



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ESTUDIO COMPARATIVO DE ADAPTACIÓN MARGINAL DE  
NÚCLEOS DE IPS e.max CAD® vs. IPS e.max PRESS®.**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N O   D E N T I S T A**

**P R E S E N T A:**

**JOSUÉ JESÚS LUCA TEJEDA**

**TUTOR: Mtro. VÍCTOR MORENO MALDONADO**

**ASESOR: Dr. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## **AGRADECIMIENTOS**

**A la Universidad Nacional Autónoma de México. Por el orgullo y responsabilidad que representa el haber sido formado y pertenecer a la máxima casa de estudios.**

**A la Facultad de Odontología. Por ser el pilar de nuestra profesión y darme la oportunidad de realizar mis estudios profesionales.**

**A mi Madre C.D. Aurora Tejeda Quintela, por ser el ejemplo, pilar de la familia, formadora, proveedora y por haberme dado siempre el apoyo incondicional para alcanzar la superación personal y profesional.**

**A mi Hermana Janet Luca Tejeda por ser mi compañera y amiga.**

**Al Mtro. Víctor Moreno Maldonado por ser el Maestro, quien gracias a sus enseñanzas diarias y ejemplo de dedicación y constancia me ha enseñado que las cosas se logran con esfuerzo y trabajo.**

**Al Dr. Federico Barceló Santana, por compartir sus conocimientos y experiencia en la investigación.**

**Al Dr. Carlos Álvarez Gayosso, por dedicar su tiempo, atención y constancia a la revisión y culminación de éste trabajo.**

**Al Mtro. Carlos Morales Zavala, por haber sido mi Tutor y brindarme la primera oportunidad en investigación y docencia en el programa PAEA.**

**Al C.D. Fernando Solórzano, C.D. Danovan Venegas, T.P.D. Alain Audemar , T.P.D Alejandro Nieva y T.P.D. Ricardo Rodríguez por su apoyo en el desarrollo de este proyecto.**

**A mis compañeros y amigos que a lo largo de este tiempo han estado conmigo en el transcurso de la carrera.**

# ÍNDICE

RESUMEN.....	7
ABSTRACT .....	8
1. INTRODUCCIÓN .....	9
2. ANTECEDENTES.....	11
2.1 CONSIDERACIONES GENERALES SOBRE LAS CERÁMICAS DENTALES.....	11
3. MARCO TEÓRICO .....	14
3.1 CONCEPTOS BÁSICOS .....	14
3.2 TIPOS DE CERÁMICAS DE USO ODONTOLÓGICO.....	16
3.3 FUSIÓN DE LA CERÁMICA.....	17
3.4 PROPIEDADES DE LA CERÁMICA FUNDIDA.....	18
3.5 VIDRIOS CERÁMICOS O VITROCERÁMICAS .....	18
3.6 MOLDEADO POR INYECCIÓN A ALTA TEMPERATURA.....	19
3.7 CLASIFICACIÓN DE LAS VITROCERÁMICAS .....	19
4 ADAPTACION MARGINAL .....	20
4.1 MARGEN PROTÉSICO Y ESTRUCTURAS PERIODONTALES .....	22
5. SISTEMAS CERÁMICOS.....	26
5.1 SISTEMAS CERÁMICOS ASISTIDOS POR COMPUTADORA .....	26
5.1.1 Sistema CEREC (Sirona Dental AG®) .....	26
5.2 SISTEMA IPS e.max CAD (IVOCLAR VIVADENT®) .....	28
5.2.1 GENERALIDADES IPS e.max CAD® .....	28

5.2.2 MICROESTRUCTURA .....	29
5.2.4 PROPIEDADES FÍSICAS .....	30
5.2.5 INDICACIONES .....	31
5.2.6 CONTRAINDICACIONES.....	31
5.2.7 PAUTAS DE PREPARACIÓN Y GROSOR MÍNIMO PARA IPS e.max CAD®.....	31
5.2.7.1 CARILLAS .....	31
5.2.7.2 CORONA PARCIAL.....	32
5.2.7.3 CORONAS ANTERIORES Y POSTERIORES .....	32
5.2.8 PROCESADO CAD/CAM.....	34
5.3 SISTEMA IPS e.max PRESS (IVOCLAR VIVADENT ®) .....	34
5.3.1 GENERALIDADES IPS e.max PRESS® .....	34
5.3.2 MICROESTRUCTURA .....	34
5.3.3 COMPOSICIÓN .....	35
5.3.4 PROPIEDADES FÍSICAS .....	35
5.3.5 CONFECCIÓN DE NÚCLEOS IPS e.max PRESS CON LA TÉCNICA DE CERA PERDIDA INYECCIÓN .....	35
5.3.6 INDICACIONES .....	36
5.3.7 CONTRAINDICACIONES.....	36
5.3.8 PAUTAS DE PREPARACIÓN Y GROSOR MÍNIMO PARA IPS e.max PRESS®.....	37
5.3.8.1 CARILLAS .....	37
5.3.8.2 CORONAS.....	37
5.3.8.3 CORONAS PARCIALES .....	38
5.3.8 CRITERIOS DE DISEÑO DE RESTAURACIÓN.....	40
5.3.10 PROCESADO DE LABORATORIO .....	40

5.3.10.1 PREPARACIÓN DEL MODELO Y DEL MUÑÓN .....	40
5.3.10.2 MODELADO .....	41
5.3.10.3. COLOCACIÓN DE LOS CANALES DE INYECCIÓN.....	41
5.3.10.4 REVESTIMIENTO .....	41
5.3.10.5 PRECALENTAMIENTO .....	42
5.3.10.6 INYECCIÓN .....	43
5.3.10.7 ELIMINACIÓN DEL REVESTIMIENTO REFRACTARIO.....	44
5.3.10.8 ELIMINACIÓN DE LA CAPA DE REACCIÓN.....	45
5.3.10.9 ACABADO.....	45
6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	47
6.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN .....	47
6.2 JUSTIFICACIÓN .....	47
6.3 HIPÓTESIS (Hi).....	48
6.4 OBJETIVO GENERAL .....	48
6.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	48
7. MATERIALES Y MÉTODO.....	49
7.1 MUESTRA .....	49
7.2 CRITERIOS DE INCLUSIÓN .....	49
7.3 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	49
7.4 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN.....	50
7.5 VARIABLES DEPENDIENTES.....	50
7.6 VARIABLES INDEPENDIENTES .....	50
7.8 MÉTODO .....	51

7.8.1 IPS e.max CAD / CEREC 3 .....	51
7.8.2 IPS e.max PRESS / TÉCNICA DE CERA PERDIDA E INYECCIÓN .....	58
9. DISCUSIÓN .....	67
10. CONCLUSIONES.....	72
11. REFERENCIAS .....	73

## RESUMEN

Distintos estudios se han realizado para la confección de núcleos o restauraciones totalmente cerámicas. La investigación y desarrollo permite elaborar dichas estructuras en un mismo material con distintos procedimientos de laboratorio.

La técnica de cera perdida e inyección es uno de los métodos más antiguos para elaborar núcleos cerámicos y su efectividad ha sido ampliamente probada.

Los sistemas CAD/CAM son una opción que según los autores resulta confiable y práctica para realizar núcleos cerámicos.

El objetivo de este trabajo fue comparar la adaptación marginal de núcleos cerámicos de IPS e.max elaborados con ambas tecnologías y se cuantificaron los valores de magnitud de interfase de cada uno de los grupos.

Se elaboraron 10 núcleos IPS e.max CAD con tecnología CAD/CAM y 10 núcleos IPS e.max PRESS con técnica de cera perdida e inyección a partir de un dado maestro. Se recuperaron y se midió en cuatro puntos la magnitud de interfase de cada una de las muestras con microscopio óptico de medición y se expresó en micras la distancia entre el margen del dado de muestras y el margen del núcleo cerámico.

Los valores obtenidos se analizaron estadísticamente con la prueba T de Student obteniendo que el grupo IPS e.max CAD presentó mayores valores de magnitud de interfase con una media de 104.4 $\mu$ m. El Grupo IPS e.max PRESS presentó menores valores de magnitud de interfase con una media de 58.75  $\mu$ m.

Se concluye que existió diferencia significativa entre ambos grupos, siendo el grupo de núcleos cerámicos elaborados por la técnica de cera perdida e inyección, el que presentó menores valores de magnitud de interfase registrando en el 75% de los sitios medidos un valor inferior a 50 $\mu$ m.

## ABSTRACT

Several studies have been developed for research of all ceramics cores or restorations elaboration techniques. Research allows elaborating structures of the same material but with different laboratory procedures.

Lost wax and cast technique is one of the most old and reliable methods for the elaboration of ceramic cores and its effectiveness have been proven.

CAD/CAM systems are also an option and according to the authors is a practical and reliable choice for the elaboration of all ceramic cores.

The aim of this study was to compare the marginal fit within the IPS e.max ceramic core elaborated with both technologies and measure the values of the marginal gap between the die and the ceramic core in both groups.

10 IPS e.max CAD cores with CAD/CAM technology and 10 IPS e.max PRESS lost wax and press technique were fabricated from a master die. The samples were recuperated and measures were taken of each four measuring points in the die with the optical microscope and were expressed in  $\mu\text{m}$ .

The obtained values were statistically analyzed with T "Student" Test and noticed that IPS e.max CAD has higher values with a mean of  $104.4\mu\text{m}$ . IPS e.max PRESS has lower values with a mean of  $58.75\mu\text{m}$ .

There is statistically significative difference between both groups being the lost wax and press group the one with the lowest values

# 1. INTRODUCCIÓN

En la prótesis fija estética se han desarrollado sistemas que permiten elaborar restauraciones con mayor precisión y minimizando la intervención manual, mediante un software de diseño de restauración con el objetivo de fabricar con mayor exactitud la anatomía, configuración interna y marginal de las mismas. (1)

El método de cera perdida, utilizado para fabricar restauraciones metálicas y últimamente para recibir cerámica fundida, ha demostrado ser preciso y capaz de reproducir márgenes muy finos, sin embargo una distorsión marginal expone al medio bucal al agente cementante debilitando la unión y favoreciendo la percolación de fluidos y bacterias. (2)

Siempre que sea necesario hacer uso de estos avances tecnológicos, deberá ser de la manera más adecuada y bajo las pautas que el fabricante determine para la correcta manipulación y utilización de los materiales, por lo que el odontólogo debe estar capacitado para evaluar clínicamente si está indicada una prótesis de estas características y tener la habilidad para evitar los errores que pudieran surgir durante el procedimiento.

Se sabe de antemano que una buena preparación dental, adecuada para recibir una cerámica como prótesis, debe cumplir con especificaciones de preparación y diseño establecidas por el fabricante; uno de los pasos más importantes es la elaboración y definición de un hombro que tendrá como finalidad ser el asiento de la corona. (3)

El diseño de este hombro a cargo del operador está sujeto a variables en cuanto a la habilidad, técnica, instrumentos utilizados e integridad de la superficie dental.

Al ser contraindicado biselar un hombro para una restauración totalmente cerámica se presenta el problema de compensar defectos de la preparación con la restauración y minimizar la intervención del medio cementante; según Smooth (1970), la uniformidad tiene un efecto retentivo y demostró que la irregularidad de la superficie sólo tiene un efecto positivo en la retención cuando se utilizan cementos de Fosfato de Zinc, y argumenta que la tersura en la superficie es recomendable para la cementación adhesiva. (4)

Esta investigación surge de la inquietud por conocer los avances tecnológicos que se encuentran disponibles y la importancia de ofrecer al paciente mejores tratamientos gracias a las innovaciones que ha tenido la odontología adhesiva y así, obtener un ajuste preciso con resultados estéticos y biomiméticos cuyo pronóstico sea el más favorable.

Por lo que este trabajo tiene como finalidad comparar el método de cera perdida e inyección contra la tecnología para diseño y manufactura asistida por computadora (CAD/CAM) para la fabricación de subestructuras totalmente cerámicas (núcleos) de vidrio de disilicato de litio IPS e.max (Ivoclar Vivadent AG®, Liechtenstein) y evaluar al microscopio óptico la magnitud de interfase resultante.

## 2. ANTECEDENTES

### 2.1 CONSIDERACIONES GENERALES SOBRE LAS CERÁMICAS DENTALES.

Entre los materiales restauradores, la cerámica es considerada una buena elección para reproducir los dientes naturales, se ha utilizado a lo largo de la historia por presentar varias características deseables similares a las de los dientes naturales, entre las más destacadas se menciona la fluorescencia, translucidez, estabilidad química y alta resistencia a la abrasión, además que es biocompatible. (5)

Originada de la palabra *keramos*, las cerámicas más antiguas hechas por el hombre datan desde hace 26 mil años. Éstas cerámicas fueron encontradas en Checoslovaquia (República Checa desde 1993) con forma de animales y figuras humanas, placas y esferas. Eran elaboradas con grasa y hueso animal mezcladas con ceniza ósea y un material fino parecido a la arcilla. Después de haber sido formadas, las cerámicas eran sometidas a temperaturas de cocción entre 500 y 800°C en hornos con paredes de piedra, parcialmente enterrados en la tierra. (5)

Se dice que la antigua fabricación de vidrio está estrechamente relacionada a la fabricación de cerámicas, que floreció en el alto Egipto cerca del año 8000 a.C. (4)

En la cocción de la cerámica, la presencia de arena conteniendo óxido de calcio combinada con óxido de sodio ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), y el recalentamiento del horno de cerámica podía haber dado como resultado un efecto de color sobre la cerámica. Los expertos creen que fue hasta el año 1500 a.C. que el vidrio fue producido separadamente de las cerámicas y obtenido en diferentes formas. (5)

Desde entonces, la tecnología y la aplicación de las cerámicas (inclusive el vidrio) aumentaron constantemente. A menudo se menosprecia el papel importante que la cerámica ha tenido en el progreso de la humanidad.

La cerámica odontológica, también conocida como porcelana dental, o simplemente como porcelana, es uno de los materiales más desarrollados dentro de la ciencia y tecnología de los materiales dentales. (6)

Los griegos y fenicios usaron alambre de oro para sujetar los dientes artificiales a los dientes naturales de la boca. Los etruscos, sobresalieron en la confección de puentes dentales hace aproximadamente 700 años a.C., donde es ahora Toscana, al norte de Italia, consiguieron soldar bandas o tiras anchas de oro puro que se encajaban sobre los dientes naturales y sostenían los dientes artificiales con ayuda de alambres de oro. Estos puentes eran frecuentemente confeccionados de dientes humanos o animales. (5)

En 1728, Pierre Fauchard, pensó en la utilización de porcelanas para la sustitución de dientes perdidos; más tarde, Alexis Duchateau en 1774, sugirió el empleo de porcelana para la fabricación de dentaduras completas. (5)

La porcelana de uso odontológico es un tipo específico de cerámica, más dura y translúcida.

En el siglo XIX se empezaron a utilizar incrustaciones de porcelana como alternativa estética en contra a las restauraciones metálicas, presentando problemas de fragilidad y desajuste debido a que eran talladas a partir de un bloque cerámico o fundidas sobre una matriz de platino.

En 1903 Charles H. Land fabricó la primera corona completa de porcelana con una cerámica feldespática fundida sobre una matriz de platino en un horno de gas; éstas restauraciones eran frágiles y con un ajuste muy pobre.

La cerámica feldespática ha sido mejorada mediante diversos métodos como el aumento de concentración de Alúmina dando origen a la cerámica aluminizada al 50% y al 97 %, infiltrada con vidrio. El sistema de vidrio ceramizado y las cerámicas prensadas infiltradas con bastones de leucita surgieron posteriormente.

Para 1965, Mc Lean y Hughes introdujeron en el mercado la porcelana aluminosa, que era más resistente que la feldespática tradicional, sin embargo presentaba el inconveniente de una mayor opacidad y por lo tanto se notaba mas blanquecina; la técnica resultaba ser laboriosa y la adaptación a los márgenes continuaba siendo muy deficiente. (7)

En la década de los noventas se introdujo el sistema IPS Empress (Ivoclar Vivadent AG Liechtenstein) para fabricar restauraciones de cerámica sin apoyo metálico con el método de inyección por calor. (8)

### **3. MARCO TEÓRICO**

#### **3.1 CONCEPTOS BÁSICOS**

Los materiales cerámicos están constituidos por átomos metálicos y no metálicos. Pueden estar ligados por uniones iónicas y/o covalentes y tener estructuras ordenadas (crisalinas) o no ordenadas (vítreas)

Cotidianamente se utilizan los términos porcelana y cerámica en forma indistinta. Las cerámicas utilizadas en odontología se conocen como porcelanas odontológicas. En realidad, las porcelanas son un tipo de cerámica. (5)

Con el desarrollo de otras cerámicas, como las cerámicas de óxidos y de vidrios cerámicos, es necesario entender mejor este material y su clasificación.

El concepto cerámica comprende todos los productos químicos inorgánicos (excepto los metales y sus aleaciones) que el hombre obtiene por la cocción de minerales a altas temperaturas. Los productos cerámicos se obtienen a partir de materias primas naturales o sintéticas.

Por lo tanto, toda porcelana es una cerámica, pero una cerámica puede ser una porcelana o un vidrio.

Los materiales dentales se dividieron en un primer intento didácticamente en metálicos y no metálicos. (4)

Debido al frecuente uso de las cerámicas y resinas, la clasificación actual considera tres grupos: metales, polímeros y cerámicas. (4)

Las cerámicas que se emplean en las actividades cotidianas se adaptaron para utilizarse en odontología. Hay formas de clasificar las cerámicas, una de ellas las clasifica en 10 grupos: cerámica roja, cerámica blanca, cerámica de recubrimiento, refractarios, cerámicas de alta tecnología, aislantes térmicos, vidrios, cemento, cal y abrasivos, sin embargo, se tomará en cuenta la que propone la Norma ISO 6872: (5) (9)

Las diversas cerámicas usadas en odontología difieren en su estructura, propiedades, proceso de fabricación y, por consiguiente, en sus indicaciones.

Existen tres diferencias básicas entre los grupos y es preciso entenderlas para comprender la aplicación de las diversas cerámicas y las diversas técnicas para confeccionar prótesis. Una de las diferencias radica en la resistencia a la flexión y en la dureza. Las cerámicas de óxidos (de alta tecnología) son muy superiores a los vidrios y a las porcelanas feldespáticas. (1)

Otra diferencia reside en la estética. Provenientes del feldespato, las porcelanas y la mayoría de los vidrios tiene elevada translucidez, esto permite que el fabricante pueda agregar colorantes u opacadores que le proporcionan a éstas cerámicas las propiedades de color y translucidez de los dientes naturales. A su vez, las cerámicas de óxidos son extremadamente opacas. Por lo tanto, existe en las cerámicas de uso odontológico una relación inversa entre la resistencia y la estética. (6)

Puede observarse que las cerámicas feldespáticas y los vidrios son los que reproducen con más naturalidad un diente, mientras que la mayor parte de las cerámicas reforzadas con óxidos se utilizan como subestructura de refuerzo (núcleo).

### **3.2 TIPOS DE CERÁMICAS DE USO ODONTOLÓGICO**

Las cerámicas Dentales según la Norma ISO 6872, se clasifican en dos tipos:

El tipo I incluye productos cerámicos que se suministran en forma de polvo: el tipo II incluye todas las otras formas de cerámica dental. Las cerámicas deben dividirse en clases de acuerdo con el uso al que están destinadas. (9)

Las cerámicas Tipo II, Clase 1 se usan para confeccionar estructuras de soporte (núcleo) para coronas, carillas, inlays y onlays, refiriendo así a materiales que se pueden utilizar en capas junto con cualquiera de los materiales de cerámica del Tipo I clases 2 a 8. Las cerámicas tipo II, Clase 2 se usan para la construcción de coronas, inlays y onlays. (9)

Los diversos componentes mezclados por el fabricante dan lugar a dos fases principales. Una es la fase vítrea (o vidrio) y otra es la fase cristalina (o mineral). La fase vítrea que se forma durante la cocción tiene un comportamiento de vidrio, con la fragilidad y el patrón de fractura no direccional, la escasa fluidez bajo un esfuerzo y la elevada tensión superficial en estado líquido. La fase cristalina incluye la leucita y determinados óxidos metálicos utilizados como colorantes u opacadores, como los de hierro, estaño o titanio.

En un intento por mejorar el comportamiento mecánico de las cerámicas, el fabricante las modifica con agentes químicos o fundentes de bajas temperaturas y se reducen nuevamente a su fase de polvo (frita). (4)

El control en la fabricación de la cerámica ha proporcionado una variedad de cerámicas y vidrios con diferentes aplicaciones y técnicas de procesado.

### 3.3 FUSIÓN DE LA CERÁMICA

Las restauraciones de porcelana pueden cocerse controlando únicamente la temperatura o controlando las variables de temperatura y tiempo. En el primer caso se calienta el horno a una velocidad constante hasta alcanzar una temperatura determinada. En el segundo método se eleva la temperatura a una velocidad determinada hasta alcanzar ciertos niveles, después de lo cual se mantiene durante un periodo establecido de tiempo hasta que se alcanzan las reacciones deseadas.

Gracias a la introducción de una bomba de vacío durante la cocción, se obtiene un material menos poroso y libre de burbujas.

Durante la cocción, la porcelana experimenta algunos cambios a nivel químico, por ejemplo, la pérdida de agua por efecto de la temperatura resultando una densificación del material.

El segundo cambio se produce por el aumento de la temperatura: las partículas de porcelana se fusionan por un proceso de sinterización, responsable de la fusión de las partículas cerámicas para formar un producto uniforme. Durante esta densificación, el cambio de volumen,  $\Delta V$ , en las etapas iniciales depende de la tensión superficial del vidrio,  $\gamma$ ; de la viscosidad,  $\eta$ ; del radio de las partículas,  $r$ , y del tiempo de sinterización,  $t$ , de acuerdo con la ecuación: (10)

$$\frac{\Delta V}{V_0} = \frac{9\gamma}{4\eta r} t$$

Es decir, cuanto menor es la viscosidad y el tamaño de la partícula, mayor será la velocidad de densificación. El vitrificado se produce durante la última cocción, que debe durar solo el tiempo indicado por el fabricante. (11)

### **3.4 PROPIEDADES DE LA CERÁMICA FUNDIDA**

Al analizar los factores antes descritos, se deduce que dos factores de manipulación tienen un efecto determinante sobre la calidad de la cerámica terminada:

- a. Forma y grado de condensación o compactación.
- b. Grado de cocción y procedimiento para fundir la masa de porcelana.

Las características más relevantes en este estudio son la contracción lineal y volumétrica. La contracción lineal de la porcelana vitrificada es del 14% para la porcelana de fusión bajo y del 11.5% para la porcelana de punto de fusión elevado. La porcelana excesivamente vitrificada tiene un porcentaje de contracción mayor para estos tipos. (10)

### **3.5 VIDRIOS CERÁMICOS O VITROCERÁMICAS**

Son estructuras sólidas policristalinas producidas por medio de una cristalización controlada del vidrio, su principal característica es que los cristales crecen de una manera ordenada, dando como resultado un material con mejores propiedades.

El vidrio es fundido y moldeado en una pastilla, bloque o lingote vidrioso, pasa por dos fases de temperatura: primero, máxima nucleación y después máxima cristalización; el producto final es una cerámica cuyas propiedades son determinadas por el tipo de

forma, tamaño, contenido y nivel de enlaces cruzados de la fase de cristales precipitados.

El objetivo de someter el material a este proceso de cristalización, es aumentar la resistencia mecánica y resistencia a cambios de temperatura que son dirigidas hacia el ajuste y expansión térmica y características ópticas.

La vitrocerámica más utilizada en odontología es un material a base de sílice que cristaliza formando cerámica con un tratamiento calórico. Para el proceso de la cera perdida se utiliza un molde de revestimiento aglutinado con fosfato, se aplica una técnica de cocción en dos tiempos, uno a 250°C y otro a 950°C. Para el colado, el molde tiene que estar a una temperatura de 900°C. (5)

### **3.6 MOLDEADO POR INYECCIÓN A ALTA TEMPERATURA**

Con este sistema se utiliza un vidrio con alto contenido de leucita. Las pastillas de vidrio ( $\text{K}_2\text{Si}_2\text{O}_7$ ) son calentadas a una temperatura de 1180°C e inyectadas en el espacio de un molde de revestimiento obtenido por la técnica de la cera perdida. (10)

### **3.7 CLASIFICACIÓN DE LAS VITROCERÁMICAS**

Pueden ser clasificadas de acuerdo a su composición química o a su campo de aplicación. (10)

Bell las clasifica en tres grupos basados en la fase mineral de cristalización: (10)

1.- Silicatos, tales como el metasilicato de Litio, enstatita ( $\text{MgSiO}_3$ ), diopsida ( $\text{CaMgSi}_2\text{O}_6$ ).

2.- Silicatos de Aluminio, con la fase cordierita beta cuarzo, beta espodumena, beta-eucripita.

3.- Fluorosilicatos, incluyendo las cerámicas de vidrio basadas en flúor-flogopita, así como las cadenas de silicato que contienen flúor en su composición.

Las cerámicas de vidrio a la fecha más empleadas son las basadas en Óxido de Litio ( $\text{Li}_2\text{O}$ ), Óxido de aluminio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) y Dióxido de Silicio ( $\text{SiO}_2$ ) ya que poseen alta resistencia al choque térmico debido a su baja expansión térmica.

## 4 ADAPTACION MARGINAL

El Glosario de Términos Prostodónticos (12) define “margen” como el borde externo de un inlay, onlay corona o cualquier otro tipo de restauración, siendo “borde” la línea de terminación de una preparación, mientras que “ajuste” es definido como la adaptación de una superficie a otra por la correcta correlación entre tamaño y forma.

“Interfase”, según la Real Academia Española, es “la superficie de separación entre cada una de las partes homogéneas físicamente separables en un sistema formado por uno o varios componentes” (13).

Por lo tanto, en conjunto el término adaptación marginal se puede definir como “el ajuste que existe entre el margen de la restauración y el borde del diente”. Es indispensable cuidar dicha adaptación marginal ya que es uno de los principios biológicos de los cuales dependerá la salud periodontal y la permanencia de la restauración en boca.

Es vital considerar que el núcleo es la base o centro de una estructura que posteriormente será recubierta por otro material.

La falta de ajuste de las coronas se genera en alguna o varias de las fases que van desde la preparación hasta la prueba en boca de la misma, es decir:

- Durante la preparación del pilar
- Durante la toma de impresión
- Durante la obtención del positivo
- Durante el proceso de elaboración del núcleo
- Durante la cementación de la restauración

Sin embargo, por excelente que sea la adaptación marginal de la prótesis aun habiendo tenido sumo cuidado en cada uno de los pasos de su elaboración, siempre existirá una interfase (14) entre el diente y la restauración, tal discrepancia marginal es el resultado de la combinación de discrepancias horizontales y verticales existentes en las 3 dimensiones.

La Asociación Dental Americana en su especificación No. 96 (14) establece que el grosor de película para los cementos no deberá sobrepasar los 25  $\mu\text{m}$ , sin embargo varios estudios han demostrado y están de acuerdo en que todas aquellas restauraciones que posean valores de adaptación marginal menores a 100  $\mu\text{m}$  tendrán éxito clínico (15) (16); inclusive en un estudio clínico de 1000 restauraciones realizado durante 5 años por McLean y Von Fraunhofer se concluyó que  $\geq 120 \mu\text{m}$  es la máxima apertura marginal aceptable (17).

Teniendo en cuenta lo antes mencionado se puede llegar a la conclusión que aún cuando los valores no se encuentren dentro de lo establecido por las normas, las restauraciones podrían ser exitosas siempre y cuando no rebasen los 100  $\mu\text{m}$ ; por lo tanto, y en suma, se puede afirmar que los actuales sistemas cerámicos ofrecen una adaptación marginal aceptable. (1) (15) (16) (18)

#### 4.1 MARGEN PROTÉSICO Y ESTRUCTURAS PERIODONTALES

Para lograr una adaptación marginal adecuada, habrá que tomar en cuenta las estructuras que circundan al diente, ya que el desajuste de cualquier tipo de restauración es un factor predisponente para enfermedad periodontal. Las estructuras anatómicas a tomar en cuenta son el ancho biológico de inserción, el surco gingival y las papilas interdentes, de las cuales se deberá tener mayor cuidado en el caso de preparaciones subgingivales (19).

En promedio, la profundidad del surco gingival mide 0.69mm, sin embargo es usual que se considere 1mm como estándar. Black (20) propuso extender toda restauración por debajo del margen gingival por ser una zona libre de caries, afirmación debatida más tarde en 1941, Orban (21) y otros autores que argumentan que los márgenes aún cuando se encuentren perfectamente adaptados se asocian a inflamación gingival ya que desde el punto de vista científico todos los márgenes son abiertos.

El promedio de apertura del margen se sitúa alrededor de los 100  $\mu\text{m}$  oscilando entre las 25  $\mu\text{m}$  y 50  $\mu\text{m}$  los mejor ajustados. El 62% de las prótesis presentan un desajuste de aproximadamente 200  $\mu\text{m}$ . Está comprobado que los microorganismos tienen un tamaño de 1 a 5  $\mu\text{m}$ , y que el espacio existente entre la terminación gingival de la preparación y el borde coronal está ocupado por cemento, que como se sabe es poroso, irregular y, en ocasiones, susceptible de ser disuelto por los fluidos bucales, dando como resultado irritación gingival por acumulo bacteriano, y a una segura fuente de complicaciones que pueden derivar en micro filtraciones, caries recurrente, aparición y progresión de enfermedad periodontal. En otras palabras, los márgenes intracreviculares, contribuyen a la enfermedad periodontal aportando los sitios idóneos para acumulación de placa debido a las irregularidades del mismo material protésico y a los poros que deja el cemento, y por otro lado, cambian el equilibrio ecológico de la

zona del surco gingival por uno que favorece el crecimiento de los microorganismos relacionados con la enfermedad (19)

La inflamación gingival es mayor a medida que la preparación se acerca al fondo del surco gingival, si bien el surco clínico mide de 1 a 2 mm en las caras vestibular y lingual o palatino y de 2 a 3 mm en las caras proximales, el surco histológico (medido del margen gingival a la primera célula del epitelio de unión) solo puede medir entre 0.5 y 1mm, el margen de seguridad es muy pequeño y es un riesgo potencial para que el espacio biológico sea invadido durante el tallado; no obstante, en rehabilitación protésica del sector anterior es necesario colocar por estética el margen protésico intracrevicular (22). En algunos otros casos también se requiere para aumentar la resistencia y retención de una corona clínicamente corta, por extensión más allá de caries o restauraciones ya existentes, fracturas o abrasiones dentales. De ser así, se habrá de tener cuidado en no tallar más de 0.3-0.4 mm apical del margen gingival (19) (22), o bien, se deberá hacer un sondeo para evaluar a qué distancia del margen gingival se localiza la cresta ósea y con los datos obtenidos, la línea de terminación deberá colocarse 4 mm por arriba de la misma (22).

En caso de elegir terminaciones subgingivales únicamente por razones estéticas, éstas deben limitarse a las áreas en que los márgenes gingivales sean visibles cuando se observa al paciente realizar movimiento faciales normales y extremos, ya que un estudio ha demostrado que menos del 50% de la población observada mostraba el margen gingival de cualquiera de sus dientes superiores e inferiores durante los movimientos de expresión facial.

Además, en un porcentaje menor de sujetos del mismo estudio, no fueron visibles los márgenes gingivales superiores al gesticular. Cabe mencionar que una de las ventajas de las coronas de cerámica sin núcleo metálico, en general, es la posibilidad de mantener los márgenes a nivel supragingival o intracrevicular mínimo, aún en prótesis del sector

anterior. Por lo tanto, cuando se finalizan los márgenes en una preparación para corona totalmente cerámica, deben evitarse márgenes intracreviculares profundos para maximizar la respuesta periodontal favorable.

El margen protésico, entonces, tendrá que respetar también la anchura biológica, que Rufenacht (23) la define como la dimensión combinada del epitelio de unión y la inserción del tejido conectivo al diente, que presenta una anchura dimensional de 2.04mm. El epitelio de unión, también llamado adherencia epitelial es la parte más superficial de la unión dentogingival cuya longitud promedio alcanza los 0.97 mm, mientras que la inserción del tejido conjuntiva constituye la parte más profunda del ancho biológico y tiene una longitud promedio de 1.07 mm. (24)

Toda transgresión al ancho biológico dará lugar a una respuesta que se manifestará mediante una recesión gingival en la cara vestibular al poco tiempo de haberse colocado la prótesis definitiva, o bien se manifiesta como pérdida interproximal de la cresta ósea. En otro caso, un margen protésico que viola el grosor biológico, y en especial las fibras supracrestales, dará lugar al Síndrome Azul, que se caracteriza por una inflamación crónica a nivel interproximal, con coloración rojo-azulada de toda la encía marginal de los dientes afectados (22). Para evitar esta situación es recomendable realizar un alargamiento quirúrgico de la corona.

Independientemente del daño que se genera a las estructuras periodontales con márgenes intracreviculares, es de importancia señalar que para el odontólogo no será sencilla la tarea de conseguir, a pesar de todo, márgenes subgingivales bien adaptados en una corona. Shillingburg (25) menciona que en un estudio realizado se demostró que los odontólogos experimentados pueden pasar por alto defectos marginales de hasta 120µm cuando los márgenes son intracreviculares; Lee y cols. (26) hallaron que más de la mitad de los márgenes proximales de las coronas de oro tengan defectos superiores a los 0.2 mm, y más del 40% de los márgenes proximales de las coronas de porcelana

tengan defectos que pasaban los 0.3 mm; errores que están mínimamente relacionados al método de elaboración cuando se trata de coronas realizadas mediante sistemas de fresado.

Cuando se habla de coronas realizadas mediante los sistemas cerámicos actuales es difícil que se generen discrepancias mayores a 120µm, lo errores suelen estar relacionados con la localización intracrevicular del margen gingival porque dificulta el tallado del diente, la toma de la impresión, el correcto asentamiento y control de los márgenes de la restauración y un correcto acabado y pulido. Ha sido bien documentado que tras tallar un margen intracrevicular se crean un mayor número de discrepancias marginales, debido a la poca accesibilidad a la línea de terminación y a la humedad inevitable dentro del surco gingival; ambos factores limitan la reproducción exacta de la terminación cervical en la impresión (22) (27).

Finalmente y en suma a lo mencionado, el margen de la preparación deberá estar localizado supragingivalmente ya que facilita la ejecución del trabajo y protege la salud del periodonto por:

- Evitar el sangrado del tejido blando durante la preparación
- Facilitar la fabricación de la restauración provisional y su sellado
- Permitir el correcto asentamiento y control de la restauración
- Permitir el Acabado y pulido
- Remover cómodamente los excedentes de cemento
- Evitar o minimizar el uso de retracción gingival para la toma de impresiones, evitando así el posible daño a los tejidos periodontales.
- Tener control visual de la interfase marginal entre el núcleo o restauración y el margen de la preparación

## **5. SISTEMAS CERÁMICOS**

Por definición, un sistema es un conjunto de materiales y/o técnicas con una finalidad específica.

El concepto de sistema cerámico surgió de la asociación de cerámicas de elevada resistencia para núcleos con las cerámicas estéticas para recubrimiento.

El concepto de sistema cerámico no se restringe solo al conjunto de dos o más tipos de cerámicas. Las restauraciones de metal cerámica PFM (Porcelain fused to metal) también constituyen un tipo de sistema cerámico.

**Sistema cerámico= Cerámica para infraestructura (resistencia) + Cerámica para recubrimiento (estética).**

Una restauración de cerámica puede obtenerse por: sinterización, fresado y prensado o por una asociación de éstos procedimientos. Según el método, las cerámicas para confeccionar la restauración pueden presentarse en forma de polvo, pastilla o bloque.

### **5.1 SISTEMAS CERÁMICOS ASISTIDOS POR COMPUTADORA**

#### **5.1.1 Sistema CEREC (Sirona Dental AG®)**

Su nombre es acrónimo de CERamic REConstruction, un sistema autosuficiente que emplea un dispositivo para la obtención de una impresión óptica y una máquina de fresado conectadas a una computadora personal. La ventaja radica en la reducción de error humano durante el proceso de fabricación de la restauración, además que el tiempo necesario para elaborar una restauración es mucho menor.

Los primeros sistemas CEREC presentaron limitaciones en cuanto a su capacidad de reproducción de la superficie interna de las restauraciones, por lo que a partir de 1986 comenzó la evaluación clínica de las inlays fabricadas por estos aparatos. Los valores obtenidos oscilaban entre 191 y 308  $\mu\text{m}$  para su primera versión y 169  $\mu\text{m}$  promedio para la segunda versión. (28)

Para la segunda generación en 1994 (CEREC 2), Isenberg, Essig y Leinfender realizaron un estudio a tres años donde evaluaron diferentes restauraciones y concluyeron que ninguno de los dientes presentó caries secundaria, independientemente de la interface tridimensional, ninguno de los márgenes presentó tinción o micro filtración a la inspección clínica. (8)

Otro estudio del mismo sistema realizado por Sturdevant y cols. describieron un grosor medio del medio cementante de 89 micrones mientras que Denissen H y cols. registraron una discrepancia de 85  $\mu\text{m}$  (7) (1). Sin embargo, otros estudios de CEREC 2 describieron discrepancias marginales de  $122 \pm 4 \mu\text{m}$  para coronas en el sector posterior. (29)

CEREC 3 se presentó en el año 2000 y gracias al software implementado tuvo mejores resultados que sus antecesores (28) (3). Se han realizado múltiples estudios y todos arrojaron resultados favorables. Nakamura T. y cols. (30) refirieron en su estudio una interface de 53-67  $\mu\text{m}$ , valor que coincide con los resultados obtenidos por Hussain y cols. (3).

Estos resultados se deben a las mejoras en la obtención de una impresión óptica y a un software mejorado con múltiples ajustes manuales que permiten al operador tener un mayor control sobre el resultado final. (28)

## **5.2 SISTEMA IPS e.max CAD (IVOCLAR VIVADENT®)**

### **5.2.1 GENERALIDADES IPS e.max CAD®**

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent ®) es un vidrio de disilicato de litio fabricado para su uso con la tecnología de diseño y fabricación asistida por computadora (CAD/CAM) en el sistema CEREC 3.

.

Los bloques se producen en forma industrializada, dando como resultado un lingote transparente. Posteriormente se someten a un proceso de vitrificación de alta tecnología, optimizando los parámetros de procesado (temperatura y presión) previniendo la formación de defectos (poros, acumulación de pigmentos).

Una cristalización parcial asegura que los bloques se comercialicen en su estado azul transluciente (metasilicato de litio).

El proceso de cristalización parcial forma un vidrio de metasilicato de litio ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ), el cual presenta propiedades adecuadas para realizar un fresado con relativamente alta dureza y buena estabilidad marginal. (31)

Una vez fresados, los núcleos se someten a un proceso de temperado para alcanzar un estado totalmente cristalino. Durante este proceso, se forman los cristales de disilicato de litio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) alcanzando sus máximas propiedades físicas.

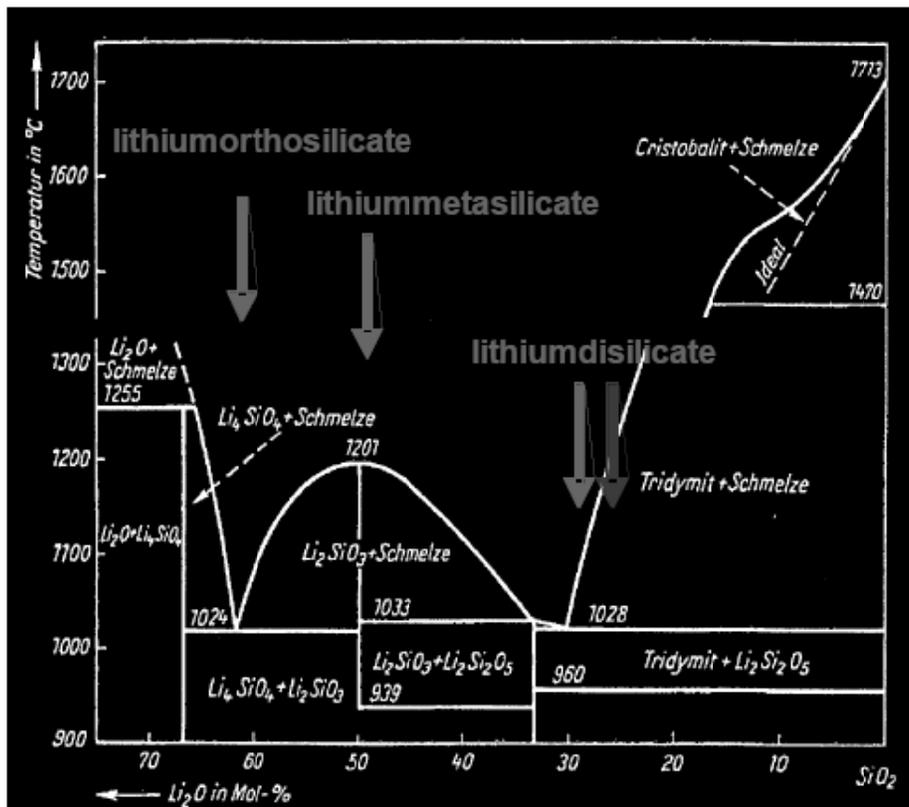
## 5.2.2 MICROESTRUCTURA

IPS e.max CAD parcialmente cristalizado consiste en un 40% de cristales de metasilicato de litio ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ), embebidos en una fase vidriosa.

El tamaño del grano de los cristales con forma de bastones oscilan entre los 0.2 y 1.0  $\mu\text{m}$ .

La fase cristalizada a a  $850^\circ\text{C}$  de IPS e.max CAD , consiste en aproximadamente de 70% de cristales de disilicato de litio embebidos en una matriz vítrea ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ).

Figura 1 Gráfica donde se muestran las diferentes fases cristalinas y temperaturas para obtener disilicato de litio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) (31)



### 5.2.3 COMPOSICIÓN

#### Composición estándar (peso %)

- SiO<sub>2</sub> ..... 57.0 – 80.0
- Li<sub>2</sub>O ..... 11.0 – 19.0
- K<sub>2</sub>O ..... 0.0 – 13.0
- P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> ..... 0.0 – 11.0
- ZrO<sub>2</sub> ..... 0.0 – 8.0
- ZnO ..... 0.0 – 8.0
- Óxidos y pigmentos ..... 0.0 – 12.0

### 5.2.4 PROPIEDADES FÍSICAS

Según el fabricante en cumplimiento con la norma ISO 6872 para las Cerámicas Dentales  
Según el fabricante en cumplimiento con la norma ISO 9693 para los sistemas dentales restauradores metal-cerámica. (32)

- Resistencia a la flexión..... 360 ± 60 MPa
- Solubilidad química ..... 40 ± 10 µg/cm<sup>2</sup>
- Coeficiente de expansión térmica (100 – 400 °C) ..... 10.15 ± 0.4 10<sup>-6</sup>K<sup>-1</sup>
- Coeficiente de expansión térmica (100 – 500 °C) ..... 10.45 ± 0.25 10<sup>-6</sup>K<sup>-1</sup>

#### Propiedades físicas en estado totalmente cristalizado

- Resistencia a la flexión (ISO 6872) 360±60 MPa
- Resistencia a la fractura (SEVNB<sup>1</sup>) ..... 2.0–2.5 MPa m<sup>1/2</sup>.
- Dureza Vickers ..... 5800 ± 100 MPa

---

<sup>1</sup> Single Edge V-Notched Beam

- Módulo de elasticidad ..... 95 ± 5 GPa
- Coeficiente de expansión térmica ..... (100-500°C) 10.45 ± 0.25 10<sup>-6</sup>/K<sup>-1</sup>
- Densidad ..... 2.5 ± 0.1 g/cm<sup>2</sup>
- Contracción lineal durante el proceso de cristalización 0.2%
- Solubilidad química ..... 100 – 160 µg/cm<sup>2</sup> 30 – 50 µg/cm<sup>2</sup>

### 5.2.5 INDICACIONES

- Carillas
- Coronas parciales
- Coronas anteriores y posteriores
- Núcleos para puentes y coronas

### 5.2.6 CONTRAINDICACIONES

- Preparaciones subgingivales
- Pacientes con dentición natural muy desgastada
- Bruxismo

### 5.2.7 PAUTAS DE PREPARACIÓN Y GROSOR MÍNIMO PARA IPS e.max CAD®

#### 5.2.7.1 CARILLAS

La preparación deberá estar totalmente localizada en el esmalte. Los márgenes incisales de la preparación no deberán estar localizados en el área de las superficies de abrasión o en superficies de contacto. Si al preparar las ranuras de orientación se utiliza un trazador de profundidad, se puede lograr una controlada reducción de esmalte. No se requiere una separación de los contactos proximales. (33)(Figura 2)

Para lograr una preparación que involucre una reducción del borde incisal (reducción vestibular /incisal), la profundidad de preparación en el área cervical y labial, deberá ser por lo menos de 0.6 mm. El borde incisal se debe reducir 0.7 mm.

La extensión de la reducción incisal depende de la deseada translucidez del área incisal a reconstruir. Los dientes discrómicos pueden necesitar mayor desgaste.

#### **5.2.7.2 CORONA PARCIAL**

Se requiere al menos un espacio de 1.5 mm en las áreas cuspídeas. Las coronas parciales están indicadas si el margen de la preparación está a una distancia menor de 0.5 mm de la parte más alta de la cúspide. El hombro se deberá preparar sin bisel, es decir, formando un ángulo de 90° con la estructura dental residual. (33)(Figura 3)

#### **5.2.7.3 CORONAS ANTERIORES Y POSTERIORES**

La forma anatómica se reduce uniformemente pero teniendo en cuenta el grosor mínimo indicado de la estructura. Un hombro circular (360°) se prepara con bordes internos redondeados o con un bisel con un ángulo de 10–30°. La anchura del hombro circular/bisel es de aproximadamente 1.0 mm. La reducción incisal u oclusal es de 1.5 mm. La reducción vestibular o lingual es de 1.2 mm para dientes anteriores y 1.5 mm para dientes posteriores. El borde incisal de la preparación deberá tener mínimo 1.0 mm (geometría del instrumental de fresado), con el fin de permitir un fresado óptimo del borde incisal durante el proceso CAD/CAM. (33)(Figura 4)

Figura 2. Ilustración que muestra los grosores mínimos en la preparación de carillas según el fabricante (33)

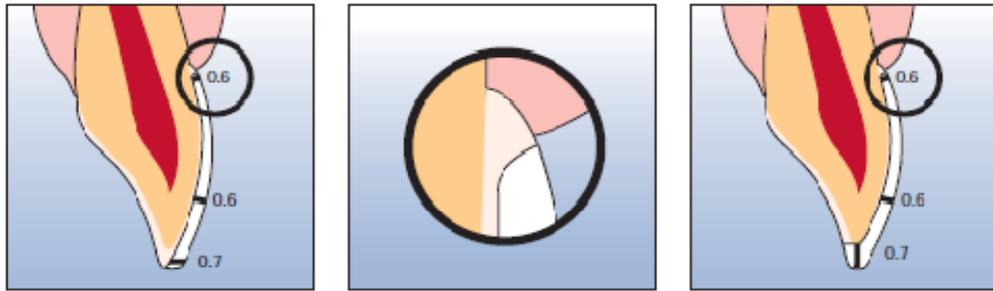


Figura 3 Ilustración que muestra los grosores mínimos recomendados por el fabricante para la preparación de coronas parciales. (33)

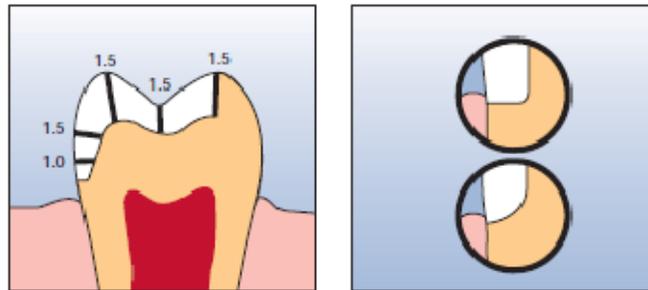
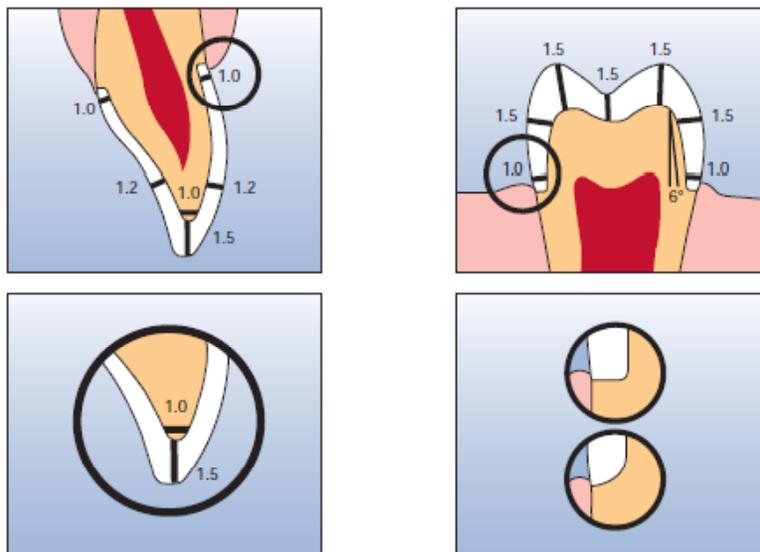


Figura 4 Ilustración donde se muestran los grosores mínimos recomendados por el fabricante para la preparación de coronas completas (hombro 360°) (33)



## **5.2.8 PROCESADO CAD/CAM**

Durante el proceso de cristalización se produce una densificación de alrededor de 0.2%, éste factor lo tiene que tener en cuenta el software. Por consiguiente, las restauraciones IPS e.max CAD fresadas, según el fabricante, consigue una precisión de ajuste después de la cristalización. Los pasos de confección se describen en las instrucciones de uso de los manuales de los distintos sistemas de CAD /CAM (34) (2).

## **5.3 SISTEMA IPS e.max PRESS (IVOCLAR VIVADENT ®)**

### **5.3.1 GENERALIDADES IPS e.max PRESS®**

IPS e.max PRESS es una pastilla vitrocerámica de disilicato de litio para ser usada con el método de cera perdida e inyección.

Las pastillas se desarrollan a base de un aglomerado de vidrio de disilicato de litio con tecnología de vaciado y prensado. Ésta tecnología previene la formación de defectos estructurales. (32)

### **5.3.2 MICROESTRUCTURA**

La micro estructura de IPS e.max PRESS consiste en un 70% de cristales de disilicato de litio  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ , embebidos en una matriz vidriosa.

La fase principal del material consiste en disilicato de litio en forma de agujas o bastones de 3 a 6  $\mu\text{m}$  de longitud. (32)

### 5.3.3 COMPOSICIÓN

- SiO<sub>2</sub>..... 70.0 – 80.0
- Li<sub>2</sub>O .....11.0 – 19.0
- K<sub>2</sub>O .....0.0 – 13.0
- P<sub>2</sub>O .....5 0.0 – 11.0
- ZrO<sub>2</sub> .....0.0 – 8.0
- ZnO..... 0.0 – 8.0
- + Otros óxidos .....0.0 – 10.0
- + Colorantes .....0.0 – 8.0

### 5.3.4 PROPIEDADES FÍSICAS

En cumplimiento con la norma ISO 6872 para las Cerámicas Dentales.

En cumplimiento con la norma ISO 9693 Sistemas de restauración metal cerámico. (32)

Resistencia a la flexión .....	400 ± 40 MPa
Solubilidad química .....	40 ± 10 µg/cm <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión lineal térmica..... (100 - 400°C)	10.15 ± 0.4 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
Coefficiente de expansión lineal térmica .....(100 - 500°C)	10.55 ± 0.35 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>

### 5.3.5 CONFECCIÓN DE NÚCLEOS IPS e.max PRESS CON LA TÉCNICA DE CERA PERDIDA INYECCIÓN

Las pastillas se inyectan en un horno especializado para obtener restauraciones con un alto ajuste. Éste material se comercializa en pastillas de considerable diámetro, es decir un mayor volumen por lo que por cada inyección se puede obtener un mayor número de restauraciones. Los núcleos inyectados se recubren con cerámica para recubrimiento.

(34)

### **5.3.6 INDICACIONES**

- **Carillas**
- **Coronas parciales**
- **Coronas anteriores y posteriores**
- **Prótesis fija de 3 unidades en el sector anterior**
- **Prótesis fija de 3 unidades en la zona posterior hasta el segundo premolar como diente pilar**
- **Inyección sobre coronas individuales de metal**
- **Núcleos para coronas**
- **Supraestructuras de implantes para tratamientos individuales (sector anterior y posterior)**
- **Supraestructuras de implantes para prótesis de 3 unidades hasta el segundo premolar como pieza pilar**

### **5.3.7 CONTRAINDICACIONES**

- **Prótesis fija posterior con el primer molar como pieza pónica**
- **Prótesis de 4 o más elementos**
- **Prótesis inlay**
- **Preparaciones subgingivales**
- **Pacientes con una dentición muy desgastada**
- **Bruxismo**
- **Puentes cantiléver**
- **Puentes Maryland**

## **5.3.8 PAUTAS DE PREPARACIÓN Y GROSOR MÍNIMO PARA IPS e.max PRESS®**

### **5.3.8.1 CARILLAS**

Si es posible, la preparación debe estar localizada enteramente en el esmalte. Los márgenes de preparación incisal no deben estar localizados en el área de superficies de abrasión o superficies oclusales dinámicas. Con la utilización de líneas de orientación se puede alcanzar una reducción del esmalte controlada. No es necesaria la eliminación de puntos de contacto proximales (34).

Para la preparación sin necesidad de reducción del borde incisal (sólo reducción labial), la profundidad de preparación en el área labial debe ser como mínimo 0.6 mm.

Para la preparación con reducción del borde incisal (reducción vestibular/incisal), la profundidad de preparación en el área cervical y vestibular debe ser mínimo de 0.6 mm. El borde incisal debe reducirse 0.7 mm. La extensión de la reducción depende de la translucidez deseada a construir en el área incisal. (Figura 5)

### **5.3.8.2 CORONAS**

Reducir homogéneamente la forma anatómica de la corona, respetando los grosores mínimos indicados. Preparación con hombro circular en un ángulo de 10°–30°. Anchura del hombro circular aprox. 1 mm. Reducción del tercio incisal u oclusal de la corona en aprox. 1.5 mm. En coronas anteriores, la reducción labial y palato/lingual de las coronas anteriores debe ser de 1mm a 2 mm. (34)(Figura 6)

### **5.3.8.3 CORONAS PARCIALES**

Reducción de al menos 1.5 mm de espacio en las áreas de las cúspides. Las coronas parciales están indicadas si el margen de preparación se encuentra al menos alejado aproximadamente 0.5 mm de la punta de la cúspide, o si el esmalte se encuentra seriamente dañado. Prepare un hombro circular con bordes internos redondeados o en chamfer con un ángulo aproximado de 20°–30°. La anchura del hombro/chamfer circular es de aproximadamente 1.0 mm (34) (Figura 7)

Figura 5 Ilustración que muestra los grosores mínimos para la preparación de carilla.

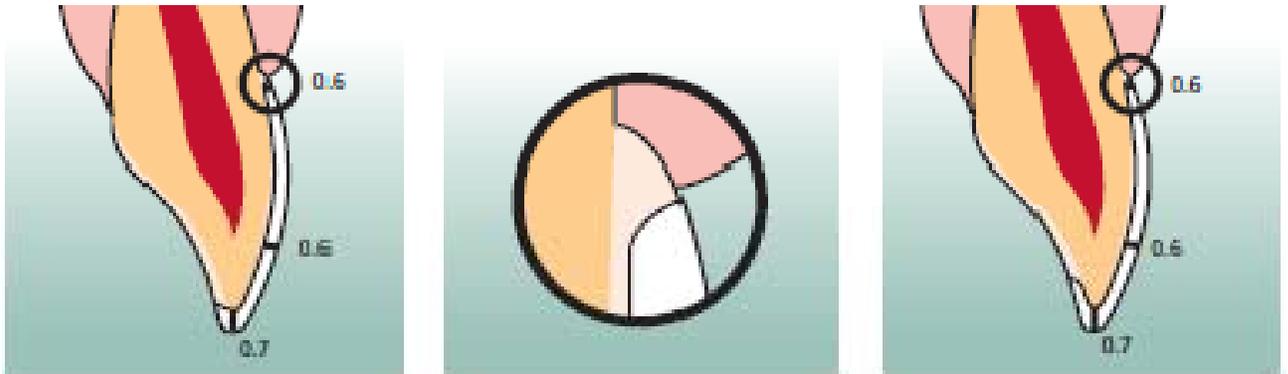


Figura 6 Ilustración que muestra los grosores mínimos para la preparación de Coronas Completas (Hombro 360°)

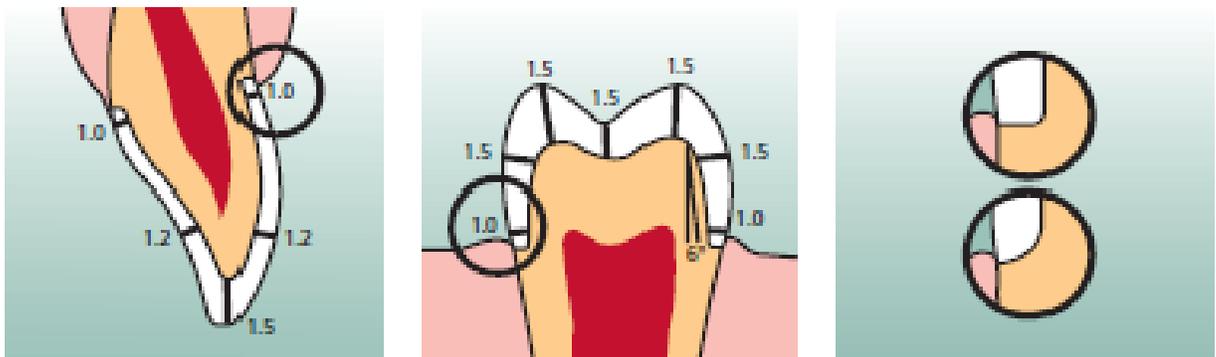
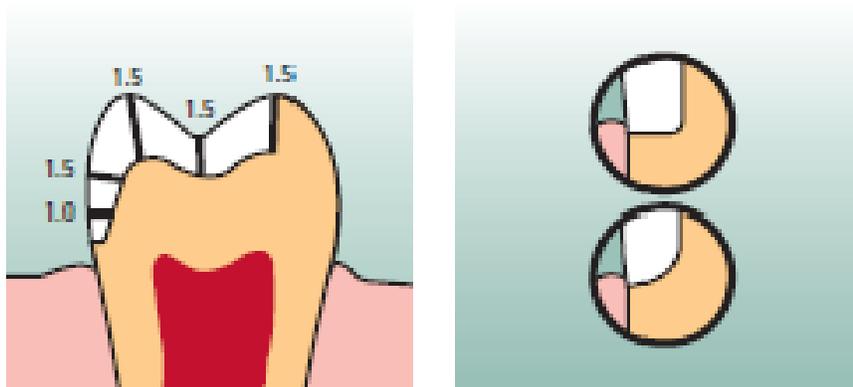


Figura 7 Ilustración que muestra los grosores mínimos para la preparación de coronas parciales



### **5.3.8 CRITERIOS DE DISEÑO DE RESTAURACIÓN**

El diseño de la restauración es la clave del éxito para la duración de las restauraciones de cerámica total. Cuanta mayor atención se preste al diseño de la estructura, tanto mejores serán los resultados finales y el éxito clínico.

El material del núcleo constituye el componente más resistente de la restauración y siempre deberá tener como mínimo el 50% del grosor total de la estratificación.

### **5.3.10 PROCESADO DE LABORATORIO**

#### **5.3.10.1 PREPARACIÓN DEL MODELO Y DEL MUÑÓN**

Es necesario elaborar un modelo de trabajo con dados individuales. Se recomienda la aplicación de un sellador para endurecer la superficie y proteger el muñón de yeso. Sin embargo, la capa de sellador no debe provocar ninguna modificación de las dimensiones del muñón.

Posteriormente se debe agregar un espaciador considerando la expansión del revestimiento refractario según las indicaciones del fabricante.

Para carillas y coronas individuales, la laca espaciadora se aplica en dos capas hasta 1mm como máximo del borde de la preparación (aplicación de laca espaciadora 9–11  $\mu\text{m}$  por capa) (34)

### **5.3.10.2 MODELADO**

Después de elaborado el modelo de trabajo con dados individuales y de preparar los muñones, se crea el contorno del núcleo con cualquier tipo de cera que se elimine sin dejar residuos. (34)

Se debe tener en consideración:

Respetar los grosores mínimos estipulados.

El modelado exacto, especialmente en el área de los márgenes de preparación, es indispensable.

### **5.3.10.3. COLOCACIÓN DE LOS CANALES DE INYECCIÓN**

Colocar los canales de inyección siempre en la dirección de flujo de la cerámica y en el punto más grueso, de forma que se consiga que la cerámica fundida fluya sin interferencias. En función del número de restauraciones se elige entre una base de cilindro de 100 g o de 200 g. Los puentes solo deben inyectarse con sistema de cilindros de 200 g. (34)

### **5.3.10.4 REVESTIMIENTO**

La colocación en revestimiento refractario se puede realizar con IPS PressVEST (fraguado lento) o con IPS PressVEST Speed (fraguado rápido).

Se debe utilizar el cilindro de silicona con la correspondiente guía. Para determinar exactamente el peso de la cera, se recomienda el siguiente procedimiento:

1. Pesar la base del cilindro IPS e.max (sellar la abertura de la base del cilindro con cera)

2. Fijar con cera las piezas sobre la base del cilindro y pesar de nuevo
3. La diferencia proporciona el peso de la cera utilizada

El fabricante recomienda el siguiente procedimiento:

- No aplicar liberador de esfuerzos sobre las piezas de cera
- Mezclar el revestimiento. El revestimiento contiene polvo de cuarzo, por lo tanto, evitar la inhalación del mismo.
- Realizar la puesta en investimento de las cavidades con instrumentos adecuados. Prestar atención para no dañar los bordes de cera finos
- Colocar el cilindro de silicona IPS con precaución sobre la base del cilindro, sin dañar las piezas de cera. El cilindro de silicona debe encajar bien sobre la base del cilindro.
- Llenar el cilindro con revestimiento hasta la marca y enseguida colocar la guía del cilindro con un movimiento basculante
- Dejar que el revestimiento fragüe

#### 5.3.10.5 PRECALENTAMIENTO

Una vez transcurrido el tiempo de fraguado del revestimiento refractario (IPS PressVEST o IPS PressVEST Speed), preparar el cilindro para el precalentamiento:

Retirar la guía del cilindro y la base del cilindro con un movimiento giratorio.

Retirar con precaución el cilindro de revestimiento refractario del cilindro de silicona IPS.

Eliminar los puntos de interferencia de la superficie de apoyo del cilindro con una espátula y comprobar que forme un ángulo de 90°.

Procurar que no penetren restos de revestimiento en el canal de inyección, si esto sucediera eliminar con aire.

Si se precalientan varios cilindros simultáneamente, marcar éstos con los respectivos colores de las pastillas.

Colocar el cilindro de revestimiento refractario en la parte posterior de la cámara, inclinado con el canal de inyección hacia abajo.

No precalentar ni IPS e.max PRESS ni el pistón de AlOx.

#### **5.3.10.6 INYECCIÓN**

Antes de que finalice el ciclo de precalentamiento, es necesario realizar los siguientes preparativos para la inyección:

Preparar un IPS e.max pistón AlOx frío y pastillas IPS e.max PRESS frías.

A continuación sumergir el pistón frío IPS e.max AlOx en el recipiente del separador IPS e.max pistón AlOx.

Seleccionar el programa de inyección para IPS e.max PRESS y el tamaño de cilindro deseado.

Una vez finalizado el ciclo de precalentamiento, extraer el cilindro del horno. La duración de este procedimiento debe ser de máximo 1 minuto para que el cilindro no se enfríe demasiado.

Introducir la pastilla fría de IPS e.max PRESS en el cilindro caliente

Introducir la pastilla con la cara redondeada sin impresión en el cilindro. La cara impresa sirve para el control del color y mira hacia arriba.

Introducir el pistón frío IPS e.max AlOx con la cara espolvoreada hacia abajo en el cilindro caliente.

Con las pinzas colocar el cilindro en el centro del horno caliente.

A continuación se debe cerrar el horno y seleccionar el programa de inyección, el horno especializado realizará los ciclos programados por el fabricante.

### **5.3.10.7 ELIMINACIÓN DEL REVESTIMIENTO REFRACTARIO**

Tras el enfriamiento, el cilindro puede presentar pequeñas fisuras, las cuales se forman durante la fase de enfriamiento (justo alrededor del pistón de AlOx) debido al diferente coeficiente de expansión térmica de los distintos materiales (pistón de AlOx, revestimiento y cerámica de inyección), pero éstas no influyen en absoluto en el resultado final de la inyección.

Proceder como indica el fabricante para la eliminación del revestimiento refractario:  
(34)

Marcar la longitud del pistón sobre el cilindro ya frío.

Cortar el cilindro con un disco. Esta zona de rotura permite separar de forma segura el pistón de AlOx y la cerámica.

Con una espátula para yeso separar en dos el cilindro por la zona cortada.

La eliminación gruesa del revestimiento se realiza por medio de un arenador con perlas de brillo a 4 bar de presión.

La eliminación definitiva del revestimiento se realiza por medio de un arenador con perlas de brillo a 2 bar de presión.

No realizar la eliminación del revestimiento con óxido de aluminio.

Para no dañar los bordes de la pieza inyectada durante la eliminación del revestimiento, es necesario tener en cuenta la dirección y la distancia de arenado.

La eliminación de los restos de cerámica del pistón se efectúa con Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tipo 100.

### **5.3.10.8 ELIMINACIÓN DE LA CAPA DE REACCIÓN**

Una vez retirado el revestimiento se elimina la capa de reacción originada durante el proceso de inyección con el líquido IPS e.max PRESS Invex. Proceder como se describe a continuación: (34)

Verter el líquido Invex en un recipiente de plástico.

Introducir la pieza inyectada en el líquido Invex y limpiar en baño de ultrasonido durante mínimo 10 minutos y máximo 30 minutos. Comprobar que la pieza inyectada está totalmente cubierta por el líquido Invex.

En seguida lavar con agua corriente y secar con aire.

Eliminar la capa de reacción blanca con  $Al_2O_3$  tipo 100 y 1–2 bar de presión.

Comprobar que se ha eliminado totalmente la capa de reacción de las caras internas y externas (en caso necesario repetir el procedimiento).

Si no se elimina totalmente la capa de reacción, se pueden formar burbujas, las cuales pueden ocasionar problemas de unión e incluso fisuras en la cerámica de capas.

Sustituir el líquido Invex después de 20 aplicaciones o en caso de formación de sedimentaciones.

### **5.3.10.9 ACABADO**

Para el terminado y acabado de las cerámicas de vidrio son necesarios instrumentos de terminado adecuados. Si se utilizan los instrumentos inadecuados, pueden originarse entre otros, desprendimientos en los bordes y sobrecalentamiento localizado.

El fabricante recomienda el siguiente procedimiento para el acabado de estructuras IPS e.max PRESS:

Los ajustes de las estructuras inyectadas de IPS e.max PRESS deben reducirse al mínimo.

Separar los canales de inyección con un fino disco de diamante, humedeciendo continuamente el disco con agua.

**Evitar el sobrecalentamiento de la cerámica. Se recomienda utilizar bajas revoluciones y presión.**

**Eliminar la laca espaciadora con vapor a presión antes de colocar la pieza inyectada sobre el muñón.**

**Colocar la estructura sobre los muñones y ajustar.**

**No separar las piezas por interproximal con discos, puesto que podrían formarse zonas de fractura que influirían negativamente en la resistencia de la restauración de cerámica total.**

**Comprobar que una vez acabada la estructura conserve los grosores mínimos.**

**Antes de proceder al caracterización y glaseado, arenarse con  $\text{Al}_2\text{O}_3$  a 1 bar presión y lavar con agua corriente o con vapor.**

## **6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Los sistemas de fabricación de restauraciones totalmente cerámicas han sido objeto de constante estudio y por ende, han evolucionado hasta minimizar la intervención del operador. Gracias a dichos avances tecnológicos, existen dos métodos de fabricación para un mismo material, en este caso, vidrio de disilicato de Litio (IPS e.max), uno con tecnología de diseño y fabricación asistida por computadora IPS e.max CAD® y otro por el método de cera perdida e inyección IPS e.max PRESS®. Este tipo de estudio se ha realizado en diversos materiales como son IPS Empress®, Empress 2 ® (en desuso), Zirkonzahn, etc. Sin embargo, se desconoce cuál de estos dos sistemas ofrece una menor magnitud de interfase en la restauración final. El objetivo de este trabajo fue realizar dichos estudios con este material.

### **6.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

¿El sistema cerámico e.max CAD/CEREC 3 generará núcleos con adecuada adaptación marginal tras el escaneado óptico, diseño y fresado asistido por computadora?

¿El sistema cerámico e.max PRESS generará núcleos con correcta adaptación marginal tras el proceso de inyección de cerámica fundida con la técnica de cera perdida?

### **6.2 JUSTIFICACIÓN**

Es importante conocer el resultado de cualquier restauración que se colocará en boca, así como los procedimientos de laboratorio para identificar los posibles factores que influirán negativamente en el trabajo final.

Al tener un material con composición química similar, y dos métodos para su elaboración, cobra importancia que el odontólogo conozca el ajuste marginal de cada uno de ellos y así establecer un criterio de selección según el caso.

### **6.3 HIPÓTESIS (Hi)**

Los núcleos de cerámica IPS e.max CAD® fabricados con el sistema CAD/CAM CEREC 3, presentarán menor magnitud de interfase debido al que el proceso de fabricación asistido por computadora, con respecto a los núcleos cerámicos de IPS e.max PRESS® elaborados con técnica de cera perdida e inyección presentarán mayor magnitud de interfase, debido a que se requiere mayor intervención por parte del operador, lo que la hace un técnica más sensible al error humano.

### **6.4 OBJETIVO GENERAL**

Medir la magnitud de interfase de núcleos cerámicos elaborados con los sistemas antes mencionados asentados sobre un dado maestro de pruebas.

### **6.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Medir la magnitud de interfase de núcleos de ambos sistemas en 4 puntos (Mesial, Distal, Vestibular y Palatino) predeterminados en su circunferencia mediante un marcaje en el dado maestro.

Evaluar por medio de microscopía óptica de medición la magnitud de interfase entre el margen del dado maestro y el núcleo cerámico.

## **7. MATERIALES Y MÉTODO**

### **7.1 MUESTRA**

**10 núcleos cerámicos elaborados en e.max CAD por el sistema CEREC 3 con un espesor de 0.8 mm (Espesor mínimo recomendado por el fabricante)**

**10 núcleos cerámicos elaborados en e.max PRESS por el método de cera perdida con un espesor de 0.5mm (Espesor mínimo recomendado por el fabricante)**

**Todos los núcleos cerámicos serán realizados a partir de un dado maestro de acero inoxidable que presenta las siguientes dimensiones:**

- **Altura: 8mm**
- **Diámetro: 10 mm en su base**
- **Hombro: 1mm**

### **7.2 CRITERIOS DE INCLUSIÓN**

**Muestras que serán obtenidas directamente del dado maestro y elaboradas con los sistemas e.max CAD en CEREC 3 y con el método de cera perdida e inyección para e.max PRESS.**

### **7.3 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN**

**Muestras que no cumplan con los requisitos antes mencionados.**

## **7.4 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN**

**Muestras que sean dañadas durante la manipulación.**

**Muestras que tengan desajuste evidente.**

## **7.5 VARIABLES DEPENDIENTES**

**Adaptación de los núcleos sobre el dado maestro**

## **7.6 VARIABLES INDEPENDIENTES**

**Variaciones en el diseño de los núcleos**

**Estado físico de las fresas**

**Calibración del aparato inEos**

**Vía de inserción de los núcleos**

**Variaciones en el proceso de inmersión de los núcleos de cera**

**Espesor de la película de separador cera-dado**

**Deformación de la cera debido a los cambios de temperatura**

**Densificación de IPS e.max CAD en la cocción de cristalización**

## **7.7 MATERIAL Y EQUIPO**

- **Dado maestro troquelado de acero**
- **10 bloques de IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent AG®, Shaan (Lote K03095)**
- **10 pastillas de IPS e.max PRESS Ivoclar Vivadent AG®(Lote K42686)**
- **Unidad para impresión óptica InEos (Sirona®)**
- **Computadora con Software Sirona InLab (Sirona®)**
- **Unidad de Fresado CEREC 3 (Sirona®)**

- Horno EP 6000 combi (Ivoclar Vivadent AG®, Shaan)
- Horno Programat P700 (Ivoclar Vivadent AG®, Shaan)
- Contrast Spray Labside (Ivoclar Vivadent AG®, Shaan)
- Cera Pro-Art Dipping Wax Yellow (Ivoclar Vivadent AG®, Shaan)
- Inventario IPS Press Vest Speed Ivoclar Vivadent AG® (Lote NL3011)
- Separador
- Portaobjetos
- Barra de plastilina
- Paralelizador
- Microscopio óptico de medición MΦY MБC-10
- Lente 10x con Gradilla (Carl Zeiss ®)
- Cámara fotográfica SONY α 230 ®
- Lámpara de fibra óptica
- Tornillo micrómetro Mitutoyo®

## **7.8 MÉTODO**

Se realizaron 10 núcleos de cada uno de los sistemas cerámicos a partir de un dado maestro único llevando a cabo los siguientes procedimientos

### **7.8.1 IPS e.max CAD / CEREC 3**

Se inició el software Sirona InLab y se seleccionó la opción de calibrado, se montaron los aditamentos indicados por la computadora.

Calibrado del aparato.

Antes de cada impresión óptica se calibró el aparato según las instrucciones del fabricante (Figura 8).

Se fijó con plastilina el dado maestro en el accesorio para impresión con rotación del aparato InEos (Figura 9), se roció con polvo de contraste (Figura 10) presionando el botón a fondo durante intervalos de dos segundos hasta que el dado se cubriera por completo y posteriormente se posicionó en el tornillo de rotación.

Figura 8 Aparato de Impresión óptica InEos con cilindro de calibración en el inserto de rotación



Figura 9 Aditamento para impresión óptica con el método de rotación con el polvo de contraste

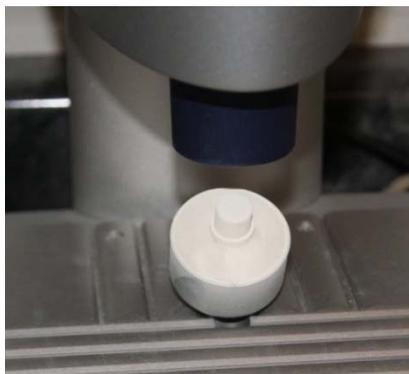


Figura 10 Polvo de Contraste IPS Contrast Spray Labside (Ivoclar Vivadent®)



Se seleccionó en el Software la toma de Impresión óptica por rotación, posteriormente el software calculó un modelo 3D seleccionando como material el bloque IVOCLAR VIVADENT IPS e.max CAD.

Se fijó el espesor del espaciador en  $30\mu\text{m}$  y se ajustaron los parámetros del núcleo. Se delimitó el modelo 3D (Figura 2) y se marcó la terminación (Figura 12 y Figura 13). En seguida se fijó la vía de inserción del núcleo para obtener la propuesta inicial para el fresado (Figura 14 y Figura 15).

Figura 11 Delimitado del modelo 3D

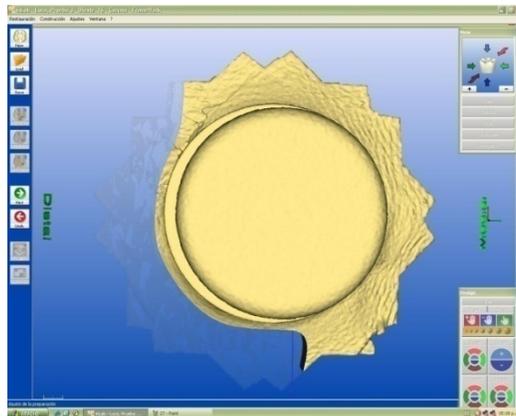


Figura 12 y Figura 13 Delimitado de la línea de terminación del núcleo en el modelo 3D

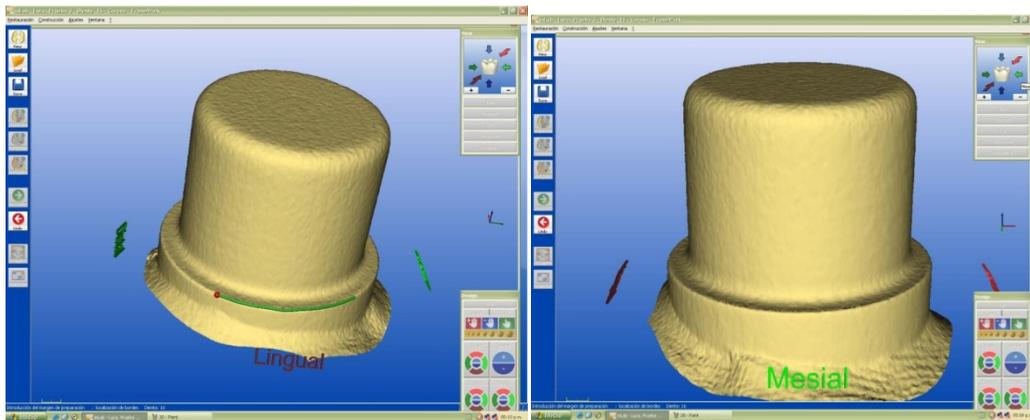


Figura 14 y Figura 15 Se delimitó la vía de inserción del núcleo cerámico en el modelo 3D del dado maestro

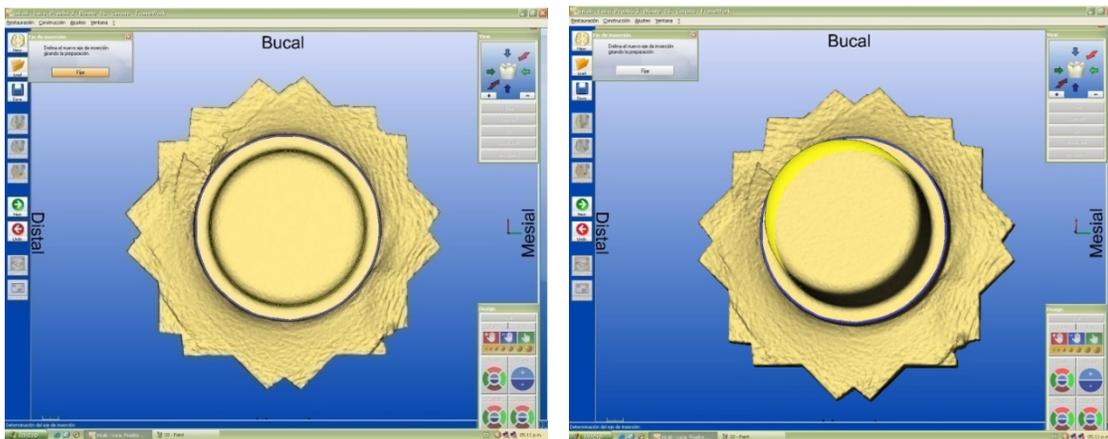
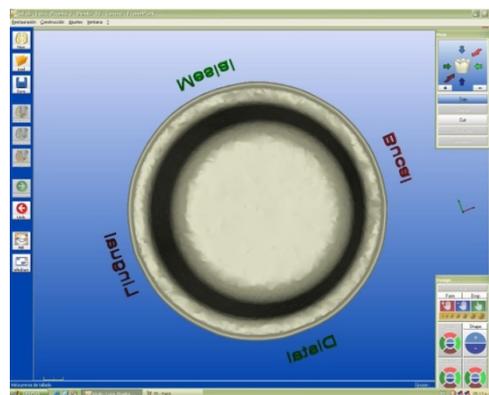
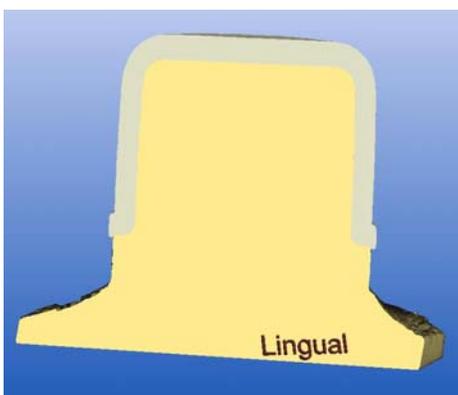


Figura 16 y Figura 17 Propuesta inicial del núcleo cerámico



A continuación se inició el fresado (Figura 16 y Figura 17) para lo que se seleccionó el bloque C14 de IPS e.max CAD, el cual se colocó en la unidad de fresado. (Figura 18)

Figura 18 Vista de la pantalla una vez iniciado el proceso de fresado del núcleo cerámico.

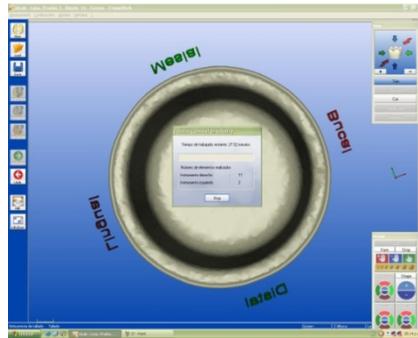


Figura 19 Vista interna de la unidad de fresado



Figura 20 Calibrado automático del bloque cerámico en la unidad de fresado

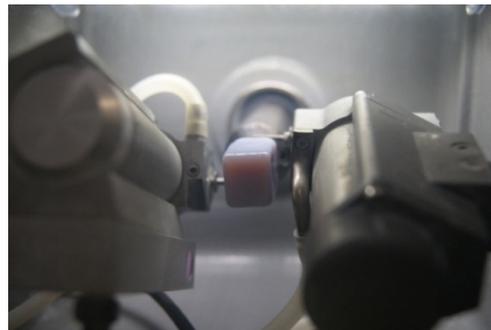


Figura 21 Fresado del bloque IPS e.max CAD



Figura 22 Vista interna de la unidad de fresado



Se colocó el bloque de IPS e.amx CAD y se fijó por medio del tornillo Allen (Figura 19). El aparato inició el calibrado del bloque (Figura 20) y en seguida inició el proceso de fresado (Figura 21).

Una vez fresado se recuperó en núcleo de metasilicato de litio ( Figura 22).

Se repitió el mismo procedimiento hasta obtener 10 núcleos cerámicos en estado de metasilicato de litio (Figura 23).

Se realizó la cocción de cristalización de cada uno de los núcleos en el horno EP700 Combi con el programa e.max Crystal/Glaze (Figura 24).

Una vez terminado el ciclo de cristalización (aproximadamente 15 minutos) se recuperó y etiquetó cada uno de los núcleos (Figura 25).

Figura 23 Aspecto del núcleo de IPS e.max CAD en fase de metasilicato de litio



Figura 24 Vista del horno EP700 Combi con el núcleo cerámico en la plataforma de cocción.

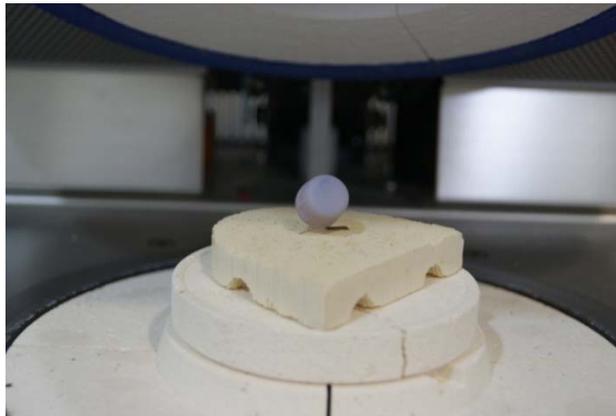
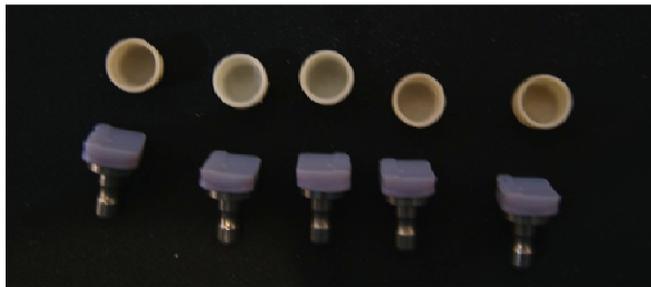


Figura 25 Núcleos IPS e.max CAD (Obsérvese el cambio de color de metasilicato de litio a disilicato de litio)



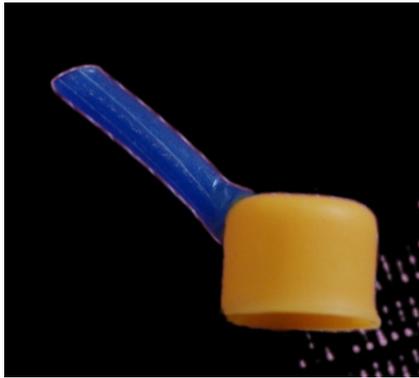
## 7.8.2 IPS e.max PRESS / TÉCNICA DE CERA PERDIDA E INYECCIÓN

Se colocó una película de separador sobre el dado maestro.

Se enceró la cofia con la técnica de dipping wax en una sola inmersión con cera Pro Art Dipping Wax Yellow (Ivoclar Vivadent) y se calibró a 0.5 mm.

Se montaron tres muestras en la peana de cada cilindro de 200g con cueles de cera orientados con la vía de inserción en el punto1 (Mesial) (Figura 26), cuidando no superar los 16 mm de altura entre la base de la peana y el borde de cera (Figura 27).

Figura 26 y Figura 27 Núcleos en cera con cuele y montados en la peana del cilindro de 200g



Se revistió con Press Vest Speed utilizando 200g de polvo, y 16/32mL de Líquido Press Vest/Agua bidestilada por cilindro, mezclado al vacío.

Una vez fraguado, se colocó cada cilindro 45 minutos en el horno de desencerado a 850°C con la parte correspondiente al pistón hacia abajo y con una inclinación ligera para favorecer la evaporación de la cera (Figura 28).

Figura 28 Vista interna del Horno de Desecero a 850°C con el cilindro *in situ*.



Se invirtió el cilindro y se insertó la pastilla de IPS e.max PRESS (Figura 29) y el pistón de Óxido de Aluminio sin precalentar dentro del horno de desecero (Figura 30).

Figura 29 Pastilla IPS e.max PRESS



Figura 30 Vista del cilindro dentro del horno de desecero con la pastilla y el pistón *in situ*.



Se colocó el cilindro con la pastilla y el pistón en el horno de inyección/ cocción EP 600 Combi (Figura 31), se seleccionó el programa IPS e.max PRESS donde se calentó arriba de los 900°C al vacío para la fundición y prensado de la cerámica según los parámetros programados por el fabricante.

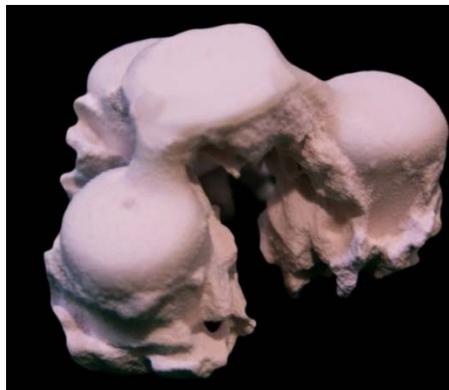
Figura 31 Vista del horno una vez terminado el proceso de inyección.



Una vez finaliza el ciclo de cocción, se retiró el cubilete del horno y se dejó enfriar a temperatura ambiente una hora.

Se recuperaron con ayuda de un arenador Sandblaster Storm y Williams Blasting Compound de 80 micrones a 2 bar de presión (Figura 32).

Figura 32 Núcleos cerámicos recuperados del cilindro (Se observa el botón y tres núcleos)



Se sometieron a continuación a baño ultrasónico con líquido INVEX durante 20 minutos y se eliminó la capa de reacción en un arenador con polvo de Óxido de Aluminio de 50  $\mu\text{m}$  hasta que no quedaran residuos de revestimiento refractario (Figura 33 y Figura 34).

Figura 33 Núcleo de IPS e.max PRESS recuperado y arenado.



Figura 34 Núcleo de IPS e.max PRESS visto sobre el dado maestro



Realizados los núcleos, los dos sistemas cerámicos se dividieron en:

- Grupo I: IPS e.max CAD
- Grupo II: IPS e.max PRESS

El dado maestro se marcó con un disco de carburo en cuatro puntos en su circunferencia representando las caras Mesial, Distal, Vestibular y Palatina.

Dichas marcas corresponden a las áreas donde se midió la adaptación marginal de cada uno de los núcleos.

Mediante la observación al microscopio óptico se midió la distancia entre el margen del núcleo y el dado maestro en los cuatro puntos del dado maestro en cada uno de los núcleos.

Una vez que se tienen las muestras de ambos grupos se revisa que tengan un correcto asentamiento sobre el dado maestro.

Se montaron en una platina metálica con plastilina y se posicionaron con un paralelizador con la finalidad de mantener un enfoque uniforme (Figura 35), se colocó en el microscopio MΦY MБC-10 con luz de fibra óptica y con la gradilla Carl Seizz 10X en el ocular a un aumento de 4x

Figura 35 Núcleo cerámico en el dado maestro montado en una platina para su observación al microscopio.



Con el tornillo micrométrico se hizo la calibración de la gradilla resultando cada línea del lente un espacio de 25  $\mu\text{m}$ .

El resultado se expresó en Micras ( $\mu\text{m}$ ) y la medición se realizó del margen del núcleo al margen del dado maestro, el aumento total resultante fue de 40x. Cada línea de la gradilla representa 25 $\mu\text{m}$  por lo que la medición se realizó en intervalos de 25 $\mu\text{m}$ .

El registro de los datos se llevó a cabo de manera manual y posteriormente fue cargado en una computadora para su análisis estadístico.

Se formó una base de datos en el programa estadístico GraphPad Prism 5.0 para su análisis. Se aplicó la prueba "t de Student" para la comparación de las variables cuantitativas de la media aritmética de ambos grupos.

En todos los casos se consideró p significativamente estadística con valor  $\leq 0.05$ .

## 8. RESULTADOS

Se procesaron un total de 27 muestras.

Tres muestras del Grupo I fueron descartadas, debido a fractura de la cerámica en la unidad de fresado o fractura del instrumento rotatorio de fresado.

Cuatro muestras del Grupo II fueron descartadas, debido a fractura durante el proceso de recuperación.

Se obtuvo un total de 20 muestras, 10 de cada grupo.

Se realizaron las mediciones en cada uno de los puntos predeterminados y se obtuvo un total de 40 valores de cada grupo. Los resultados son mostrados en las tablas 1 y 2, dichos valores son expresados en micrómetros [ $\mu\text{m}$ ].

Tabla 1 Resultados de magnitud de interfase observados en las muestras del Grupo I

Grupo I e.max CAD

Muestra	Punto 1 (M)	Punto 2 (V)	Punto 3 (D)	Punto 4 (P)
1	50	50	25	100
2	175	300	275	25
3	125	225	100	125
4	125	25	75	50
5	175	200	250	200
6	50	150	50	125
7	50	0	50	50
8	0	25	25	0
9	200	100	250	250
10	25	50	50	0

Tabla 2 Resultados de magnitud de interfase observados en las muestras del Grupo II

Grupo II e.max PRESS

Muestra	Punto 1 (M)	Punto 2 (V)	Punto 3 (D)	Punto 4 (P)
1	50	175	50	25
2	100	75	25	50
3	25	25	25	25
4	0	25	75	25
5	50	50	25	0
6	25	50	25	0
7	50	25	50	50
8	150	250	250	150
9	75	50	25	25
10	50	25	50	75

El Grupo I IPS e.max CAD presentó mayores valores de magnitud de interfase con una media de 104.4 $\mu$ m (Tabla 3).

Tabla 3 Media y desviación estándar para el Grupo I (Prueba T)

<b>Media</b>	<b>104.4</b>
<b>Desviación Estándar</b>	<b>87.50</b>

El Grupo II IPS e.max PRESS presentó menores valores de magnitud de interfase con una media de 58.75  $\mu$ m (Tabla 4).

Tabla 4 Media y desviación Estándar para el Grupo II (Prueba T)

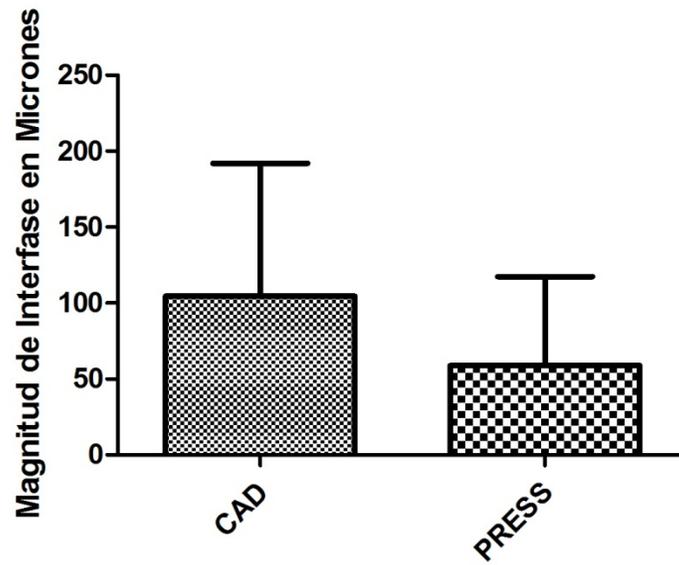
<b>Media</b>	<b>58.75</b>
<b>Desviación estándar</b>	<b>58.71</b>

Se observó diferencia estadísticamente significativa ( $p \leq 0.05$ ) entre los grupos de estudio I y II en cuanto a magnitud de interfase. (Tabla 5) (Figura 38)

Tabla 5 Análisis de Resultados (Prueba T)

Valor P	0.0038
Existen diferencias significativas en las medias ( $P \leq 0.05$ )	Si

Figura 36 Gráfica de Resultados



## 9. DISCUSIÓN

El interés principal del estudio fue determinar la magnitud de interfase de núcleos de vidrio de disilicato de litio, con dos diferentes métodos de elaboración. La metodología utilizada durante el estudio también permitió registrar, cuantificar y analizar las diferencias entre ambos métodos de procesado.

Inicialmente se tiene que, bajo la metodología propuesta, la medición de magnitud de interfase puede ser interpretada como el comportamiento que tendrá cada grupo comparado; sin embargo, la medición se realizó únicamente en cuatro puntos de cada una de las muestras en un bloque metálico que no representa la cantidad de material usado en clínica.

Bajo la metodología realizada se pudo determinar la vía de inserción de los núcleos elaborados con técnica de cera perdida e inyección por medio de la orientación del cuele; sin embargo en núcleos elaborados con CAD/CAM se designó de forma arbitraria, Tao J y colaboradores evaluaron el efecto de la línea de terminación y concluyeron que la línea de terminación no tiene efecto significativo en la adaptación marginal de las coronas totalmente cerámicas. En el caso de no tener una vía de inserción establecida puede afectar negativamente el asentamiento de los núcleos realizados para nuestro estudio. (35)

Teniendo en cuenta lo anterior, el primer grupo de núcleos elaborado con tecnología CAD/CAM presentó mayor magnitud de interfase, con una media de 104.4  $\mu\text{m}$ .

Al analizar los resultados por muestra, se tiene que en promedio, las muestras 1, 4, 7, 8 y 10 del grupo I, presentaron los valores más bajos de magnitud de interfase con 56.25  $\mu\text{m}$ , 68.75  $\mu\text{m}$ , 37.5, 12.5  $\mu\text{m}$  y 31.25 respectivamente. Esto se puede atribuir a que

durante el fresado de dichas muestras se cambió uno o ambos de los instrumentos rotatorios de fresado, lo que puede repercutir en un mejor acabado de la superficie cerámica. Arnetzl G y cols. publicaron que el instrumento rotatorio de fresado es un factor determinante en el tallado de la superficie interna del núcleo ya que al tratarse de una fresa escalonada existen discrepancias de 2 mm en cada escalón, esto influye negativamente en el ajuste de los núcleos IPS e.max CAD. (36)

La muestra 5 presentó los valores más altos de magnitud de interfase (206.25  $\mu\text{m}$ ), por lo cual se sospecha que existió un asentamiento incompleto del núcleo.

Las muestras 7, 8, y 10 del mismo grupo, presentaron valores de cero en alguno de los puntos de medición, esto es posible a causa de un asentamiento incompleto del núcleo en algún punto opuesto, debido a la magnitud en volumen del mismo.

El segundo grupo elaborado con la técnica de cera perdida e inyección, las muestras 3, 4, 5 y 6 presentaron valores de magnitud de interfase por debajo de 31.25  $\mu\text{m}$ , por lo que se considera que hubo un correcto asentamiento del núcleo en toda su superficie.

La muestra 8 del mismo grupo, presentó una magnitud de interfase promedio de 200 $\mu\text{m}$ , probablemente debido a un asentamiento incompleto del núcleo.

El término interfase marginal es “el espacio marginal por error de extensión (sobre extensión o subextensión)”. En la mayoría de las muestras con promedios altos de magnitud de interfase, se presentó la tendencia a registrar una medida más pequeña en un punto de medición y grandes aperturas en los otros tres puntos. Esto se puede atribuir a una sobre extensión interna que impidió el asentamiento completo de los núcleos; en el Grupo I se puede atribuir a un fresado incompleto de la superficie interna o a la imposibilidad de fijar una vía de inserción; en el Grupo II pudo deberse a

microburbujas en la parte interna del núcleo, debido a una deficiente eliminación de la capa de reacción del revestimiento refractario.

Otras investigaciones han demostrado que la adaptación de márgenes de cerámica es muy sensible a la técnica utilizada, la tendencia de las cerámicas es a la contracción durante la sinterización y las cocciones de estratificación y glaseado (37), la cual puede ser mayor en el Grupo I, debido a que es necesario realizar una cocción de cristalización adicional para la vitrificación del material.

Por otro lado, las cerámicas prensadas del Grupo II, fabricadas con la técnica de cera perdida e inyección, eliminan la necesidad de múltiples ciclos de cocción y por lo tanto los potenciales cambios marginales derivados de los cambios de temperatura y densificación de la cerámica.

Otro artículo publicado por Hussain y cols. en el año 2006 (38), donde se compararon discrepancias marginales en coronas fabricadas con el sistema CEREC 3 en premolares humanos, comparando terminación en hombro y chamfer, concluyeron que no existió diferencia significativa según la terminación, por lo que no se considera un factor crítico en el presente experimento. Se utilizó una terminación en hombro de 90°. Los valores que obtuvieron los autores mencionados, utilizando microscopio electrónico de barrido, fueron de 35 a 130  $\mu\text{m}$ .

En este estudio in vitro, el grupo II presentó la media menor de magnitud de interfase marginal (58.75  $\mu\text{m}$ ), mientras que el grupo I presentó la media mayor (104.4 $\mu\text{m}$ ). La mayoría de los estudios publicados en materiales similares consideran el rango de 54 a 130  $\mu\text{m}$  como una interfase clínicamente aceptable (1) (3); seis de las muestras del grupo I y 9 del grupo II presentan, en promedio, magnitudes de interfase clínicamente aceptables; sin embargo, al analizar cada una de sus superficies, las muestras individuales mostraron grandes diferencias en su superficie resultando en grandes

desviaciones estándar. Esto coincide con estudios previos, que reportaron interfases de hasta 300  $\mu\text{m}$  de apertura en los márgenes (15) (16).

En cuanto al material, Stappert et al, (39) en un estudio in vitro con 80 molares humanos restaurados con inlays de IPS e.max PRESS, reportaron que dicho material puede ser utilizado para fabricar restauraciones con rendimiento clínico satisfactorio y magnitudes de interfase clínicamente aceptables; sin embargo, el diseño de la preparación y las dimensiones de la restauración pueden afectar el ajuste inicial, lo cual resulta relevante para este estudio debido a que se utilizaron volúmenes de cerámica mayores a lo habitual de la clínica; esto se puede tomar en cuenta como un comportamiento en el cual cada uno de los grupos guardará una tendencia similar en volúmenes menores.

Los factores que pudieron derivar en un mayor desajuste de los núcleos elaborados por el sistema computarizado, son pauta para futuras investigaciones y se sugiere tomar en consideración la contracción de la cerámica en el proceso de cristalización debido al volumen de cerámica empleado, el estado físico del horno que puede repercutir en variaciones en la temperatura causado por un deterioro en la resistencia eléctrica.

Por otro lado, la aplicación del polvo de contraste y la impresión óptica puede afectar negativamente la obtención de la impresión óptica, que según Tan FB y cols. no existen consecuencias negativas en el margen del núcleo; sin embargo si tiene un efecto negativo en el ajuste interno de los mismos (40). Por otro lado, debe considerarse el detrimento del instrumento rotatorio que aunque fue reemplazado por uno nuevo cuando el software así lo indicó, en cada muestra fresada pudieron existir defectos en los núcleos inherente al instrumento rotatorio utilizado.

Por último se debe considerar que la versión del software InLab no es el más actual y se han implementado mejoras en la última versión, por lo que el uso de software de última

generación puede mejorar los resultados finales en la confección de núcleos cerámicos como ha sido reportado por Gedosev M (41).

El uso de restauraciones completas totalmente cerámicas con un núcleo de vidrio de disilicato de litio, parece ser una opción confiable según lo reportado en la literatura independientemente de su técnica de fabricación; en el presente estudio, IPS e.max PRESS permitió manejar espesores menores obteniendo menores valores de magnitud de interfase en sus dimensiones lo que se puede traducir en un menor desgaste dental y por lo tanto una preparación más conservadora.

Los núcleos de IPS e.max CAD a pesar de aparentar ser una técnica más simple, la calidad de la superficie interna y externa fresada no fue satisfactoria bajo esta metodología; para mejorar el ajuste se requiere un acabado manual que puede ocasionar sobrecalentamiento de la cerámica disminuyendo sus propiedades físicas y debilitando la estructura cerámica provocando defectos superficiales.

Será necesario realizar estudios posteriores desde el punto de vista químico, para identificar cuáles son los factores que intervienen en la adaptación marginal de las cerámicas basadas en metasilicato de litio y disilicato de litio así como las variables de su proceso de fabricación y cristalización; así como la medición de la magnitud de interfase antes y después de la cristalización incluyendo un mayor número de muestras.

Investigaciones posteriores se sugieren para conocer la influencia de la aplicación del polvo de contraste, la técnica de impresión óptica, la vía de inserción del núcleo, así como la influencia del grosor en la sinterización de la cerámica, la geometría y duración de los instrumentos de fresado.

## 10. CONCLUSIONES

Con los métodos y condiciones en las que se realizó este trabajo:

La hipótesis mencionada se anula debido a que los núcleos elaborados en IPS e.max PRESS con técnica de cera perdida e inyección presentaron menores magnitudes de interfase que el grupo de núcleos IPS e.max CAD.

Seis de las muestras de IPS e.max CAD, fabricadas por el método de diseño y fabricación asistido por computadora, presentaron valores promedio de magnitud de interfase marginal clínicamente aceptables ( $<93.75\mu\text{m}$ ).

Nueve de las muestras de IPS e.max PRESS, fabricadas por el método de cera perdida e inyección, presentaron valores promedio de magnitud de interfase marginal clínicamente aceptables ( $<62.5\mu\text{m}$ ).

Existió diferencia significativa entre ambos grupos, siendo el grupo de núcleos cerámicos elaborados por la técnica de cera perdida e inyección, el que presentó menores valores de magnitud de interfase registrando en el 75% de los sitios medidos un valor inferior a  $50\mu\text{m}$  similar a lo obtenido por Ural y cols (42).

Tomando en cuenta lo anterior, a pesar de ser una técnica más sensible, la cera perdida e inyección de cerámica es un método confiable para la fabricación de núcleos cerámicos.

## **11. REFERENCIAS**

- 1. Bindl A, Mörmann W. Fit of All-Ceramics Posterior Fixed Partial Denture Frameworks in vitro. The international Journal of Periodontics & Restorative Dentistry. 2007; 27(6): p. 565 - 567.**
- 2. Addi S, Jedayani-Khams A. Interface gap of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays un vitro. Journal of Dentistry. 2000; 30: p. 53 - 58.**
- 3. Hussain AJ, Petrie CS, Walker MP. Marginal adaptation of CEREC 3 CAD/CAM Composite Crowns Using Two Different Finish Line Preparation Designs. The Journal of Prosthodontics. 2006; 15(3): p. 155 - 163.**
- 4. Anusavice K. La ciencia de los materiales dentales. 10th ed. México D.F.: McGraw-Hill Interamericana; 1998.**
- 5. Della Bona A. Adhesión a las cerámicas, evidencias científicas para el uso clínico Brasil: ARTES MEDICAS, Ltda, Editora; 2009.**
- 6. Crispin Bruce,. Bases Prácticas de la Odontología Estética Barcelona, España: Masson; 1998.**
- 7. Goldstein RE. Odontología Estética: Principios, comunicación, métodos terapéuticos España: Ars Medica; 2002.**
- 8. Vorkel T, Buuke H, Rothburst F. IPS E.MAX REPORT 17. Ivoclar Vivadent Published. 2006;: p. 6, 10, 11, 12- 15, 17-24, 225-33, 34- 40.**
- 9. Norma ISO 6872. International Standard Organization; 1997.**
- 10. Macchi. Materiales Dentales. 4th ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2007.**
- 11. Robert CG. Materiales de Odontología Restauradora. 10th ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998.**
- 12. The Glossary of Prosthodontic Terms. Journal of Prosthetic Dentistry. 2005 Julio;**

- 94(1): p. 10 - 92.
13. Real Academia Española. Diccionario de la Real Academia Española. [Online].; 2010.: <http://buscon.rae.es/drae/html/cabecera.htm>.
  14. Association Ansd. Specification. No. 96 For Dental Water-Based Cements. .
  15. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1999; 26: p. 582 - 593.
  16. Effrosyni A, Tsi trou SE, Notheast RN. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *Journal of Dentistry*. 2007; 37(1): p. 68 - 73.
  17. McLean J, von Fraunhofer J. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent*. 1971; 131(3): p. 107 - 111.
  18. Tinschert J, Natt G. Marginal Fit of alumina and Zirconia- Based Fixed Partial Dentures Produced by a CAD/CAM System. *Operative Dentistry*. 2001;(26): p. 367-374.
  19. Rossi GH. Atlas de Odontología Restauradora y Periodoncia. Workshop de Cirugía Periodontal para el Práctico General Buenos Aires: Panamericana; 2004.
  20. Black GV. A work on operative dentistry Chicago: Medico Dental; 1908.
  21. Bhaskar. Orban's oral histology and embryology. 11th ed. St Louis: Mosby; 1991.
  22. Donovan TE. Cervical Margin Design with Contemporary Esthetic Restorations. *Dental Clinics of North América*. 2004; 48(1).
  23. Rufenacht C. Principios de Integración Estética Barcelona: Quintessence; 2001.
  24. M E. Fundamentos de la Estética Bucal en el Grupo Anterior Barcelona: Quintessence; 2001.
  25. Shillingburg H. Fundamentos esenciales en Prótesis fija. 3rd ed. Barcelona: Quintessence; 2000.

26. Kyu-Bok L, Charn-Woon P. Marginal and Internal Fit of All-Ceramic Crowns Fabricated with Two Different CAD/CAM Systems. *Dental Materials Journal*. 2008; 23(7): p. 422 - 426.
27. Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one step and two step, and a novel two step putty/light body impression technique: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008; 99(4): p. 274 - 81.
28. Miyashita E. *Odontología Estética. El estado del arte Brasil: Artes Médicas*; 2005.
29. Wang W, McDonald A, Petrie A, Setchell D. Interfacial Dimensions of Cerec 3 MOD Onlays. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent*. 2007; 15(4): p. 183 - 189.
30. Nakamura T, Nobuyoshi d, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and Internal Fit of Cerec 3 CAD/CAM All-Ceramic Crowns. *The International journal of Prosthodontics*. 2003; 16(3).
31. IPS e.max CAD Scientific Documentation. Schaun, Lietchenstein: Ivoclar Vivadent AG; 2005.
32. IPS e.max PRESS Scientific Documentation. Schaun, Lietchenstein: Ivoclar Vivadent AG; 2005.
33. IPS e.max CAD Instrucciones de uso. Schaun, Lietchenstein: Ivoclar Vivadent AG; 2005.
34. IPS e.max PRESS Instrucciones de uso. Schaun, Liechtenstein: Ivoclar Vivadent AG; 2005.
35. Tao J, Han D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence Int*. 2009 Oct; 40(9): p. 745-5.
36. Arnetz G, Pongratz D. Milling precision and fitting accuracy of Cerec Scan milled restorations. *Int J Comput Dent*. 2005 Oct; 8(4): p. 273 - 281.
37. Vigolo P. 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. *Journal of Prosthodontics*.

- 2008; 17(1): p. 621 - 626.
38. Hussain J PCWM. , Marginal Adaptation of CEREC 3 CAD/CAM Composite Crowns Using Two Different Finish Line Preparation Designs. ;. Journal of Prosthodontics. 2006;: p. 15:155-163.
39. Stappert CFJ. Marginal adaptation fo different types of all ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. British Dental Journal. 2005; 199: p. 779 - 783.
40. Tan F, Wang L, Fu G. An experimental study on the effect of different optical impression methods on marginal and internal fit of all-ceramic crowns. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2010 Feb; 28(1): p. 29 - 33.
41. Gedosev M. The perfect companion: Cerec 3D software upgrade V3.40. Int J Comput Dent. 2009; 12(1).
42. Ural C, Burgaz Y, Saraç D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. Quintessence Int. 2010 Aug; 41(7): p. 585 - 590.

## ANEXO

Figura 37 Vista al microscopio de Muestra IPS e.max PRESS con menores valores de interfase (Muestra 4 Punto 1)

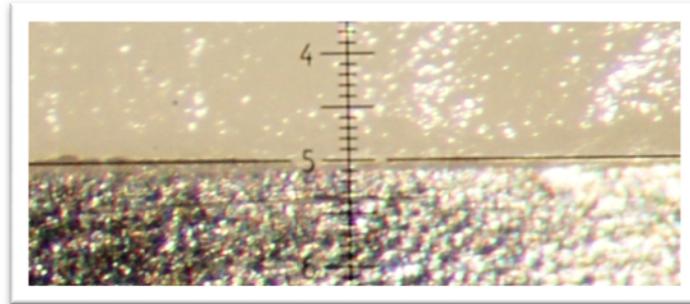


Figura 38 Vista al microscopio de Muestra IPS e.max PRESS con valores intermedios de interfase (Muestra 4 Punto 3)

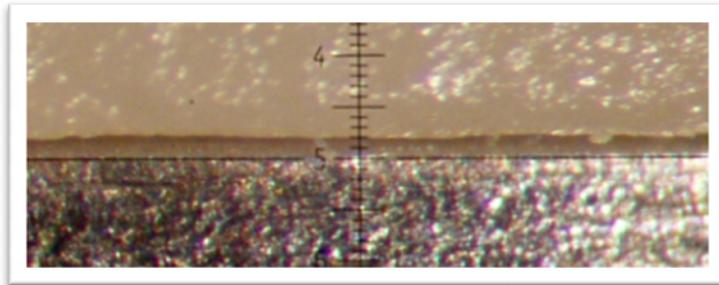


Figura 39 Vista al microscopio de Muestra IPS e.max CAD con menores valores de interfase (Muestra 7 Punto 2)

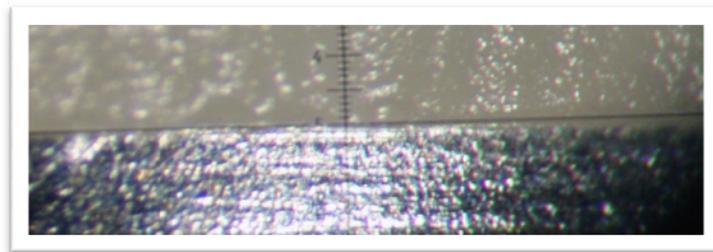


Figura 40 Vista al microscopio de Muestra IPS e.max CAD con valores intermedios de interfase (Muestra 7 Punto 1)

