcance de los profesionales, restauraciones que ofrezcan estética, resistencia y un sellado marginal óptimo.

## **II.-Planteamiento del Problema**

La tecnología CAD/CAM muestra mayor precisión en la adaptación marginal de restauraciones de disilicato de litio que en las restauraciones procesadas con técnica de cera perdida y prensado de porcelana.

## **III. Hipótesis:**

### ***H1:***

Existen diferencias en el sellado marginal entre restauraciones de disilicato de litio elaboradas por CAD/CAM y en restauraciones de disilicato de litio elaboradas por el método de prensado de cerámica

### ***H0:***

No existen diferencias en el sellado marginal entre restauraciones de disilicato de litio elaboradas por CAD/CAM y en restauraciones de disilicato de litio elaboradas por el método de prensado de cerámica

## **IV.-Objetivos:**

### **Objetivo General:**

1. Comparar el sellado marginal de restauraciones disilicato de litio E-max hechas por CAD/CAM y de restauraciones de disilicato de litio E-max press, en preparaciones con línea de terminación hombro de 90°

### **Objetivos Específicos:**

1. Comparar discrepancia marginal de restauraciones de disilicato de litio CAD/CAM y prensadas en preparaciones con línea de terminación en hombro de 90°
2. Comparar discrepancia de sellado marginal en restauraciones fabricadas con dos diferentes sistemas de procesamiento de restauraciones de disilicato de litio.
3. Análisis estadístico de los resultados y comparación

## V.- Marco Teórico:

Las restauraciones metalocerámicas son utilizadas con éxito clínico desde su introducción en 1956 por Brecker. (Brecker 1956) Sin embargo estas restauraciones presentan desventajas como estética deficiente, mala translucidez, márgenes metálicos y biocompatibilidad insuficiente, empujando el desarrollo de materiales más estéticos para cualquier tipo de restauración.

Uno de estos materiales es el dióxido de zirconio (zirconia), ideado para atender la demanda en prótesis fija en el sector posterior, por sus excelentes propiedades mecánicas, estéticas y de biocompatibilidad (Kelly JR, Denry I. 2008, a, b, Att W et. Al. 2009, . Phark JH et. Al. 2009, Ashkanani HM et.al. 2008, Beuer F et. Al. 2008, Fisher J et. al 2008, Gabbert O. et. Al 2008, Wang H et. Al 2008) Con valores de resistencia flexural de 900 a 1400 MPa y resistencia a la fractura por encima de 10 GPa, (Att W et. Al. 2009) conocer las bondades de sellado marginal de restauraciones de zirconia hechas con tecnología CAD/CAM (Computer Aided Desing / Computer Aided Manufacturing) es muy importante para el odontólogo.

El término ajuste o sellado marginal es definido como la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación previamente tallada con instrumentación rotatoria a alta velocidad.( Att W et. Al. 2009, Coli P, et. Al. 2004, Acevedo RM 2008)

Conseguir un buen sellado marginal es uno de los problemas más comunes en prótesis fija, siendo un factor determinante en el éxito a largo plazo de las restauraciones, pues sin este, pueden ocurrir problemas como microfiltración bacteriana, disolución del agente cementante o caries secundaria entre otros.( Att W et. Al. 2009, Rosentritt M et. Al. 2007)

## *Ajuste o sellado marginal*

### **Definición**

El término “margen” en odontología se define como el borde externo de un “inlay”, “onlay”, corona o cualquier otro tipo de restauración, mientras que “ajuste” es definido como la adaptación de una superficie a otra, por la correcta correlación entre tamaño y forma ( The Glossary of Prosthodontic Terms).

El término ajuste, o sellado marginal, es definido como la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación previamente tallada con instrumentación rotatoria a alta velocidad (Att W 2009, Coli P 2004, Acevedo RM 2008)

Conseguir un buen sellado marginal es uno de los problemas más comunes en prótesis fija, pues sin éste, tenemos problemas como microfiltración bacteriana, disolución del agente cementante o caries secundaria, entre otros, pueden influir en el éxito a largo plazo de las restauraciones (Att W 2009, Rosentritt M 2007)

La causa de la falta de ajuste en una corona puede derivarse de una o varias de las fases para su elaboración, tanto clínicas como de laboratorio. Estas pueden ser:

- Durante la preparación del diente, influyen, la altura y ancho de la preparación, el ángulo de convergencia, así como el tipo de línea de terminación (21).
- Durante la toma de impresión y la obtención del modelo de trabajo.
- Durante los procedimientos de laboratorio.
- Durante el cementado de la restauración

El ajuste marginal óptimo ha sido ampliamente investigado por diversos autores, encontrando rangos desde 10 hasta 500  $\mu\text{m}$  (Ashkanani HM et.al. 2008); considerando los desajustes marginales entre 50 y 120  $\mu\text{m}$  como clínicamente aceptables.( Att W et. Al. 2009, Acevedo RM, et. Al. 2008, Limkangwamongkol P. et. Al, 2009)

Para restauraciones CAD/CAM algunos consideran aceptable discrepancias marginales entre 50 y 100  $\mu\text{m}$ .( Andersson M. et. Al. 2009, Witkowski S, et. Al. 2006) .

El ajuste de una restauración se puede medir mejor, en términos de desajuste (Holmes y cols.) (Limkangwamongkol P. et. Al, 2009, Holmes JR et al. 1989) midiendo en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente.

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

El ajuste marginal perfecto ocurrirá cuando el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente coincidan.

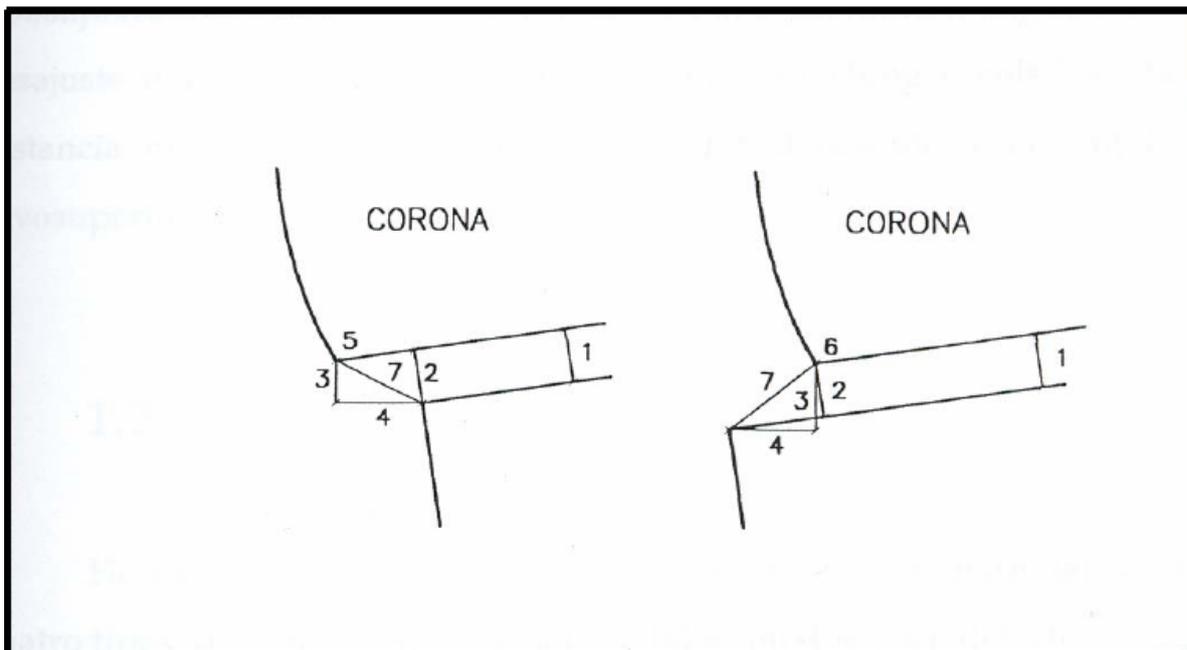


Fig 1. *Desajuste marginal* (Modificado de Holmes y cols.)

- 1= Desajuste interno
- 2= Desajuste marginal o externo
- 3= Desajuste vertical
- 4= Desajuste horizontal
- 5= Margen sobrecontorneado
- 6= Margen infracontorneado
- 7= Discrepancia Marginal absoluta

## La preparación del diente.

### Geometría del margen

Uno de los factores más importantes, que pueden influir en un mejor sellado marginal, es el diseño de la línea de terminación (Shillingburg et al. 2000, Ayad MF 2008, Fusayama T, Ide K, Hosoda H 1964, Gavelis JR et al. 1981) ;Shillingburg afirma, que cuanto más pequeño es el ángulo entre la superficie preparada del diente en la línea de terminación y la trayectoria de inserción, menor será la apertura marginal para la misma cantidad de falta de asentamiento (shillingburg et al. 2000) .Esta afirmación es respaldada por estudios previos de otros investigadores (Fusayama T, Ide K, Hosoda H 1964, Gavelis JR et al. 1981).

Esto es explicado por Shillingburg de la siguiente forma:

Si la superficie preparada adyacente a una línea de terminación, tal como lo es el hombro, la discrepancia marginal,  $d$ , será tan grande como la distancia que impide que la corona encaje,  $D$ . Sin embargo, si la superficie interna del margen de la restauración forma un ángulo,  $m$ , de menos de  $90^\circ$  con la trayectoria de inserción, como en un chaflán,  $d$  será más pequeño de  $D$ .

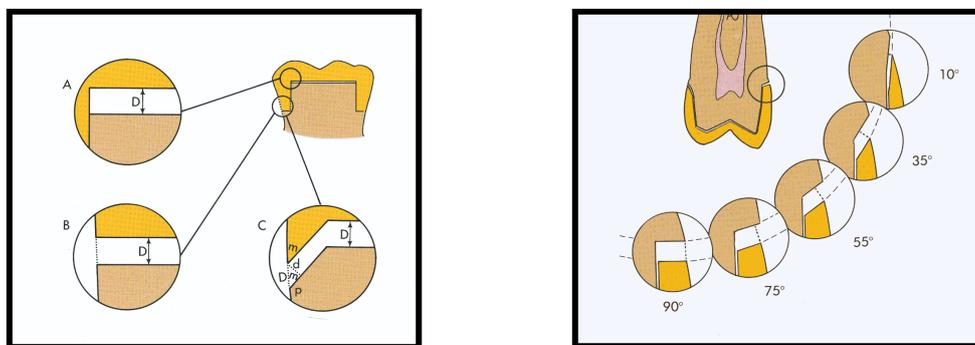


Fig. 2 desajustes marginales según el diseño de línea de terminación

Se han descrito y defendido diferentes diseños de líneas de terminación: filo de cuchillo, chaflán, hombro biselado y hombro. Las más populares son el hombro y el chaflán. Cada una de ellas, posee ventajas, desventajas y especificaciones que deben ser tomadas en cuenta al momento de decidir cual utilizar para cada caso en particular.

En un estudio donde se evaluaron coronas de resina reforzada con fibra se encontró diferencias estadísticamente significativas en las medidas de la discrepancia marginal en

preparaciones con chaflán y hombro, dando como valores una media de  $70 \pm 8 \mu\text{m}$  y  $95 \pm 18 \mu\text{m}$  respectivamente (Ayad MF 2008).

Estos resultados contrastan con los encontrados por Cho y colaboradores, donde encontraron mejor sellado marginal en preparaciones con hombro y hombro redondeado en comparación con preparaciones con chaflán para coronas de cerómero (Cho L et al. 2004).

En otro estudio donde se evaluaron materiales cerámicos, de diferente naturaleza, en preparaciones con hombro y chaflán, la variante de línea de terminación no tuvo diferencias significativas en la mayoría de los grupos estudiados (Ferreira A et al. 2004)

Con respecto a restauraciones de zirconia, su sellado marginal fue evaluado en preparaciones con hombro redondeado y chaflán, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas, las restauraciones fueron fabricadas con la técnica de CAD/CAM Procera AllCeram (Suárez MJ et al. 2004)

Los resultados anteriores concuerdan con los encontrados en otro estudio donde se evaluó el sellado marginal en preparaciones con hombro, hombro redondeado y chaflán, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas, las restauraciones fueron fabricadas con la técnica de CAD/CAM Cercon Smart Ceramics (Komine F et al. 2007)

Además del diseño de la línea de terminación, existen otros factores que pueden afectar la calidad del sellado marginal en restauraciones de disilicato de litio hechas por CAD/CAM, uno de ellos es el espacio para el cemento, que puede ser elegido por CAD, y otro es el ángulo de convergencia de las paredes axiales del diente preparado. Diversos estudios concuerdan, en que aumentar el espacio para el cemento (de 10 a 50 ó 60  $\mu\text{m}$ ) se traduce en un mejor sellado marginal, lo mismo que al aumentar el ángulo de convergencia en las paredes axiales; sin embargo con un espacio para cemento superior a 30  $\mu\text{m}$  el aumentar el ángulo de convergencia, no afecta significativamente ni en la adaptación interna, ni en el sellado marginal (Nakamura T et al. 2003, Iwai T et al. 2008) .Además, está demostrado que un aumento en el ángulo de convergencia de las

paredes axiales provoca una pérdida en la capacidad de retención de la prótesis (Oilo G et al. 2008)

Otro factor al que se le han estudiado sus efectos sobre el sellado marginal, es a los ciclos de cocción de la porcelana que recubre los núcleos de zirconia. Un estudio comparó tres sistemas, Everest, Procera y Lava, aunque en los tres hubo un peor sellado marginal después de la colocación de la cerámica de recubrimiento, las diferencias fueron mínimas, sobre todo en el sistema Lava, por lo que se concluyó que los núcleos no se vieron afectados por su colocación (Vigolo P, Fonzi F, 2008, Oilo M et al 2008).

En años recientes se han desarrollado diversos sistemas de restauraciones a base de disilicato de litio, empleando tecnología CAD/CAM para la confección de núcleos y restauraciones, usando un escáner para obtener la información de los dientes preparados, los datos son procesados mediante un ordenador (CAD) y la fabricación de las restauraciones o de los núcleos es asistida por el ordenador CAM. Con esta tecnología se pretende conseguir restauraciones estéticas, con resistencia adecuada, excelente sellado marginal y que además sean predecibles.

La evolución de la tecnología CAD/CAM, permite en la actualidad, dos modalidades de uso. Una en la que se elabora un encerado del núcleo y se procesa en CAM, y otra que usa el ordenador CAD para el diseño de la restauración y CAM para su elaboración. Un estudio reciente afirma que se consigue una mejor adaptación y sellado marginal, cuando se utiliza el sistema CAD/CAM, que cuando se usa solo CAM (Beuer F et al. 2009).

La discrepancia marginal de restauraciones en prótesis fija puede ser evaluada mediante diversas técnicas como examinación visual directa, por microscopía óptica, stereomicroscopio, mediante la técnica de la réplica, prueba de penetración de tinte, perfilómetro, escaneo por microscopía electrónica. (Att W et al. 2009, Coli P, Karlsson S 2009, Rosentritt M et al. 2007, Limkangwamongkol P 2009, Tinschert J et al. 2001, Sorensen J 1990, Pera P et al. 1994)

## **Localización del margen**

Los estudios concuerdan en señalar que siempre que sea posible la línea de terminación debe situarse supragingivalmente a fin de prevenir problemas periodontales (Bader JD 1991, Block PL 1987)

Además los márgenes supragingivales son más fáciles de preparar sin lesionar los tejidos blandos, de evaluar, de mantenerse libres de placa, y de tomar impresiones, además de situarse en esmalte con soporte suficiente (Rosenstiel, 2009)

De todos modos, un margen subgingival está indicado cuando existan lesiones subgingivales, hipersensibilidad dental, cuando se requiera aumentar la retención o por razones estéticas (Rosenstiel, 2009).

## **Importancia clínica de la adaptación marginal**

Es ampliamente conocido que la zona de unión entre una restauración cementada y el diente es un lugar potencial para la caries recurrente y para la acumulación de placa dentobacteriana. Esto es debido a la disolución del agente cementante y a la rugosidad inherente de dicha zona. Por esta razón, cuanto mejor se adapte la restauración al diente, menor será la posibilidad de que aparezca caries recurrente o enfermedad periodontal (Felton DA 1991)

## **Otras características de la preparación dental**

Reconocidos autores coinciden en señalar que la reducción oclusal para una corona debe ser “anatómica”, es decir, debe de mantener las características de las cúspides y los surcos oclusales, pero a la vez debe proveer de un espacio adecuado para el material de restauración, que en el caso de las coronas cerámicas es de 2mm (Shillingburg 2000, Rosenstiel 2009).

En cuanto a la reducción axial del diente, esta debe realizarse teniendo en cuenta que de ello dependerá el patrón de inserción de la corona, que idealmente será paralelo al eje longitudinal del diente, por lo que todas las caras axiales deben de ser convergentes hacia oclusal o incisal, evitando así la existencia de zonas de retención que impidan la correcta adaptación y asentamiento de la corona sobre el diente preparado.

Se considera óptimo un ángulo de convergencia de  $6^\circ$  en la preparación, es decir  $3^\circ$  de convergencia en cada pared axial (Rosenstiel 2009, Shillingburg 2000, Rosenstiel, Land, Fujimoto 2009). En la medida que aumenten los grados de convergencia, la retención de la corona irá en descenso. Pero si la convergencia es menor a  $6^\circ$ , o bien las paredes axiales son paralelas, el asentamiento correcto de la corona puede ser muy complicado (Jorgensen KD 1955, Wilson AH 1994, Dodge WW 1983)

## *MATERIALES CERÁMICOS*

### **Definición**

La palabra cerámica deriva del griego *keramos*, que significa tierra quemada, hecho de tierra, material quemado. Diversos autores definen a las cerámicas como materiales inorgánicos, no metálicos que constituyen objetos sólidos confeccionados por el hombre después de hornear materiales básicos minerales a temperaturas elevadas, bien en un horno o directo al fuego (Álvarez MA 2003). De forma simple, una cerámica es un material refractario, cocido en horno que no vitrifica. Por su parte, la porcelana es una pasta cerámica, cocida en horno que sí vitrifica; y una porcelana dental es una cerámica vítrea basada en una red de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) y feldespato de potasio o sodio, o ambas.

En otras palabras, la porcelana es una cerámica de más alta calidad, menos porosa, más dura, más rígida y con excelente aspecto y cualidades superficiales. Además, sólo se emplean componentes de gran pureza debido a los requisitos ópticos que tiene que ofrecer. Pese a que de modo estricto, los términos cerámica y porcelana no significan lo

mismo, en odontología se usan ambos términos de forma indistinta, siendo porcelana dental el termino apropiado (Álvarez MA 2003).

## **VI.-Antecedentes históricos**

Estudios han revelado que la cerámica surgió 4000 años A.C. Sin embargo, la introducción a la odontología tuvo lugar en 1728 con Pierre Fauchard, quien es considerado el padre de la odontología moderna, cuando sugirió sustituir dientes por porcelana. Posteriormente, Alexis Duchâteau (1714-1792), farmacéutico parisino, movido por los problemas de mal olor y tinciones con sus prótesis de marfil, intentó hacer una prótesis dental con porcelana en la fábrica de porcelanas de Guerhard. Sin embargo, sólo consiguió resultados satisfactorios al asociarse con un dentista de París, Nicolas Dubois de Chémant, siendo este último quien trabajó activamente para perfeccionar esta innovación, aunque no pudo superar el problema que representaba la contracción del material después de su cocción (Álvarez MA 2003, Cadafalch J 2003).

En 1808, Giuseppangelo Fonzi presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrometálicas”; Fonzi creó modelos en los que construía dientes individuales de porcelana. Antes de cocerlos se introducía un clavo de platino debajo de cada diente los cuales después se soldaban a la base de la prótesis (Álvarez MA 2003, Cadafalch J 2003).

En 1857 Maynard, publicó la aplicación de inlays cerámicas. En 1880, Richmond patentó un diente de porcelana soldado a un sostén de oro. Cuatro años después, Marshall Logan, de Pensilvania, registró una corona construida sólo de porcelana, excepto por una clavija metálica incorporada antes de cocerla. Con sus limitaciones e inconvenientes, estas técnicas representaron un avance importante, ya que la porcelana era un material mucho más estético que los usados en aquella época. Cuando en 1894 se inventó el horno eléctrico y en 1889 la porcelana de baja fusión, Charles Henry Land hizo una aportación fundamental a la odontología, al construir la corona de porcelana sobre una matriz de platino. Hacia 1891 el método de fundir porcelana a altas

temperaturas se había perfeccionado, y Land introdujo su fuerte y estética corona de porcelana en la profesión (Álvarez MA 2003, Cadafalch J 2003).

En 1923 Wain, realizó restauraciones cerámicas por el método de la cera perdida. En el año de 1958, Vines logró otro gran avance: el horno al vacío para porcelana, reduciendo la inclusión de burbujas de aire y mejorando la estética y transparencia de las coronas. En la década de los sesentas Weinstein y Katz, introdujeron el sistema metal-porcelana, que permitió la construcción de prótesis largas y estéticas, desplazando a las coronas metal-acrílico (Álvarez MA 2003, Cadafalch J 2003).

Sin embargo, la aportación más sobresaliente vino en 1965 por Mc Lean y Hugues , que introdujeron una técnica para reforzar la porcelana dental con alúmina (óxido de aluminio) que actualmente continúa en uso. La novedad fue que colocando la porcelana feldespática sobre un núcleo de óxido de aluminio, se mejoraban notablemente las propiedades de las coronas cerámicas puras (Álvarez MA 2003, Cadafalch J 2003).

En la década de los ochentas, se produjeron varios avances importantes, uno de ellos fue la aparición del sistema Cerestone, un sistema cerámico de alta resistencia y libre de contracción durante el procesado que permitía, la indicación de coronas libres de metal en el sector posterior (Álvarez MA 2003, Sozio RB 1983). En este sistema el porcentaje de alúmina en el núcleo era mayor y el proceso de elaboración sumamente complejo, pero con la ventaja de contrarrestar la contracción durante la cocción. Este sistema evolucionó, para simplificar el proceso de fabricación de las restauraciones y surgió el sistema Hi-Ceram, que contenía el mismo porcentaje de alúmina que Cerestone, aunque su resistencia en dientes posteriores aún no era satisfactoria (Álvarez MA 2003).

También en los ochentas fue desarrollado el sistema CEREC (CEramic REConstruction) por el dentista suizo Werner Mörmann y por el ingeniero italiano Marco Bramdestini. El sistema fue lanzado al mercado en 1985 por la compañía Simens, con lo que empezaba la era del CAD/ CAM (Computed Aided Design/Computed Aided Manufacturing). Se estima que en la actualidad existen más de 10,000 usuarios del sistema CAD/CAM ( Christensen GJ 2001)

## Clasificación de las porcelanas según su composición

De forma general, todas las porcelanas están compuestas de una matriz vítrea (magma de feldespato), cuyos átomos están desordenados, y en la cual se encuentran inmersas partículas de minerales cristalizados (sílice en cualquiera de sus formas alotrópicas como lo son: cuarzo, cristobalita, tridimita o cuarzo fundido), y una pequeña porción de caolín, cuyos átomos si están dispuestos uniformemente. Es importante señalar que la fase vítrea es la responsable de la estética de la porcelana, mientras que la fase cristalina es responsable de la resistencia. Por lo tanto, la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica, ya que sus cualidades estéticas y mecánicas dependen de su composición (45, 49).

En base a estos componentes y otros materiales adicionados para modificar sus propiedades, así como la temperatura de cocción, las cerámicas se clasifican en: feldespáticas, aluminosas y zirconiosas (45, 49).

Los feldespatos son los minerales que más comúnmente aparecen en la formación de rocas ígneas y constituye el 50-60% de la corteza terrestre. La estructura de los feldespatos pertenece al marco de los silicatos, los cuales derivan del  $\text{SiO}_2$ , en el cual los iones  $\text{Si}^{4+}$  son reemplazados por los iones  $\text{Al}^{3+}$  y la valencia es equilibrada por los iones  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ , o  $\text{Ca}^{2+}$ . El feldespato al descomponerse en vidrio forma una matriz vítrea (que constituye del 75-85% de la composición convencional de la porcelana) cuyos átomos están desorganizados y la cual proporciona translucidez a la porcelana. Los iones  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$  actúan como fundentes para lograr formar dicha matriz. Por lo tanto, los feldespatos representativos de esta categoría usados para la fabricación de las porcelanas dentales son el feldespato potásico, el feldespato sódico y el feldespato resultado de la mezcla de ambos. Por su parte el feldespato potásico aumenta la viscosidad y la translucidez de la porcelana mejorando su manipulación y actúa como fundente para el caolín y el cuarzo. El feldespato sódico, dificulta su manipulación y disminuye la temperatura de fusión (45, 49).

El cuarzo u óxido de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) constituye la fase cristalina (átomos organizados) que como habíamos mencionado, es la responsable de la resistencia de las porcelanas dentales. El cuarzo es incoloro en estado puro y su dureza es de 7 en la escala de Mohs (Álvarez MA 2003)

El caolín ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-2H}_2\text{O}$ ) se produce en la naturaleza por la acción de los factores meteorológicos sobre el feldespató. Es el silicato hidratado de alúmina, la más fina de las arcillas, y su presencia es necesaria para el modelado de la porcelana, ya que le confiere plasticidad y facilita la mezcla con el agua manteniendo la forma durante el secado y el horneado, lo que permite, dependiendo de la composición, hacerse densa y resistente sin perder la forma. El mayor problema que presenta es la pérdida de translucidez y el aspecto opaco, lo que ha conducido a una disminución progresiva de la proporción en la mezcla (Álvarez MA 2003).

Finalmente, para disminuir la temperatura de sinterización se agregan fundentes, y para proporcionar diferentes tonalidades se agregan pigmentos en una proporción menor al 1%. De forma básica los pigmentos son óxidos metálicos de hierro (marrón), cromo (verde), cobre (verde), magnesio (azul claro), titanio (amarillo pardo) y níquel (marrón), que confieren diferentes tonalidades (Álvarez MA 2003).

### **Cerámicas feldespáticas**

Se caracterizan por ser frágiles y por esta razón se utilizan principalmente sobre estructuras metálicas. Con el objetivo de mejorar su resistencia, surgieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia a la flexión, con valores de 100 a 300 MPa, que están adicionadas con diferentes componentes como la leucita, (ejemplos: Optec-HSP® Jeneric, Fortress® Myron Int, Finesse® All Ceramic Dentsply, e IPS Empress® I Ivoclar); cristales de disilicato de litio, (ejemplo: IPS e.max® Press/CAD Ivoclar), y la combinación de éste último con cristales de ortofosfato de litio, (ejemplo: IPS Empress® II Ivoclar). En las porcelanas descritas anteriormente se mejoró su resistencia pero se disminuyó su translucidez, por lo cual muchas veces se usan como recubrimiento interno de una restauración que posteriormente será cubierta con

porcelana feldespática convencional (Álvarez MA 2003, Martínez Rus F 2007, Miyashita E 2005).

### **Cerámicas aluminosas**

Estas cerámicas surgen para solventar la fragilidad de las porcelanas feldespáticas, añadiendo a su composición por lo menos un 50% en volumen de alúmina (óxido de aluminio). Estas partículas reemplazan a las partículas de sílice, además de estar infiltradas por vidrio. Además, el óxido de aluminio es un excelente aislante térmico y eléctrico.

El resultado es una mejoría en la resistencia a la flexión de la porcelana alcanzando valores entre 300 y 700 MPa, un módulo de elasticidad 50% mayor a las porcelanas convencionales y disminución importante del coeficiente de expansión térmica de la porcelana. Lo anteriormente expuesto, impulsó a la fabricación de restauraciones libres de metal (Álvarez MA 2003, Martínez Rus F 2007, Miyashita E 2005 ).

La presencia de alúmina hace que el vidrio disminuya una de sus características propias, haciéndolo menos quebradizo y disminuyendo el riesgo de desvitrificación, proceso que consiste en una cristalización de la cerámica, lo que la vuelve frágil y opaca por perder la estructura amorfa o vítrea. Este proceso también se puede producir por un elevado número de cocciones (Álvarez MA 2003).

En la actualidad, las proporciones iniciales de alúmina han ido aumentando, de forma que algunas de las marcas comerciales tienen muy elevados porcentajes de ella en sus composiciones, combinándose generalmente con vidrios para formar una estructura muy resistente. Sin embargo, altas cantidades de alúmina (mayores al 50%), se traducen además de la mencionada mejoría en resistencia, en una mayor opacidad de la restauración, lo que obliga al clínico a realizar tallados excesivos para poder conseguir una adecuada translucidez. Es por esto que este tipo de porcelana se usa para fabricar estructuras internas de las restauraciones, que son cubiertas posteriormente con

porcelana convencional para alcanzar la estética adecuada (Álvarez MA 2003, Martínez Rus F 2007).

A pesar de su mayor resistencia, uno de los problemas que presentan las porcelanas aluminosas es su contracción durante el procesamiento por calor, por lo que su ajuste marginal es más deficiente comparado con las restauraciones metalocerámicas (Álvarez MA 2003).

### **Cerámicas zirconiosas**

Estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de zirconio altamente sinterizado (95%) estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). Al óxido de zirconio también es correcto llamarle zirconio o zirconia (Martínez Rus F 2007).

La principal característica de la zirconia es su elevada tenacidad, que se debe a que su microestructura es completamente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado “transformación resistente”. Este fenómeno fue descubierto por Garvie y colaboradores (Martínez Rus F 2007) y consiste en que la zirconia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico como puede ser la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasa a forma tetragonal monoclinica, adquiriendo un mayor volumen y aumentando su resistencia, lo cual evita la propagación de la fractura.

Esta propiedad le brinda a esta cerámica una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa superando ampliamente en esta virtud al resto de las cerámicas, lo cual hace de la zirconia un material idóneo para restauraciones donde existe un compromiso mecánico y a la vez se busca un alto grado de satisfacción estética (Martínez Rus F 2007).

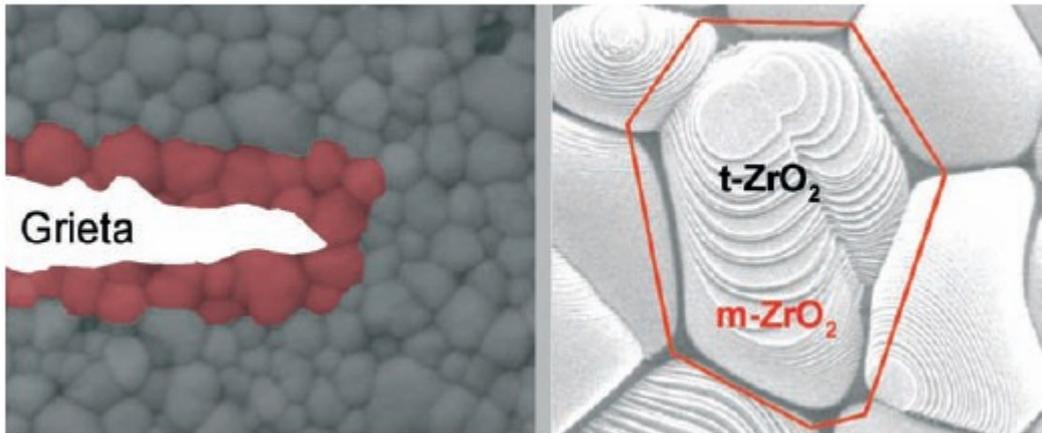


Fig. 3. Transformación de la fase cristalina de la zirconia (49).

Estos son algunos ejemplos de las cerámicas dentales a base de zirconio DC Zircon® DCS, Cercon® Dentsply, In Ceram® YZ Vita, Procera® Zirconia Nobel Biocare, Lava® 3M Espe, IPS e.max® Zir CAD Ivoclar, entre otros.

### Clasificación por la técnica de confección

Se pueden clasificar en tres grupos:

1. Condensación sobre muñón refractario.
2. Sustitución de la cera perdida.
3. Tecnología asistida por ordenador o tecnología CAD/CAM.

El primer grupo requiere la confección de un modelo duplicado del modelo primario, que se fabrica con un material refractario sobre el cual se condensa la porcelana para ser llevada a cocción sobre el modelo termo resistente. Algunos sistemas que trabajan con esta técnica son: Optec-HSP® Jeneric, Fortress® Myron Int, In Ceram® Spinell Vita (Martínez Rus F 2007).

La segunda técnica se basa en el principio tradicional de fabricar una restauración en cera, envestirla para después ser llevada a un horno donde el material se calcina y se “pierde” dando lugar a un molde al cual se le inyectará en este caso una estructura cerámica. Los sistemas más populares para esta técnica son: IPS Empress® y e.max® Press de la compañía Ivoclar (Martínez Rus F 2007).

Las técnicas tradicionales para fabricar restauraciones poseen ciertas desventajas: requieren gran cantidad de tiempo, el error humano está siempre latente, y los resultados pueden ser impredecible debido a la naturaleza de sus procedimientos (Mörmann WH. 2006).

## **Tecnología asistida por ordenador**

Los interesantes avances en la odontología estética, y la demanda de restauraciones más naturales, han despertado el interés en las restauraciones hechas por ordenador

Hoy en día la tecnología CAD/CAM nos permite fabricar restauraciones cerámicas precisas de una forma rápida, cómoda y predecible ( (Martínez Rus F 2007, Mörmann WH, Miyashita E 2005)

Existen 3 fases en la fabricación de restauraciones con tecnología CAD/CAM: digitalización, diseño y mecanizado.

La digitalización consiste en registrar tridimensionalmente la preparación dental. Esta puede hacerse extraoralmente, a través de una sonda mecánica o un láser que escanea la superficie del troquel; o intraoralmente en la que una cámara capta la imagen del diente preparado sin necesidad de tomar impresiones ( Martínez Rus F 2007, Miyashita E 2005).

Después de la digitalización, se realiza el diseño de la restauración por medio de un software especial, con el cual se pueden determinar detalles como la topografía oclusal, los puntos de contacto interproximales, el espesor de las cofias, el espacio para el agente cementante, etc. En otras palabras, el ordenador puede diseñar desde la estructura interna de una restauración, hasta una corona perfectamente detallada en su anatomía, lista para ser maquillada y posteriormente cementada. (Martínez Rus F 2007, Mörmann WH, Miyashita E 2005, Nakamura T 2003, Iwai T 2008).

Concluido el diseño, el ordenador da 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, entre otros ( Martínez Rus F 2007, Miyashita E 2005).

Si bien es cierto que la evidencia científica no puede determinar si los procedimientos tradicionales son mejores que los de la tecnología CAD/CAM o viceversa, la mayoría de los profesionales e investigadores están de acuerdo que en el futuro la tecnología CAD/CAM se impondrá a los métodos tradicionales (Martínez Rus F 2007).

### *CAD/CAM Y AJUSTE MARGINAL*

Además del diseño de la línea de terminación, existen otros factores que pueden afectar la calidad del sellado marginal en restauraciones de disilicato de litio hechas por CAD/CAM. Uno de ellos es el espacio para el cemento, que puede ser elegido por CAD, y otro es el ángulo de convergencia de las paredes axiales del diente preparado. Diversos estudios concuerdan, en que aumentar el espacio para el cemento (de 10 a 50 ó 60  $\mu\text{m}$ ) se traduce en un mejor sellado marginal, lo mismo que al aumentar el ángulo de convergencia en las paredes axiales. Sin embargo, con un espacio para cemento superior a 30  $\mu\text{m}$ , el aumentar el ángulo de convergencia, no afecta significativamente ni en la adaptación interna, ni en el sellado marginal (Nakamura T 2003, Iwai T 2008). Además, está demostrado que un aumento en el ángulo de convergencia de las paredes axiales provoca una pérdida en la capacidad de retención de la prótesis (Øilo G 2003).

Otro factor, que ha sido estudiado es el efecto sobre el sellado marginal, de los ciclos de cocción de la porcelana que recubre los núcleos de zirconia. Un estudio comparó tres sistemas, Everest, Procera y Lava, aunque en los tres hubo un peor sellado marginal después de la colocación de la cerámica de recubrimiento, las diferencias fueron mínimas, sobre todo en el sistema Lava, por lo que se concluyó que los núcleos no se vieron afectados por su colocación (Vigolo P 2008, Øilo M 2008 ).

Es importante mencionar, que si bien, el tratamiento térmico asociado con la colocación de la porcelana sobre núcleos de zirconia reduce la resistencia flexural después de la primera cocción, las cocciones subsecuentes parecen no mermar más su resistencia (Øilo M 2008).

La evolución de la tecnología CAD/CAM, permite en la actualidad, dos modalidades de uso. Una en la que se elabora un encerado del núcleo y se procesa en CAM, y otra que usa el ordenador CAD para el diseño de la restauración y CAM para su elaboración. Un estudio reciente afirma que se consigue una mejor adaptación y sellado marginal, cuando se utiliza el sistema CAD/CAM, que cuando se usa sólo CAM (Beuer F 2009).

### *EVALUACIÓN DEL AJUSTE MARGINAL*

En diversos estudios el ajuste marginal de restauraciones en prótesis fija ha sido evaluado mediante diversas técnicas, tales como, examen visual directo, por microscopía óptica, estereomicroscopio, o bien, mediante la técnica de la réplica, prueba de penetración de tinte, perfilómetro, o escaneo por microscopía electrónica.(Att W 2009, Coli P 2004, Rosentritt M 2007, Ferreira A 2004, Tinschert J 2001, Pera P 1994).

Durante la evaluación clínica, la restauración se debe poder colocar sin que interfiera la parte interna de la restauración en las caras axiales u oclusal; en otras palabras el lugar de mejor adaptación debe ser en el margen o línea de terminación y para esto también debe existir un excelente ajuste interno. Para evaluar la adaptación marginal se usa rutinariamente un explorador de punta fina, moviéndolo verticalmente desde la restauración hacia el diente y viceversa. Si hay resistencia en ambas direcciones, es que existe un hueco o margen abierto, y pueden ser varias las causas. Si la desadaptación marginal fuera producto de un contacto proximal excesivo, o de restos del agente cementante temporal, se podría corregir fácilmente. Sin embargo una restauración claramente desadaptada no es aceptable y se debe evitar intentar que se “ajuste”, siendo lo indicado tomar una nueva impresión.

## **Material y métodos:**

### *DISEÑO DEL ESTUDIO*

En la presente investigación se utilizó un diseño experimental, bivalente, posttest.

### *POBLACIÓN DE ESTUDIO*

La investigación fue realizada en dientes naturales extraídos por prescripción ortodóntica o periodontal en pacientes que acudieron a consulta en la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Nuevo León (U.A.N.L.)

### *CRITERIOS DE SELECCIÓN*

#### **Criterios de inclusión:**

Molares extraídos con corona clínica íntegra, de dimensiones similares y sin restauraciones.

#### **Criterios de exclusión:**

Dientes que no sean molares, con tratamiento endodóntico o con restauraciones, pérdida de estructura coronaria o con alguna patología de esmalte o dentina.

#### **Criterios de eliminación:**

Molares que hayan sufrido daño en su estructura coronaria durante la exodoncia, o que no cumpla con las características de las preparaciones que se desean evaluar después de su tallado.

## MUESTRA

Se utilizó un muestreo no probabilístico causal, que consistió en aceptar todos los dientes molares extraídos que cumplieran con los criterios de inclusión, hasta completar el número calculado de tamaño de muestra.

### Muestras a analizar

La muestra estuvo integrada por un grupo de 10 molares, obtenidos de pacientes que acudieron a la Facultad de Odontología de la U.A.N.L. y que requerían de su extracción para fines de sus tratamientos (Fig. 4).



Fig. 4. Los dientes de la muestra fueron colocados en bases de acrílico de autocurado.

## VARIABLES DEL ESTUDIO

*Variable dependiente:*

**SELLADO MARGINAL**

*Escala de medición:* cuantitativa continua (se mide en micras).

*Definición conceptual:* es la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación previamente tallada con instrumentación rotatoria a alta velocidad.

*Definición operacional:* es la exactitud con la que una restauración de Disilicato de Litio confeccionada con CAD/CAM y técnica de cera perdida y prensado de porcelana encaja sobre la línea de terminación.

## Duración estimada del estudio

De noviembre de 2011 a mayo de 2012

## Estadística

Se utilizó el análisis estadísticos de T de student con un 95% de confiabilidad

### *ANÁLISIS ESTADÍSTICO*

Los resultados fueron estudiados en un análisis de varianza (ANOVA) con intervalos de confianza del 95%.

### *TÉCNICA E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS*

Los dientes que formaron la muestra en este estudio fueron evaluados bajo un estereomicroscopio marca Leica® modelo EZ4D con una cámara digital integrada, (Fig. 6) mediante el cual se obtuvieron fotografías magnificadas a 40x de todos los dientes en cada una de sus caras en la zona del margen de la restauración. Posteriormente se realizaron mediciones para conocer la distancia existente entre la línea de terminación y el margen de la restauración, utilizando el programa Image-Pro® Plus versión 6.0.0.260 para Windows 2000/XP Professional Copyright© 1993-2006 Media Cybernetics, Inc.



Fig. 5. Equipo de microscopía conectado al ordenador para la captura de imágenes.

Las mediciones fueron registradas en una hoja de recolección de datos para cada uno de los grupos de la muestra.

## *PROCEDIMIENTOS*

### Preparación de las muestras

Los dientes obtenidos fueron sometidos a limpieza con ultrasonido y guardados en una solución de formaldehído al 10% a temperatura ambiente durante el curso del estudio para prevenir su deshidratación.

Una vez recolectada toda la muestra, los dientes fueron incluidos en una base de acrílico de autopolimerizado, dejando descubierta la corona y 2mm de la superficie radicular.(fig 6)



*Fig. 6. Grupo*

En ambos grupos los dientes fueron preparados (Figs. 7) para recibir coronas completas de disilicato de litio y se realizaron las preparaciones con las siguientes características:



Fig. 7. Preparación de los dientes

Desgaste oclusal anatómico de 2mm.

Convergencia axial de 6°.

Desgaste axial aproximado a 1.5mm.

Línea de terminación fue ubicada a 0.5mm del límite cemento-esmalte.

En los dientes del **grupo A** la línea de terminación que se realizó fue un hombro de 90° con respecto a la pared axial y un grosor de 1mm. (Fig. 8)

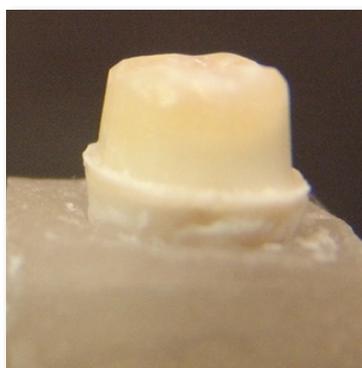


Fig. 8 Muestra del grupo A (Hombro)

En la preparación de los dientes se utilizaron fresas de diamante de alta velocidad, (Fig.9) de la casa Axis, troncocónica de punta plana modificada (modified shoulder) No. 847KR grano mediano. Esta fresa está espacialmente diseñada para formar líneas de terminación en hombro con ángulo línea axiogingival redondeado, convergencia axial de 6° y una línea de terminación de 90°, tal como se desea.

Las preparaciones fueron terminadas con fresas de grano fino No. 847KR.

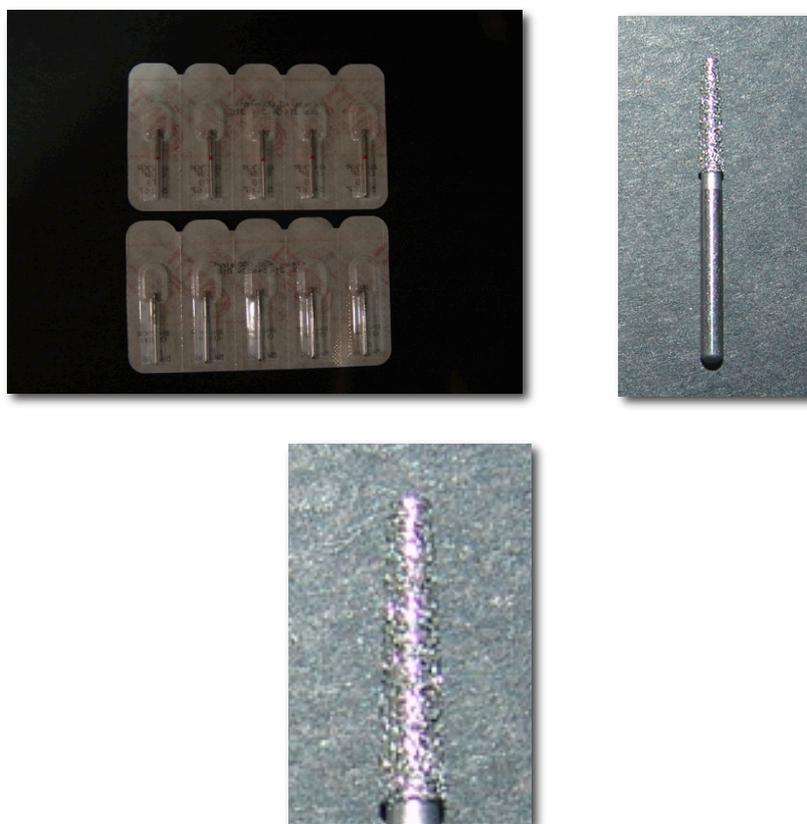


Fig. 9. Fresas troncocónicas extremo plano para las preparaciones con línea de terminación hombro.

Todas las preparaciones fueron realizadas por el mismo operador, controlando el ángulo de convergencia de las preparaciones con la conicidad de la fresa y siguiendo el eje longitudinal de los dientes. Posteriormente fueron examinadas por un segundo

observador, con amplia experiencia en la preparación de dientes para prótesis fija que dio el visto bueno sobre las preparaciones.

Una vez aprobadas las preparaciones se tomaron impresiones de los dientes con Polivinilsiloxano silicona por adición (Elite, Zhermack) de consistencia ligera para la realización de las restauraciones hechas con técnica de porcelana prensada. (Fig.10)



Fig. 10. Material de impresión.

Estas fueron tomadas en un solo tiempo por el mismo operador, para lo cual se utilizaron cucharillas parciales de aluminio con perforaciones y acondicionadas con adhesivo para Polivinilsiloxano. (Fig. 11)



Fig. 11. Preparación de las cucharillas de impresión.

Los dientes fueron ordenados en grupos de 2 dientes cada cucharilla, para completar los 10 dientes de la muestra (Fig. 12).



Fig. 12. Dientes listos para la toma de impresiones.

A cada cubo se le asignó un código alfanumérico para su identificación de la siguiente manera: al grupo con preparación en hombro se le designó la letra “H” y una numeración del 1 al 10(Fig. 13)

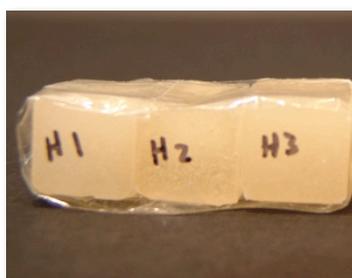


Fig. 13. Codificación de la muestra.

Se procedió a la toma de impresiones, con la ayuda de pistolas de automezclado de zhermack™ y el material Elite HD(Zhermack™) de consistencia media inyectada en las cucharillas y consistencia ligera en los dientes para hacer técnica de un solo paso

(Figs. 14 y 15).



Fig. 14 Elite HD™ Material ligero

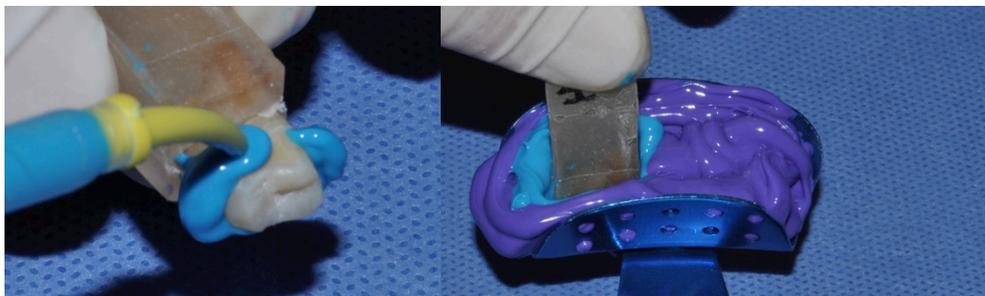


Fig. 15. Toma de impresión.

Transcurrido el tiempo de polimerizado del material indicado por el fabricante las impresiones fueron removidas para realizar una minuciosa inspección de las mismas (Figs. 16 y 17).

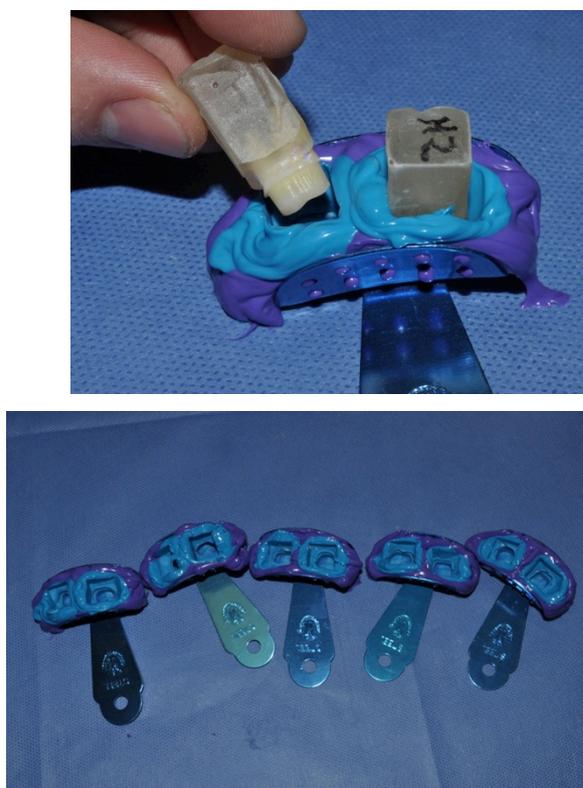


Fig. 16. Retiro de la cucharilla después de la impresión.

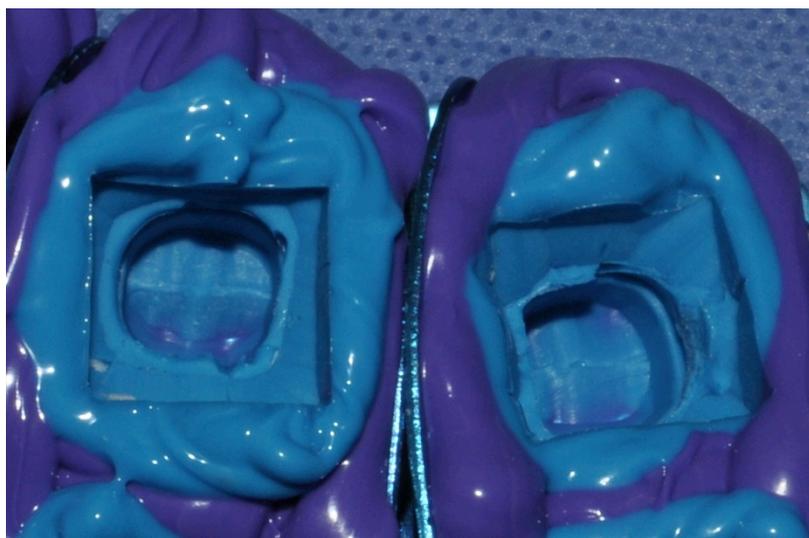


Fig. 17. Acercamiento de la impresión, observe a detalle las líneas de terminación

Una vez inspeccionadas las impresiones, estas fueron vaciadas con yeso piedra tipo IV Elite® Rock Fast (Zhermack) (Fig. 18).



Fig. 18. Yeso piedra tipo IV.

El yeso fue mezclado siguiendo las indicaciones del fabricante, con proporciones de 100 gr de yeso por 20 ml de agua. Para su mezcla se utilizó una mezcladora automática con vacío (Jelenko® Vacuum Mixer) (Fig. 19).



Fig. 19. Dosificación del yeso y mezclado al vacío.

Se utilizó un vibrador durante el vaciado de las impresiones y un pincel para colocar en incrementos el yeso sobre la impresión hasta que esta llenó las preparaciones. Después se completó el llenado de la impresión con una espátula para yesos (Fig. 20).



Fig. 20. Vaciado de los modelos.

Ya obtenidos los datos de trabajo se procedió a hacer la realización de las coronas con la técnica de inmersión de cera Bellewax de la casa Kerr™(Fig. 21).



Fig. 21. Material para técnica de inmersión de cera.

A los troqueles se les coloco el espaciador para cemento Euro Classic Die Spacer de 20  $\mu\text{m}$  de grosor, se les aplico solo una capa de este material dejando un milímetro antes de llegar a la línea de terminación (Fig. 22).



Fig. 22 Dados de trabajo con el espaciador colocado

Se coloreo la línea de terminación con un lapicero y puntilla color roja, esto con el motivo de recortar excesos de cera y obtener una mejor adaptación marginal (Fig. 23).

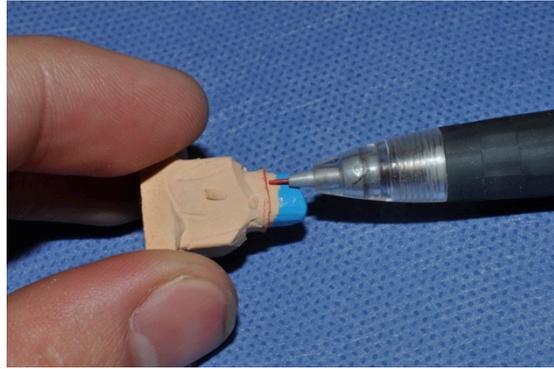


Fig. 23. Delimitación de línea de terminación en dados de trabajo

Posterior a la identificación de líneas de terminación se le aplicó un separador de cara a los dados de trabajo Microfilm de la casa Kerr™ el cual tiene 0  $\mu\text{m}$  de espacio (Figs. 24 y 25).



Fig. 24 aplicación del microfilm.



Fig. 25 Microfilm de Kerr™

Los dados con el separador de cera ya colocado fueron sumergidos en la cera bellewax de kerr (cera para técnica de inmersión) la cual deja un espacio en el dado de 0.5mm a 90° C . (Fig. 26)



Fig. 26. Inmersión en la cera de los dados dando un espesor de 0.5mm.

Para lograr una mejor adaptación marginal en el patrón de cera fue usada una cera para sellar el margen GEO margin wax de la casa Renfert y se reviso el sellado de estas con microscopio de 10x de Renfert(Figs. 27 , 28 y 29).



Figs. 27, 28 y 29 rectificación del sellado con cera para márgenes y revisión con microscopio.

Finalizado el diseño de los patrones de cera de las 10 coronas se procedió a la preparación para el prensado de la porcelana E-max en pastillas A2 de alta translucidez. Los patrones de cera fueron colocados en los cubiletes especiales para el prensado de pastillas E-max del sistema de prensado de Ivoclar siguiendo las instrucciones del fabricante utilizando el investimento Press VEST Speed de Ivoclar (Fig. 30).



Fig 30 .a ) Materiales usados para el investimento. b ) Patrones de Cera c ) investimento y liquido especial.

Ya colocados los patrones de cera en el cubilete con la angulación correcta recomendada por el fabricante se le roció una sustancia surfactante a base de alcohol y detergente para eliminar la tensión superficial de la cera Debubbilizer de la casa Kerr (Fig. 31).



Fig. 31. Sustancia surfactante para eliminar la tensión superficial de la cera.

El investimento fue mezclado a las proporciones indicadas por el fabricante para no tener distorsión y fue mezclado al vacío (Jelenko® Vacuum Mixer) para recubrir los patrones de cera.(Fig 32)



Fig. 32 Investido de los patrones de cera

Se dejó fraguar el investimento por 30 mins, después se introdujo en el horno de desencerado Jelenko Furnace a una temperatura de 1532°F por 30 mins para realizar la técnica de cera perdida. (Fig. 33)

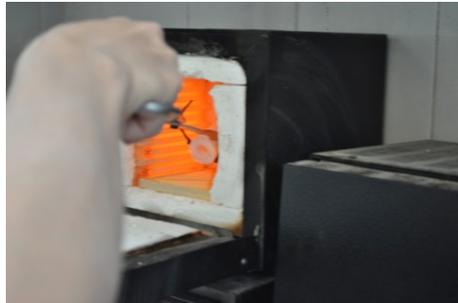


Fig 33. Horno de desencerado

Ya una vez desencerado el cubilete se pasa al horno de prensado EP-3000 de Ivoclar para realizar el prensado de las pastillas A2 HT. (fig 34)

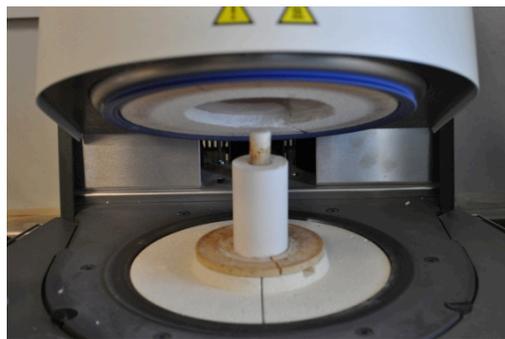


Fig 34 horno de prensado listo para prensar

Al terminar el proceso de prensado se dejó enfriar a temperatura ambiente por 2 horas, se recuperaron las coronas eliminando el investimento con aire abrasivo con oxido de aluminio de 50  $\mu\text{m}$  y se procedió a poner en E-max Press Invex Liquid (ácido hidrofúorhídrico al 2%) por 15 minutos en el ultrasonido (PRO-Sonica 300 de la casa Sultan) para eliminar la capa de reacción. (Figs 35)



Fig 35 Restauraciones en ultrasónico con Invex

Para la realización del segundo grupo de coronas, E-max CAD disilicato de litio fue necesario el uso de la maquina E4D CAD y D4D CAM (Ivoclar).

Se escanearon las 10 preparaciones directamente del diente con el sistema E4D. (fig. 36)



fig 36 Escaneo de preparaciones

Después de escanear las preparaciones se identifica la línea de terminación en el software. (fig 37)



Fig. 37

Se estandarizaron las coronas a un grosor de 0.5mm y se diseño con un espacio de 20  $\mu\text{m}$  para el cemento un milímetro antes de la línea de terminación. (fig. 38)



Fig 38 espacio para cemento

Finalizado el diseño de las restauraciones se procedió a su fresado en la maquina D4D CAM con bloques IPS E-max CAD HT A2 tamaño del bloque: C14 para E4D utilizando un bloque por restauración. (Fig 39)



Fig 39 bloques de E-max CAD

Posteriormente fueron colocados los bloques uno a uno para su fresado en D4D maquina de fresado de 4 ejes, la cual utiliza dos fresas de diamante refrigeradas con un liquido especial. Se utilizó el protocolo de fresado estándar. (Fig. 40, 41)



Fig 40. Maquina fresadora E4D Ivoclar



Fig. 41 coronas ya fresadas antes de cristalizarse, puede observarse que están en etapa azul

Una vez concluido el fresado, las coronas fueron cortadas del bloque y cristalizadas en el horno EP-3000 de Ivoclar en el programa de cristaliozacion a 770°C por 25 minutos. (fig 42 y 43)



Fig 42 Cortado con disco de diamante el vástago que une al bloque con la restauración

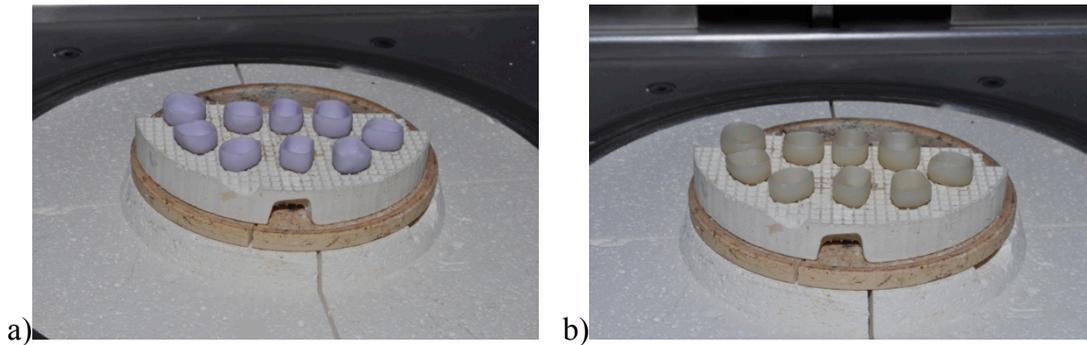


Fig 43 a) coronas antes de cristalizarse b) coronas después de cristalizarse

Posteriormente las coronas prensadas y fresadas fueron adaptados a sus respectivos dientes y sometidos a observación bajo estereomicroscopio Leica® modelo EZ4D a una magnificación de 40x. Este microscopio cuenta con una cámara digital integrada para la captura de imágenes y su transferencias automática al ordenador (Figs. 44 y 45).



Fig.44. Estereomicroscopio marca Leica® modelo EZ4D.

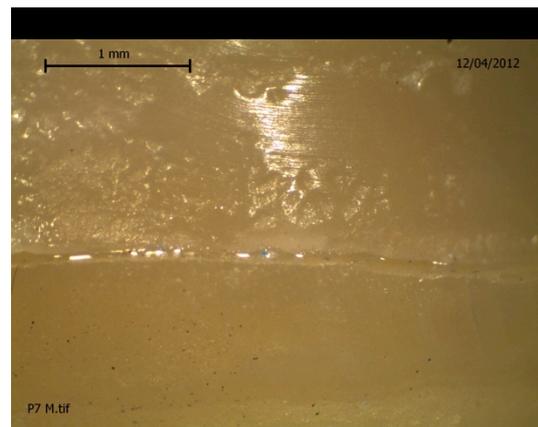


Fig.45. Captura de la pantalla del ordenador de las mediciones.

Después las imágenes fueron analizadas por un operador ajeno a la investigación sin mencionarle que grupo era el CAD/CAM y cual era el prensado para hacer una colección de resultados ciega con la ayuda del programa Image-Pro® Plus (versión

6.0.0.260 para Windows 2000/XP Professional Copyright© 1993-2006 Media Cybernetics, Inc.) y se tomaron cinco mediciones equidistantes en cada cara del diente (vestibular, mesial, lingual y distal) desde el borde de la línea de terminación hasta el margen de la restauración. Las mediciones fueron registradas en una hoja de recolección de datos para su posterior análisis estadístico (Fig.46).

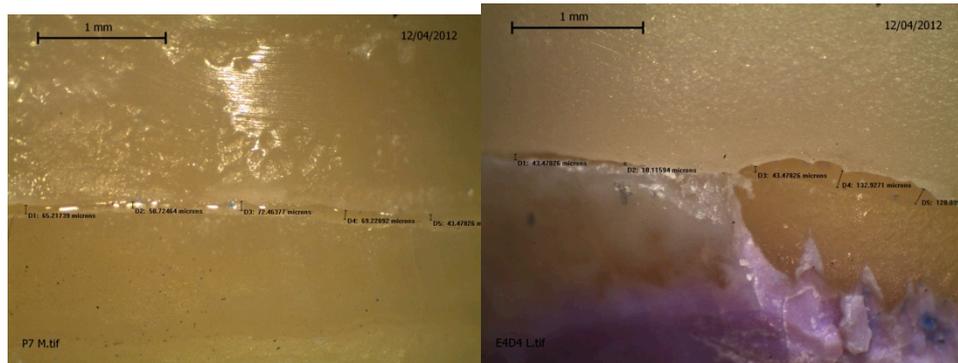


Fig. 46. Mediciones tomadas con en el programa Image-Pro® Plus.

Los resultados fueron registrados con la ayuda de hojas de recolección de datos, diseñadas espacialmente para el estudio para después ser analizados estadísticamente.

### Hojas de recolección de datos

CAD/CAM					
	V	M	L	D	PROMEDIO
E4d1					
E4d2					
E4d3					
E4d4					
E4d5					
E4d6					
E4d7					
E4d8					
E4d9					
E4d10					

# PRENSADAS

	V	M	L	D	PROMEDIO
P1					
P2					
P3					
P4					
P5					
P6					
P7					
P8					
P9					
P10					

## Resultados

Los resultados obtenidos en la investigación acerca de la discrepancia de adaptación marginal se muestran en las tablas I y II

La primera tabla hace referencia a las restauraciones prensadas las cuales se destaca un promedio de 46.72  $\mu\text{m}$  y un promedio de 139.52  $\mu\text{m}$  para las restauraciones escaneadas por el escáner E4D y fresadas por el CAD/CAM D4D

En estas tablas se analiza la discrepancia en la adaptación marginal de las 20 muestras, siendo asignado con P y el numero del 1 al 10 para las restauraciones prensadas y E4D mas el numero para las CAD/CAM. Así como aparece una V para el promedio de medición de los 5 puntos de la cara vestibular, la letra M para el promedio de medición de la cara mesial , L para la cara lingual y D para la cara distal

La manera en la que fueron analizados fue de la siguiente forma: para cada cara del diente hubo 5 mediciones de la discrepancia en la adaptación marginal del diente con su restauración y estas mediciones fueron promediadas para así dar un numero promedio a cada cara indicada por la letra.

**Tabla I: Adaptación marginal en coronas prensadas**

Medición de discrepancia en adaptación marginal en coronas de disilicato de litio E-max Press

PRENSADAS (µm)						
Columna1	Columna2	Columna3	Columna4	Columna5	Columna6	Columna7
	V	M	L	D		PROMEDIO
P1	39.49	69.12	29.082	47.98		46.418
P2	53.74	64.73	35.17	85.63		59.8175
P3	24.9	14.63	35.6	44.22		29.8375
P4	52.15	83.53	57.22	35.99		57.2225
P5	18.92	73.79	163.78	83.82		85.0775
P6	71.33	50.28	77.16	110.34		77.2775
P7	39.48	60.21	85.79	88.77		68.5625
P8	65.95	82.63	146.45	116.166		102.799
P9	57.55	67.034	73.57	46.4		61.1385
P10	68.18	37.71	45.79	35.22		46.725

P Nomenclatura de restauraciones de porcelana Prensada

V Cara Vestibular

M Cara Mesial

L Cara Lingual

D Cara Distal

Todos los resultados están en unidades de micras (µm)

**Tabla II: Adaptación marginal en coronas CAD/CAM**

Medición de discrepancia en adaptación marginal en coronas de disilicato de litio E-max CAD/CAM

CAD/CAM ( $\mu\text{m}$ )						
Columna1	Columna2	Columna3	Columna4	Columna5	Columna6	Columna7
	V	M	L	D		PROMEDIO
E4D1	126.126	223.6	72.47	63.07		121.3165
E4D2	37.11	64.51	61.51	32.63		48.94
E4D3	78.33	79.93	170.73	72.51		100.375
E4D4	44.56	108.5	73.21	39.27		66.385
E4D5	95.74	45.98	108.7	69.23		79.9125
E4D6	48.58	39.9	163.06	87.73		84.8175
E4D7	46.37	21.08	141.32	54.96		65.9325
E4D8	217.4	107.54	131.69	96.1		138.1825
E4D9	80.19	248.35	271.01	87.31		171.715
E4D10	211.136	202.62	69.61	74.74		139.5265

E4D Nomenclatura de las restauraciones hechas con porcelana CAD/CAM

V Cara Vestibular

M Cara Mesial

L Cara Lingual

D Cara Distal

Todos los resultados están en unidades de micras ( $\mu\text{m}$ )

Para el análisis de los resultados se aplicó una prueba T de student, los resultados obtenidos en las pruebas estadísticas se muestran a continuación en las tablas 3 y 4

**Tabla III**

Estadística descriptiva de la muestra de coronas prensadas, Posgrado de Odontología Restauradora, Abril de 2012

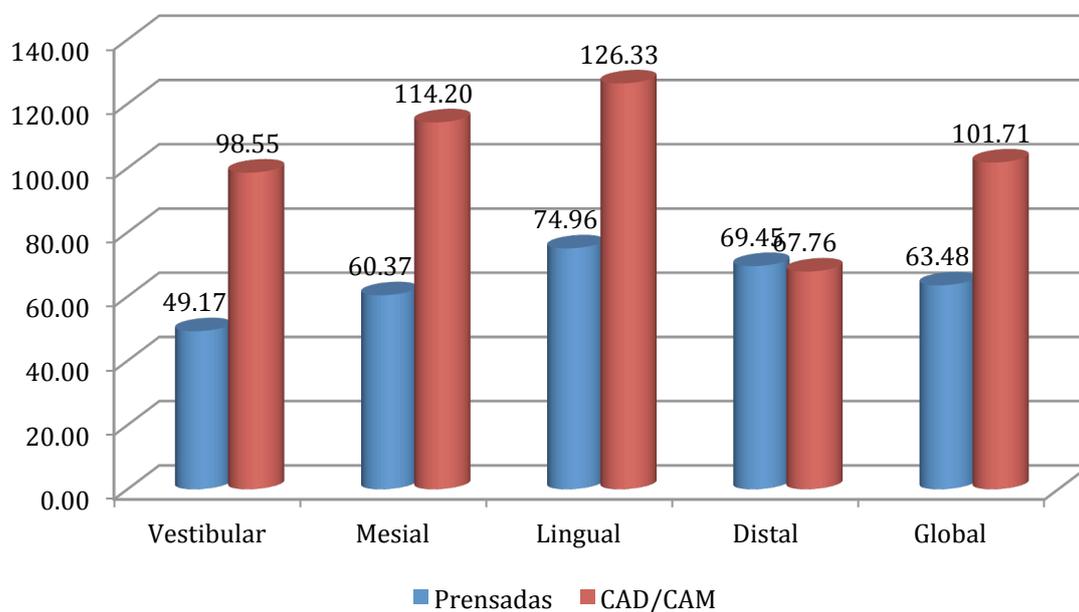
	n	Media	Mediana	Desviación estándar	Rango	Mínimo	Máximo	IC <sub>1-<math>\alpha</math>:0.95</sub>	
<i>Vestibular</i>	10	49.17	52.95	18.03	52.41	18.92	71.33	36.27	62.07
<i>Mesial</i>	10	60.37	65.88	21.24	68.90	14.63	83.53	45.17	75.56
<i>Lingual</i>	10	74.96	65.40	46.58	134.70	29.08	163.78	41.64	108.28
<i>Distal</i>	10	69.45	65.90	30.94	80.95	35.22	116.17	47.32	91.59
<i>Global</i>	10	63.48	60.47	21.05	72.96	29.83	102.79	48.42	78.55

**Tabla IV**

Estadística descriptiva de la muestra de coronas CAD/CAM, Posgrado de Odontología Restauradora, Abril de 2012

	n	Media	Mediana	Desviación estándar	Rango	Mínimo	Máximo	IC <sub>1-<math>\alpha</math>:0.95</sub>	
<i>Vestibular</i>	10	98.55	79.26	66.85	180.29	37.11	217.40	50.73	146.38
<i>Mesial</i>	10	114.20	93.74	81.89	227.27	21.08	248.35	55.62	172.78
<i>Lingual</i>	10	126.33	120.20	64.94	209.50	61.51	271.01	79.87	172.79
<i>Distal</i>	10	67.76	70.87	20.79	63.47	32.63	96.10	52.88	82.63
<i>Global</i>	10	101.71	92.59	39.60	122.77	48.94	171.71	73.37	28.33

**Gráfico 1**  
**Comparación de promedios de las mediciones según el tipo de restauración, Posgrado de Odontología Restauradora, Abril de 2012**



## Análisis de datos

### Diferencia t de diferencia de medias para muestras apareadas

El objetivo de esta prueba fué realizar un comparativo entre promedios de sellado marginal entre restauraciones de disilicato de litio elaboradas por CAD/CAM y en restauraciones de disilicato de litio elaboradas por el método de prensado de cerámica.

### Descripción de los datos

Cara	n	Prensadas		n	CAD/CAM	
		Media	D.E.		Media	D.E.
<i>Vestibular</i>	10	49.17	18.03	10	98.55	66.85
<i>Mesial</i>	10	60.37	21.24	10	114.20	81.89
<i>Lingual</i>	10	74.96	46.58	10	126.33	64.94
<i>Distal</i>	10	69.45	30.94	10	67.76	20.79
<i>Global</i>	10	63.48	21.05	10	101.71	39.60

### Planteamiento de las hipótesis

$H_0: \mu_d=0$  y  $H_1: \mu_d \neq 0$

$H_1$ : Existen diferencias en el sellado marginal entre restauraciones de disilicato de litio elaboradas por CAD/CAM y en restauraciones de disilicato de litio elaboradas por el método de prensado de cerámica

$H_0$ : No existen diferencias en el sellado marginal entre restauraciones de disilicato de litio elaboradas por CAD/CAM y en restauraciones de disilicato de litio elaboradas por el método de prensado de cerámica

**Estadística de prueba**

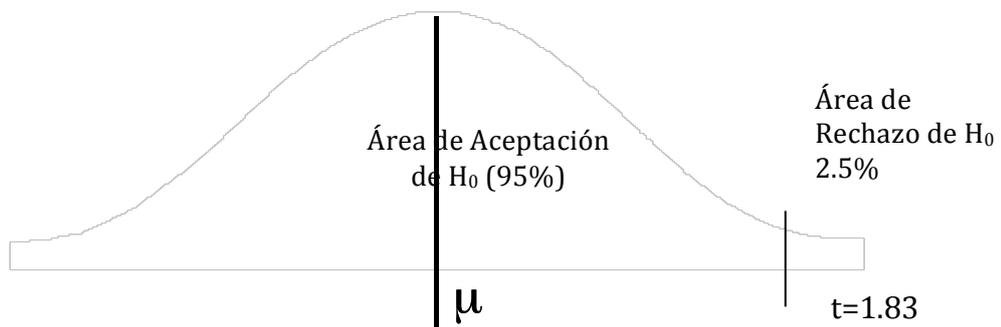
Para la prueba t se aplica la formula siguiente:

$$t = \frac{\bar{d} - \mu d}{s_d / \sqrt{n}} \quad \bar{d} = \frac{\sum di}{n} \quad s_d = \sqrt{\frac{\sum (di - \bar{d})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{n \sum d_i^2 - (\sum d_i)^2}{n(n-1)}}$$

**Distribución o presentación de la prueba**

1-α=0.95, df=9

tc=1.83



**Estadística de prueba calculada**

Valor p	Prensadas	CAD/CAM
Vestibular	0.01846926	
Mesial	0.036068676	
Lingual	0.026558712	
Distal	0.435576631	
<b>Global</b>	<b>0.012682528</b>	

Se acepta hipótesis nula, por lo tanto se asegura con un 95% de confiabilidad que no existe diferencia estadísticamente significativa en los promedios de sellado marginal entre restauraciones de disilicato de litio elaboradas por CAD/CAM y en los promedios de las restauraciones de disilicato de litio elaboradas por el método de prensado de cerámica en la cara distal.

Se rechaza hipótesis nula, por lo tanto se asegura con un 95% de confiabilidad que existe diferencia estadísticamente significativa en los promedios de sellado marginal entre restauraciones de disilicato de litio elaboradas por CAD/CAM y en los promedios de las restauraciones de disilicato de litio elaboradas por el método de prensado de cerámica en la caras vestibular, mesial y lingual, así como en las evaluaciones globales de las 4 caras. Los resultados con CAD/CAM son significativamente mayores a los observados en la muestra de restauraciones con el método de prensado de cerámica.

## Discusión

En el presente estudio in vitro se comparó la capacidad de adaptación marginal de las coronas de disilicato de litio fabricadas por E-max CAD™ CAD/CAM y las prensadas E-max Press™, ambas del sistema E-max™ en preparaciones con un solo diseño de línea de terminación, hombro modificado de 90°.

Los resultados de este estudio muestran que existe una diferencia estadísticamente significativa en los valores de desajuste marginal para las dos formas de fabricación de las coronas de disilicato de litio, siendo el valor global de p de **0.012682528**.

Aunque fueron observadas algunas pequeñas irregularidades en el área del margen de las coronas en ambos grupos presentaron rasgos de desajuste dentro de los criterios clínicamente aceptados, es decir menores a 120 µm las coronas prensadas mostraron discrepancias marginales menores a las hechas por el método de CAD/CAM.

La explicación de estos resultados, es que el disilicato de litio al ser un material muy quebradizo no acepta un fresado de tipo fino, por lo que se hace en fresado de tipo estándar el cual deja bordes irregulares en las líneas de terminación de las coronas

Los resultados obtenidos en las muestras prensadas coinciden con los resultados del estudio de Tomohiko Sato y cols (Sato T 1985) en el cual evaluó las cerámicas prensadas libres de deformación en hombros modificados en el que evaluó la porcelana de cerestore.

Cuando se comparan los resultados en la adaptación marginal de las coronas CAD/CAM E-max CAD con las coronas de zirconia CAD/CAM se encuentran diferencias significativas en el sellado teniendo en cuenta los estudios de Euán y cols,(Euán 2012) en el que se evaluó el ajuste amrginal de coronas de coronas de zirconia con dos diferentes líneas de terminación, sientto muy parecidos los resultados de este estudio con el de Ferreira y cols (Ferreira 2004) en el que evaluó coronas In Ceram alúmina y con los encontrados por Cho y cols (Cho I 2004) en la comprobación

del desajuste marginal de preparaciones con hombro y chaflán para coronas de cerómero..

En otro estudio de Suarez y cols. (Suarez MJ 2007) evaluaron la adaptación marginal de coronas de alúmina hechas con el sistema Procera AllCeram en preparaciones con hombro modificado y chaflán en donde obtuvieron medias de 26 $\mu$ m de desajuste marginal para el grupo de chaflán y 40 $\mu$ m para el grupo de hombro modificado.

Las coronas prensadas tienen como ventajas un precio de fabricación de aproximadamente un cuarto del precio de una corona CAD/CAM, la resistencia indicada por el fabricante es que tiene 40 Mpa mas de resistencia a la compresión, además de una mejor adaptación marginal.

En las desventajas de las coronas prensadas es que requiere un tiempo de fabricación mas prolongado, siendo aproximadamente de 4 horas, mientras que el CAD/CAM tiene su corona terminada en 2 horas aproximadamente.

Esto representaría un costo/beneficio igual para un técnico el cual tiene una fluidez de trabajo constante, ya teniendo una maquina CAD/CAM la cual es mas costosa que el material necesario para la realización de una corona prensada.

## **Conclusiones**

Con las limitaciones de esta investigación, podemos concluir que:

1.- Las coronas de disilicato de litio fabricadas por la técnica de prensado de porcelana E-max Press™ tienen una mejor adaptación marginal que las fabricadas por CAD/CAM E4D™/D4D™

2.- Las coronas CAD/CAM siguen estando en los rangos clínicos aceptables

## Referencias Bibliográficas:

- Acevedo RM, Suárez MJ, Salido MP, López Lozano JF. *Estudio comparativo del sellado marginal de núcleos cerámicos de zirconio*. Rev Int Protés Estomatol 2008; v.11, n.3, p.187-192.
- Adams D. *Ensuring optimal success with the Lava system, part 1. Techno-clinical perspectives from authorized Lava milled centers*. Dentistry Today, 2007; 26(10): 88-91
- Álvarez MA, Peña JM, González IR, Olay MS. *Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal*. RCOE 2003; 8(5): 525-546.
- Amaral R, Özcan M, Valandro LF, Balducci I, Bottino MA. *Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cemento n zirconia ceramic in dry and aged conditions*. J Biomed Mater Res 2008; 85B:1-9.
- Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. *Accuracy of machine milling and spark erosion with CAD/CAM system*. J Prosthet Dent 1996; 76: 187-193.
- Anusavice K. *Cementos dentales*. En: *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. Ed. Elsevier 11ª edición 2004
- Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. *Flexural and shear strengths of ZrO<sub>2</sub> and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains*. J Prosthet Dent 2008; 100:274-284.
- Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. *Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses*. J Prosthet Dent 2009; 101: 239-247
- Ayad MF. *Effect of the crown preparation margin and die type on the marginal accuracy of fiber-reinforced composite Crowns*. J Contemp Dent Pract, v.9, n.2, 2008.
- Bader JD et. al. *Effect of crown margins on periodontal conditions in regular attending patients*. J Prosthet Dent, 1991; 65-75.
- Blatz M, Sadan A, Martin J, Lang B. *In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling*. J Prosthet Dent 2004; 91:356-362
- Block PL. *Restorative margins and periodontal health: a new look at an old perspective*. J Prosthet Dent, 1987; 57:683-689

- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. *Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers*. Dent Mater 2009; 25: 94-102.
- Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. *High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings – A new fabrication mode for all-ceramic restorations*. Dent Mater 2009; 25: 121-128.
- Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. *Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic*. Int J Prosthodont 2005; 18:60-65
- Brecker CS. *Porcelain Baked to gold: A new medium in prosthodontics*. J Prosthet Dent 1956; 6: 801-811.
- Cadafalch J. *Caracterización microestructural y mecánica de materiales en base a cerámica elaboradas por la tecnología CAD/CAM para su utilización en prótesis odontológica*. Barcelona, España. Universidad de Barcelona 2003
- Christensen GJ. *Computerized restorative dentistry – State of the art*. J Am Dent Assoc 2001; v.132 1301-1303.
- Cho L, Choi J, Jin Yi Y, Park Ch J. *Effect of finish line on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns*. J Prosthet Dent 2004; 91: 554-60.
- Coli P, Karlsson S. *Precision of CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings*. Int J Prosthodont 2004; 17: 577-580.
- Dodge WW, et. al. *The correlation of resistance and retention to convergence angle*. J Dent Res 1983; 262-267.
- Euán R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-deBarbera, M, Gomes-Azevedo, S, *Comparison of the Marginal Adaptation of Zirconium Dioxide Crowns in Preparations with Two Different Finish Lines*, Journal of Prosthodontics 00 2012 p1-5
- Felton DA et. al. *Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health*. J Prosthet Dent, 1991; 65:357-364.
- Fisher J, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. *Flexural strength of veneering ceramics for zirconia*. J Dent 2008; 36: 316-321.
- Fusayama T, Ide K, Hosoda H. *Relief of resistance of cement of full cast crowns*. J Prosthet Dent, 1964, 14:95

- Ferreira A, Oliveira F, Bottino MA. *Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in Vitro evaluation.* J Prosthet Dent 2004; 92: 250-7.
- Gabbert O, Ohlmann B, Schmitter M, Gilde H, Ruef T, Rammelsberg P. *Fracture behaviour of zirconia ceramic cantilever fixed dental prostheses in vitro.* Act Odont Scand, 2008; 66: 200-206.
- Gavelis JR, Morency JD, Riely ED, Sozio RB. *The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations.* J Prosthet Dent, 1981; 45: 138-45.
- Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. *Considerations in measurement of marginal fit.* J Prosthet Dent 1989; 62: 405-408.
- Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. *Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings.* Act Odont Scand 2008; 66: 214-218.
- Jorgensen KD. *The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns.* Act Odont Scand 1955; 13-35.
- Kelly JR, Denry I. *Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview.* Dent Mater 2008; 24: 289-298.
- Kelly JR, Denry I. *State of the art of zirconia for dental applications.* Dent Mater 2008; 24: 299-307.
- Kumbuloglu O, Lassila L, User A, Vallittu P. *A study of the physical and chemical properties of four resin luting cements.* Int J Prosthodont 2004; 17:357-363
- Limkangwamongkol P, Kee E, Chiche GJ, Blatz MB. *Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on Procera® alumina crowns.* J Prosthodont 2009; 18: 162-166.
- Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. *Marginal and internal fit of CEREC 3 CAD/CAM All-ceramic crowns.* Int J Prosthodont 2003; 16: 244-248.
- Martínez Rus F, Pradies RG, Suárez MJ, Rivera B. *Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección.* RCOE 2007; 253-263.
- Miyashita E, Salazar A. *Odontología restauradora computarizada. El estado del arte.* Ed. Artes Medicas Latinoamericana 2005; 635-660.

- Mörmann WH. *Clinical status of eleven CAD/ACM materials after one to twelve years of service. En State of the art CAD/CAM restorations. 20 years of CEREC.* Ed. Quintessence 2006; 9-18.
- Miyashita E, Salazar A. *Materiales cerámicos. En Odontología estética. El estado del arte.* Ed. Artes Medicas Latinoamericana 2005; 155-180.
- Oilo G, Törnquist A, Durling D, Andersson M. *All-ceramic and preparation characteristics: a mathematic approach.* Int J Prosthodont 2003; 16: 301-306.
- Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. *The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic.* Dent Mater 2008; 24: 471-475.
- Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. *In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns.* J Prosthet Dent 1994; 72: 585-590.
- Phark JH, Duarte S, Blatz M, Sadan A. *An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface.* J Prosthet Dent 2009; 101:29-38
- Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. *Marginal Integrity of CAD/CAM fixed partial dentures.* Eur J Dent 2007; 1: 25-30.
- Rosenstiel, Land, Fujimoto. *Principios de la Preparación Dental. En: Prótesis Fija Contemporánea.* Ed. Elsevier, 2009.
- Sato T, Wohlwend A, Schärer P, *Marginal fit in a "Shrink-Free" Ceramic Crown System* The international Journal of Periodontics and Restorative Dentistry 3 1985 p 8-21
- Shillingburg, Jacobi, Brackett. *Líneas de terminación y periodonto. En: Principios Básicos en las Preparaciones Dentarias para restauraciones de metal colado y de cerámica.* Ed. Quintessence , 2000.
- Sorensen J. *A standarized method for determination of crown margin fidelity.* J Prosthet Dent 1990; 64: 18-24
- Sozio RB, Riely EJ. *The shrink-free ceramic crown.* J Prosthet Dent 1983; 49: 182-187.
- Suárez MJ, González P, Pradies G, Lozano JF. *Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram Crowns with two finish lines.* Int J Prosthodont 2003; 16:229-232. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. *Marginal and internal adaptation of zirconium ceramic copings and crowns with diferent finish line desings.* Dent Mater J, 2007; v.26, n. 5, p. 659-664.

- The Academy of Prosthodontics. *The Glossary of Prosthodontic Terms*. J. Prosthetic Dent 2005;94:1-83.
- Tinschert J, Mautsch W, Spikermann H, Anusavice KJ. *Marginal fit of alumina and zirconia based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system*. Oper Dent 2001; 26: 367-374.
- Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Pereira F, Bottino MA. *Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram zirconia before and after aging*. Int J Prosthodont 2007; 20:70-72
- Vigolo P, Fonzi F. *An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles*. J Prosthodont 2008; 17: 621-626.
- Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. *Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks*. Dent Mater 2008; 24: 633-638.
- White S, Ingles S, Kipnis V. *Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns*. J Prosthet Dent 1994; 71:257-264.
- Wilson AH, Chan DC. *The relationship between preparation convergence and retention of extracoronal retainers*. J Prosthodont 1994; 74-78.
- 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.