



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA A LA
FLEXIÓN DEL NÚCLEO DEL SISTEMA
IPS EMPRESS 2 SOMETIDO A CICLOS TÉRMICOS**

T E S I S A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

OLIVIA KARINA YAÑEZ GRANCIANO

**C.D. JUAN CARLOS FLORES GUTIÉRREZ
DIRECTOR**

**MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA
ASESOR**

MÉXICO D. F.

MAYO, 2007



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.

Le agradezco a Dios que siempre me ha demostrado que ha estado conmigo y me guiado, le agradezco sobretodo que me diera a mis padres, que siempre se preocupan por mi, que me han procurado en todo momento, quienes con su amor, cariño y ejemplo me han enseñado a ser una persona que se esfuerce por cumplir sus metas; también le agradezco que me diera a mis hermanos Juan y Myriam, quienes hemos estado juntos en las buenas y en las malas, y por que sin ellos mi vida no sería lo que es, también por mi sobrina Melissa quien con su sonrisa ilumina cada día; los quiero mucho...

Al Dr Juan Carlos Flores Gutiérrez por brindarme su tiempo para observaciones en la redacción del trabajo, por su esfuerzo...

Al Mtro. Jorge Guerrero Ibarra quien fue mi asesor de tesis por su asesoramiento científico y estímulo para seguir creciendo, por sus largas horas de trabajo brindadas, por las facilidades para realizar las pruebas en el laboratorio de materiales dentales y por enseñarme el amor y la dedicación que un catedrático debe tener hacia la universidad, por su confianza y amistad...

Al Dr. Alejandro Osorio Naranjo por su predisposición permanente e incondicional en aclarar mis dudas, por su esfuerzo para realizar las muestras en el laboratorio, y sus substanciales sugerencias durante la redacción de la Tesina, por su dedicación...

A la Dra Claudia Maya González por que me ayudo en tiempos difíciles de mi vida, quien es una persona incansable a quien admiro, y quiero mucho, por su ejemplo...

Al Padre Hugo y a Xochitl a quienes no tengo palabras para agradecerles todo lo que han hecho por mí, por su confianza y por que me ayudan a ser una mejor persona y caminar hacia Dios, se que cuento con ellos siempre, por su generosa entrega...

Al Dr. Rafael Franco, por brindarme largas horas de su tiempo y por darme ese gran ejemplo de vida, mi más profunda admiración...

A Nydia por que a lo largo de la carrera ha estado siempre conmigo incondicionalmente, por su amistad...

A la Familia Granados Gómez, a quienes forman parte importante de mi vida, y me han dado tantas cosas, por su cariño...

A todos los que han formado parte de mi vida, quienes están siempre en mi corazón pero la lista sería interminable...



	Pág.
1. INTRODUCCIÓN.....	6
2. ANTECEDENTES.....	7
2.1. Historia.....	7
2.2. Cerámicas dentales.....	9
2.2.1. Características.....	9
2.2.2. Norma Correspondiente.....	11
2.2.3. Clasificación.....	12
2.2.3.1. Clasificación según la norma.....	12
2.2.3.2. Clasificación según su temperatura de fusión.....	12
2.2.3.3. Clasificación de acuerdo al tipo.....	12
2.2.3.3. Clasificación de acuerdo al uso.....	13
2.2.3.4. Clasificación por el método de subestructura.....	13
2.3. Sistemas de cerámicas termoprensadas.....	14
2.3.1. Ventajas.....	14
2.3.2. Desventajas.....	14
2.4. Sistema IPS Empress[®].....	16
2.5. Sistema IPS Empress 2[®].....	17
2.5.1. Indicaciones.....	18
2.5.2. Composición.....	19
2.5.3. Material de estructura (núcleo).....	20

	Pág.
2.5.4. Microestructura de la cerámica de vidrio tras el proceso de inyección.....	20
2.5.5. Resistencia a la flexión.....	22
2.5.6. Técnica de elaboración.....	23
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	24
4. JUSTIFICACIÓN.....	25
5. OBJETIVOS.....	26
5.1. General.....	26
5.2. Específicos.....	26
7. HIPÓTESIS.....	27
8. METODOLOGÍA.....	28
8.1. Criterios de inclusión.....	28
8.2. Criterios de exclusión.....	28
9. MATERIAL.....	29
9.1. Equipo.....	29
9.2. Material.....	31

	Pág.
10. MUESTREO.....	33
11. MÉTODO.....	34
11.1 Preparación de los especímenes.....	34
11.2. Puesta en revestimiento.....	34
11.3. Precalentamiento.....	37
11.4. Inyección.....	38
11.5. Eliminación del revestimiento.....	39
11.6. Separación de la pieza inyectada.....	40
11.7. Cocción de preparación.....	40
11.8. Cocción de dentina y esmalte.....	41
11.9. Cocción de glaseado.....	41
11.10. Medición de la resistencia a la flexión.....	42
12. RESULTADOS.....	43
12.1. Estadística.....	43
13. DISCUSIÓN.....	45
14. CONCLUSIÓN.....	47
15. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	48

1. INTRODUCCIÓN

Los actuales sistemas restauradores cerámicos sin base metálica son una realidad creciente debido a las propiedades ópticas y estéticas que presentan gracias a su comportamiento con la luz, la capacidad para mimetizar con los dientes naturales, etc. El sistema IPS Empress 2[®] está indicado para realizar prótesis fija de cerámica sin metal, con una fuerza a la flexión de 350 MPa⁽¹⁾. La cerámica para técnica de capas de IPS Empress 2[®] consta de dos cerámicas de vidrio diferentes, una cerámica de vidrio con cristales de disilicato de litio y ortofosfato de litio para la estructura y una cerámica de vidrio con cristales de fluorapatita para estratificar⁽²⁾. Para la realización en el laboratorio de este sistema es necesario realizar varias cocciones para la fabricación de las coronas o prótesis, por esta razón el presente estudio se analizó la fuerza a la flexión de su estructura (núcleo) sometido a diferentes tiempos de cocción en el horno EP600 COMBI.

2. ANTECEDENTES

2.1. Historia.

Las cerámicas dentales fueron el material más sofisticado en la edad de piedra, hace más de 10000 años y aún ahora han mantenido su importancia social⁽³⁾.

El término cerámica proviene del griego *keramos* que significa “alfarería” o “*materia cocida*”⁽⁴⁾ y se refiere a la combinación de uno o más metales o semimetales con un elemento no metálico generalmente el oxígeno, entre los cuales se encuentra la arcilla, la sílice, los silicatos y los vidrios.⁽⁵⁾

Históricamente se desarrollaron tres tipos de materiales cerámicos: el barro quemado a bajas temperaturas extremadamente poroso; la piedra molida y quemada a temperaturas más elevadas que las del barro, proporcionando un material más resistente e impermeable al agua; y la porcelana, obtenida por la fusión de la arcilla blanca de China con la “Piedra de javre” que permite producir piezas de 2 a 3 mm de espesor, de paredes translúcidas y resistentes⁽⁴⁾ cuyos componentes principales son el cuarzo, la tiza y el feldespato, que una vez pulverizados, mezclados entre sí y sometidos a altas temperaturas forman este material.⁽¹⁾

La primera porcelana se atribuye a la dinastía Han en China, 100 años a. C.; esta se utilizó para la elaboración de recipientes. En las siguientes seis dinastías se perfecciona la porcelana con la adición del caolín y piedra de China para el periodo de Tang (618-906 d. C.) se descubre la porcelana translúcida⁽¹⁾.

A partir del siglo XVIII los materiales de elección para el reemplazo de los dientes eran: dientes humanos, dientes de animales, dientes de porcelana. Estos últimos empezaron a tener gran acogida por sus características

estéticas y por su gran estabilidad debido a la ausencia de corrosión. Pierre Fauchard (1678-1761) en su libro *El Cirujano Dentista* reconoce por primera vez la gran cualidad que tiene la porcelana en la elaboración de dentaduras y comienza un auge para perfeccionar dicha técnica ⁽¹⁾.

La cerámica feldespática fue introducida en Europa (1720) con una formulación basada en tiza, cuarzo y feldespato. Ya en 1774 el boticario Alexis Duchateau y el dentista Parisino Nicolás Dubois desarrollan con gran éxito las primeras dentaduras cerámicas ⁽¹⁾.

En 1808 el dentista italiano residente en París, Guiseppangelo Fonzi fabricó con gran éxito dientes de porcelana con pines de platino como elemento retentivo para ser utilizados en la parte posterior mostrando de esta forma un gran avance en la odontología restaurativa. Hacia 1880 un platero Claudis Ash perfecciona la técnica para la elaboración de dichos dientes, dándoles una apariencia más estética y color aceptables ⁽¹⁾.

Con el ánimo de darle mas utilidad a este tipo de materiales Herbst 1882 introduce las inlays de vidrio (no porcelana) y en 1885 Logan resuelve el problema de unión entre la cerámica y los postes mediante la utilización de postes en platino, lo que llamo coronas Richmond. Land en 1886 aprovechando las ventajas del platino como estructura, introduce la primera porcelana feldespática para la elaboración de coronas e incrustaciones mediante la utilización de un horno controlado en temperatura. Esta técnica tuvo gran reconocimiento por presentar cualidades ópticas y fue más popular mediante la adición de alúmina como refuerzo. Fue Weinstein a partir del año 1950 mediante la cocción al vacío y a la adición de leucita para controlar el Coeficiente de expansión térmica, y de esta forma permitir la fusión con el oro para poder realizar tratamientos de coronas y prótesis parciales fijas ⁽¹⁾.

Hacia 1980 se introducen al mercado los sistemas de porcelana libres de metal y de contracción controlada y las vitroceramicas prensables como un

gran avance tecnológico, ⁽¹⁾ el sistema IPS Empress® en un principio fue hecho con leucita para la técnica de procesamiento con calor, mejorándose más tarde con el sistema IPS Empress 2® con disilicato de litio ⁽⁵⁾

Se inicia también el proceso para realizar restauraciones con técnicas computarizadas de sistema CAD-CAM (*computer assistant design-computer assistant manufacturer*), donde un bloque de cerámica formulado especialmente para este fin se rebaja y moldea al tamaño de la cavidad del diente por un mensaje computarizado hacia una maquina fresadora. Más recientemente se ha formulado la porcelana de ultrabaja fusión, para usarse con aleaciones a base de titanio ⁽³⁾.

Actualmente todas las investigaciones están orientadas a la elaboración de materiales con alta integridad marginal, alta resistencia a la fractura, alta resistencia compresiva, buenas técnicas para su reparación y una apariencia estética favorable ⁽¹⁾.

2.2. Cerámicas dentales.

Los materiales totalmente cerámicos están siendo la primera elección de los materiales de restauración por su alta biocompatibilidad y el mejoramiento estético ⁽⁶⁾.

2.2.1. Características

Uno de los objetivos principales de la búsqueda y manufactura de los materiales dentales ha sido incrementar la fuerza de estos. Varios métodos y técnicas se han recomendado para fortalecer las cerámicas incluyendo: el intercambio iónico, la cristalización controlada, microestructuras adecuadas, el uso de agentes cementantes ⁽⁶⁾.

La cerámica es el material más estético por la diversidad de colores, pigmentos y translucidez, lo que permite la realización de restauraciones que pueden tornarse imperceptibles hasta en fotografías de gran aumento⁽⁷⁾.

La cerámica es el material que más dificulta la acumulación de la placa bacteriana, debido a que es adecuadamente pulida y lisa, es importante que esto se conjugue con un adecuado control de placa⁽⁷⁾.

La mayoría de las cerámicas se caracterizan por su naturaleza refractaria, dureza y susceptibilidad a la fractura e inactividad química. Para la aplicación dental es conveniente la dureza de la cerámica similar a la del esmalte para minimizar el desgaste resultante de la restauración cerámica y reducir el daño al desgaste que pueda ser producido en el esmalte por la misma restauración⁽⁸⁾, es cierto que las cerámicas actuales reducen su poder de abrasión, aunque desgastan el esmalte del diente antagonista, pero la velocidad de desgaste depende también de las características de dureza del esmalte⁽⁷⁾.

Las cerámicas dentales presentan radiopacidad que facilita el diagnóstico de lesiones de caries y observación de los posibles desajustes marginales⁽⁷⁾.

La susceptibilidad a la fractura es una desventaja, sobre todo cuando la tensión elástica y las grietas coexisten en la misma región de una restauración de cerámica. La inactividad química garantiza que la superficie de las restauraciones no libere elementos dañinos, y reduce el riesgo de que la superficie se ponga áspera y con el tiempo se incremente la susceptibilidad a la adhesión bacteriana. También tienen atributos para igualar la apariencia de los dientes naturales y sus propiedades aislantes (baja conductividad térmica, baja difusión térmica y baja conductividad eléctrica). Ya que los átomos de los metales transfieren sus electrones más externos a los átomos no metálicos y con eso se estabilizan sus electrones altamente móviles, las cerámicas son excelentes aislantes térmicos y eléctricos⁽⁸⁾.

2.2.2. Norma Correspondiente.

De acuerdo con su uso final, las porcelanas dentales se regulan por dos normas, la 52 y la 69 de la ADA ⁽³⁾.

La primera corresponde a los dientes de porcelana prefabricados utilizados en la confección de prótesis removibles, parciales y totales, y esta encaminada a verificar tamaño, color, forma aspecto y matizado de los dientes.

La norma 69 regula las porcelanas que se usan en las restauraciones fijas con este material. En este caso, el fabricante debe proporcionar información acerca de:

1. Relación polvo-líquido
2. Un ciclo de tiempo para secar la cerámica condensada.
3. Un ciclo de tiempo-temperatura para el programa de cocción y, si debe hacerse ésta al vacío, el nivel del tiempo y de aplicación del vacío.
4. El tratamiento y manejo del material considerado en el caso de la cerámica que se usa con método de vaciado e inyección por presión y modelado mecánico.
5. Valores seguros de resistencia a la flexión y solubilidad química para su uso clínico ⁽³⁾.

2.2.3. Clasificación.

2.2.3.1. Clasificación según la norma.

De acuerdo con el método de procesamiento, la norma 69 de la ADA clasifica en tres tipos las cerámicas para prótesis fija:

- Sinterizado
- Inyección
- Modelado y vaciado ⁽³⁾.

2.2.3.2 Clasificación según su temperatura de fusión ⁽³⁾

Clasificación por sus temperaturas de fusión	
✚ Fusión alta	1300°C
✚ Fusión mediana	1101 a 1300°C
✚ Fusión baja	850 a 1100° C
✚ Fusión ultrabaja	menos de 850°C

Tabla 1. Clasificación de las porcelanas según su temperatura de fusión

2.2.3.3. Clasificación de acuerdo al tipo ⁽¹⁾

- ↗ Porcelana feldespática
- ↗ Porcelana reforzada con leucita
- ↗ Porcelana aluminosa
- ↗ Porcelana de fluorapatita
- ↗ Inclusión de oxido de aluminio (Alúmina)

- ↗ Inclusión de magnesio (spinell)
- ↗ Inclusión de óxido de zirconio
- ↗ Inclusión de disilicato de litio
- ↗ Cerámicas de Vidrio

2.2.3.4. Clasificación de acuerdo al uso ⁽¹⁾

- ▶ Dientes para dentaduras completas
- ▶ Metalcerámicas (coronas y Prótesis fijas)
- ▶ Cerillas
- ▶ Incrustaciones
- ▶ Coronas y puentes sin metal anteriores y posteriores

2.2.3.5. Clasificación por el método de subestructura ⁽¹⁾

- Metal vaciado (metalo-cerámica)
- Metal forjado
- Cerámica de vidrio (vidrio-cerámicas)
- Porcelana CAD-CAM
- Núcleo de Leucita
- Núcleo de disilicato de Litio
- Núcleo de óxido de Aluminio con infusión de vidrio
- Núcleo de óxido de Magnesio con infusión de vidrio
- Núcleo de óxido de zirconio con infusión de vidrio

2.3. Sistemas de cerámicas termoprensadas

Estos sistemas en su mayoría utilizan la cerámica endurecida para ser plastificada mediante un horno especial y ser inyectada posteriormente sobre el molde. Utilizando en todos los casos la técnica de la cera perdida ⁽¹⁾.

2.3.1 Ventajas

Entre las ventajas de este sistema encontramos su excelente adaptación marginal, la contracción durante la fabricación es muy baja, muy buen resultado estético, produce mínimo desgaste dentario al antagonista, se pueden grabar para la cementación adhesiva ⁽¹⁾.

2.3.2 Desventajas

Dentro de sus desventajas encontramos que requieren un equipo especial para su elaboración que es muy costoso, así como un procedimiento para su elaboración muy complejo ^(1,9)

Otra de sus desventajas es que sus componentes durante el calentamiento y posterior enfriamiento están cargados de un estrés residual debido a su microestructura homogénea y a la distribución aleatoria de defectos o alteraciones microscópicas, así como también hay un estrés residual adicional inducido en las superficies de las cerámicas por el pulido y arenado. Si la inducción del estrés residual es un proceso controlado este puede ser usado para incrementar la fuerza y la capacidad de carga de una cerámica de restauración, pero la distribución de un estrés residual no controlado es crítico con respecto a la seguridad mecánica. La condición desconocida del estrés residual no solo es crítica para las restauraciones

clínicas de cerámica, así como también es un problema con respecto al análisis de seguridad del comportamiento mecánico de los materiales de nuevas cerámicas en estudios de laboratorio. El estrés residual oculto que es inducido en los especímenes de las cerámicas por el proceso de elaboración puede influir en los resultados y produce valores erróneos de las propiedades materiales, especialmente en la flexión ⁽¹⁰⁾. Fischer et. al. menciona que si la temperatura de recocción es muy alta los cambios estructurales en el material pueden ocurrir, si la temperatura de cocimiento es muy baja el estrés residual no se puede retirar de forma completa y por lo tanto da resultados erróneos ⁽¹⁰⁾.

Se ha encontrado que ocurre una alteración de las capas de estratificación en una amplia gama de materiales cerámicos siguiendo diferentes tratamientos durante su procesamiento las cuales actúan en la fuerza del material cerámico y esto puede observarse por las temperaturas, pulido y el resto de el procesamiento; por ejemplo en la aplicación de la capa de glaseado con un coeficiente de expansión térmico más bajo que el material cerámico. Durante los procedimientos de procesamiento y/o los ajustes clínicos es más probable que inicien fallas o grandes defectos los cuales una vez que hay una carga clínica o la presencia de humedad pueden desencadenar situaciones críticas que posteriormente terminen en un fracaso clínico ⁽⁶⁾.

Además las superficies rugosas formadas durante los diferentes procesos de acabado pueden causar concentraciones de estrés y consecuentemente pueden estar acompañadas de una reducción en la fuerza ⁽⁶⁾, por ejemplo los materiales prensados son sometidos al arenado durante el proceso de recuperación de la muestra del revestimiento. El arenado ha sido un proceso complejo y problemático el cual permite que se dañen mecánicamente las superficies y crezcan microfracturas. Como lo observado por Wolf et al. que mencionan que hay varios factores que influyen durante el uso del arenado

usado para la recuperación de la cerámica como el tamaño de las partículas, la forma, la masa así como también la energía cinética de las partículas conforme chocan en la superficie de las cerámicas ⁽¹¹⁾.

2.4. IPS Empress[®]

La primera generación del Sistema IPS Empress[®] consiste básicamente en una cerámica feldespática reforzada con leucita (KAlSi_2O_6). Es una cerámica vítrea preceramizada, que se calienta en un molde cilíndrico y a continuación se prensa bajo presión para darle la forma. Esta cerámica contiene una alta proporción de cristales de leucita. Al ser una cerámica vítrea mejora visualmente las propiedades de transmisión de luz ^(12,13).

La técnica Empress[®] esta basada en la técnica tradicional de la cera perdida, y el material restaurador que debe ser comprimido es ceramizado previamente por el fabricante. La restauración con este sistema puede ser mejorada estéticamente mediante la técnica de tinción o la de adición por capas ⁽⁷⁾.

Es una cerámica que funde a unos 1100°C y precisa una máquina especial para efectuar el colado bajo presión. Esta cerámica no precisa ceramización, ya que está presente la leucita (un silicato de aluminio y potasio) en forma de pequeños cristales repartidos por la masa del material dispensado en forma de pastillas ⁽¹³⁾.

Además de las diferencias de composición química, existen considerables diferencias entre las microestructuras y las propiedades del IPS Empress[®] y el IPS Empress 2[®], las dos cerámicas están basados en nuevos sistemas químicos ⁽¹³⁾.

2.5. Sistema IPS Empress 2[®] (Ivoclar/vivadent , Liechtenstein)

Con el objetivo de utilizar el sistema de cerámica calentado y prensado para la confección de prótesis parciales fijas, se desarrollo una cerámica vitrificada de disilicato de litio, con el sistema $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ como base química para el material ⁽¹⁾.

Esta cerámica, puede ser, para estructuras o para recubrimiento, esta última por la distribución de los cristales de fluorapatita que contiene, le proporciona propiedades óptimas que se asemejan al diente natural ⁽¹⁴⁾.

El sistema de cerámica Empress 2[®] utiliza un sistema de prensado y calentado así como materiales de cerámica de alta resistencia a la flexión para soportar subestructuras de puentes y coronas que sean recubiertas con porcelana. La fabricación de subestructuras de cerámica en conjunto de esta técnica aseguran que el grosor del armazón y el diseño sean más fácilmente controlados que los sistemas infiltrados de alumina-zirconia ⁽⁵⁾

La diferencia entre la superficie y la fase cristalina interna del Empress 2[®] causada por los diferentes tratamientos de la superficie puede actuar en la resistencia del material. Esto se cree que es debido a la creación de una densa y larga capa en la superficie compuesta de cristales de disilicato de litio más que en el centro ⁽¹⁵⁾.

La cerámica vitrificada es un material que consiste en una estructura cristalina, en la que los cristales son embebidos por una matriz vitrea. Esta estructura proporciona material con resistencia a la flexión después del procedimiento del prensado, con un promedio de 350 ± 50 MPa. Al mismo tiempo aumenta la tenacidad del material. De esta forma, posibilita la realización de prótesis parciales de tres elementos que en pruebas empíricas soportan cargas de 800 a 1,200 N antes de presentar fracturas ⁽⁴⁾.

No es necesario aplicar un recubrimiento de estratificación en las áreas no visibles de la restauración dental en comparación con otros biomateriales que muestran desventajas en este respecto ⁽¹⁶⁾.

2.5.1 Indicaciones.

El IPS Empress 2 puede ser usado como material de coronas y puentes de tres unidades en la zona anterior y en la zona posterior hasta máximo el segundo premolar como pilar final ⁽¹⁾. Esto requiere un grosor del material del núcleo de 0.8mm y un área conectora de 16 mm² ⁽¹⁴⁾. Con este sistema se pueden hacer puentes y coronas individuales en todo el arco, además de incrustaciones inlays, onlays y carillas estéticas ⁽¹⁾.

	Indicaciones	
	IPS-Empress	IPS-Empress 2
Anteriores		
Carillas	•	
Coronas	•	•
Puentes		•
Posteriores		
Inlay/Onlay	•	
Coronas	•	•
Puentes		•

Tabla 2. Indicaciones de cerámicas IPS Empress[®] e IPS Empress 2[®] ⁽¹⁷⁾.

2.5.2. Composición

Pastilla para técnica por capas (inyectada) ⁽²⁾	
Composición estándar	En peso %
SiO ₂	57.0-80.0
Al ₂ O ₃	0.0-5.0
La ₂ O ₂	0.1-6.0
MgO	0.0-5.0
ZnO	0.0-8.0
K ₂ O	0.0-13.0
Li ₂ O	11.0-19.0
P ₂ O ₃	0.0-11.0
Aditivos + Pigmentos	0.0-8.0

Tabla 3. Composición de la pastilla para técnica por capas del sistema IPS Empress 2[®]

2.5.3. Material de estructura (núcleo)

La cerámica para estructuras es una cerámica de vidrio de disilicato de litio y la base química la constituye el sistema SiO₂-Li₂O⁽²⁾. El núcleo del Empress 2[®] es más translúcido, lo cual elimina el uso de subestructuras de metal o alumina opaca, y por lo tanto esto puede ayudar a mejorar la estética ⁽⁵⁾.

2.5.4. Microestructura de la cerámica de vidrio tras el proceso de inyección

La toma del microscopio electrónico de barrido muestra una estructura muy densa de los cristales de disilicato de litio. La proporción de estos cristales, grandes y alargados, de aproximadamente 0.5- 5 μm , es, con más del 60% del volumen, muy superior a la proporción de cristales de la cerámica de vidrio de leucita ⁽²⁾.

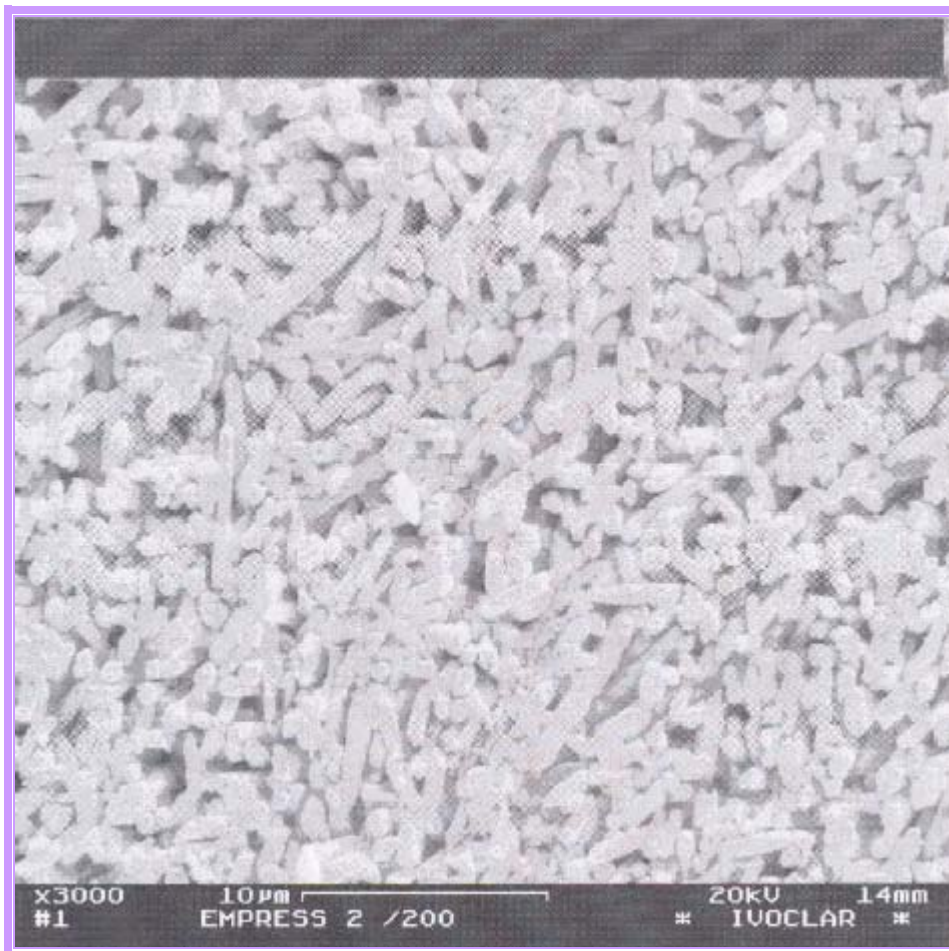


Fig. 1. Ampliación x 300 veces el material de estructura IPS Empress[®] tras el proceso de inyección.

Höland concluyó que la microestructura del IPS Empress 2 estaba constituido por cristales de disilicato de litio embebidos en una matriz de vidrio y el grado de cristalinidad del IPS Empress 2 es mayor que el del IPS Empress. Por lo tanto las propiedades mecánicas del IPS Empress 2 son mejores que las del Empress. Las capas del material cerámico de IPS Empress 2 consisten en una cerámica de vidrio de apatita y los cristales están caracterizados por una morfología similar a agujas entrelazadas, que nos dan mayor resistencia a la fractura ^(15,18), la cual no es común en las cerámicas de vidrio, lo que representa que esta es la primera cerámica de vidrio con morfología única y características translucidas; además de su translucidez los materiales de Empress 2[®] también han demostrado muy buena durabilidad química, y por lo tanto unos parámetros sobresalientes para los materiales dentales ⁽¹⁵⁾. Debe ser recalcado que el material de estratificación de las cerámicas a base de disilicato de litio cumple los altos estándares de durabilidad química de un material de recubrimiento, como lo demostró Anusavise ⁽¹⁶⁾.

Además, junto al disilicato de litio hay una fase cristalina adicional de ortofosfato de litio, Li_3PO_4 . El tamaño de la cristalita de esta fase es, con 0.1-0,3 μm , relativamente pequeña y se presenta en toda la microestructura de la cerámica de vidrio ⁽²⁾.

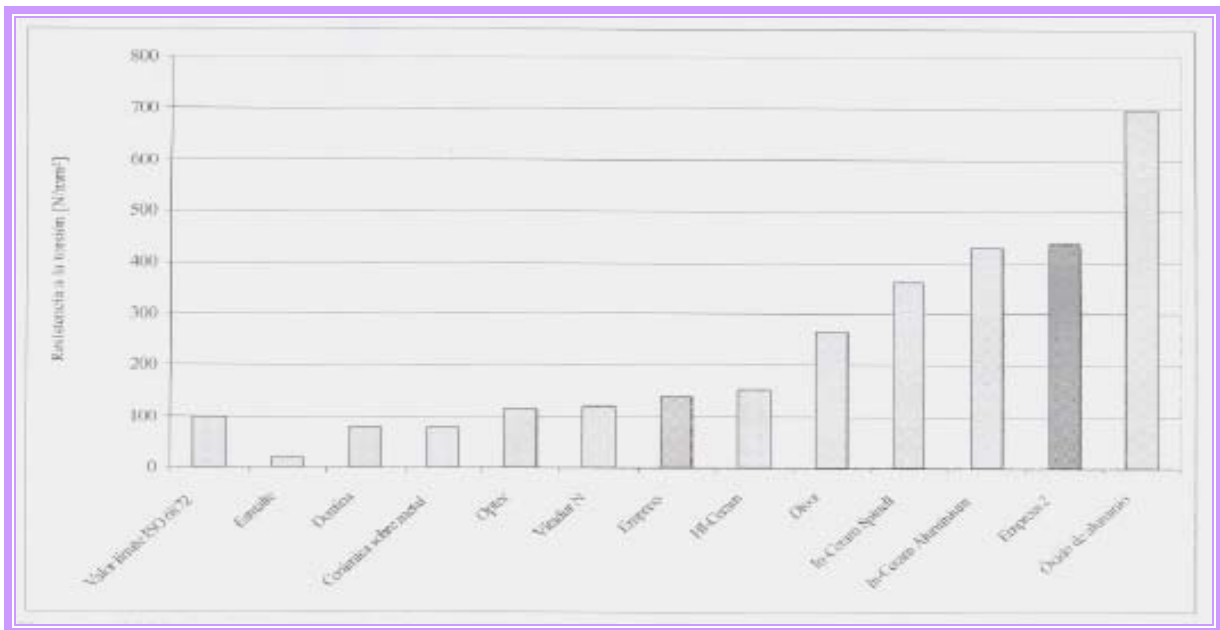
Se cree que una de las propiedades mecánicas se ha debido a la orientación de las fibras de disilicato de litio, como lo ha propuesto Atkinson y Mac Millan ⁽⁵⁾.

Los materiales de recubrimiento de la cerámica tiene un coeficiente de expansión térmico ligeramente menor que los materiales del núcleo por lo que el estrés compresivo residual será inducido en el material de recubrimiento durante el proceso de enfriamiento ⁽¹⁰⁾.

2.5.5. Resistencia a la flexión

Según la documentación científica de Ivoclar/vivadent del IPS Empress 2[®] la resistencia a la flexión biaxial se realizó a 10 cuerpos de prueba de IPS Empress 2[®] (material de estructuras) se determinó según la norma ISO 6872, siendo comparada con otras cerámicas sin apoyo metálico y otros materiales de referencia. ⁽²⁾

La resistencia a la flexión del Núcleo prensado del Empress 2[®] es de 350 ± 50 MPa^(1,2)



Grafica 1. Comparativa de las resistencias a la torsión biaxial de distintas cerámicas sin metal (todas, materiales de estructuras) ⁽⁹⁾.

2.5.6. Técnica de elaboración

La técnica es muy sencilla, a la mayoría de los técnicos dentales se les facilita por ser parecida a la técnica metal cerámica. Se moldea primeramente en cera especial para el sistema la restauración con sus características morfológicas y funcionales, luego se reviste con un revestimiento especial, se evapora la cera en el horno de evaporación inconvencional.

Las habilidades de los técnicos dentales así como también seguir las instrucciones del fabricante pueden, en una gran medida, influir en las propiedades mecánicas ⁽⁶⁾, se han hecho muchas observaciones acerca del efecto que tienen los diferentes tratamientos durante su proceso en el laboratorio o los ajustes, clínicos sobre la resistencia a la flexión ⁽¹⁵⁾.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La alta demanda de materiales totalmente cerámicos requiere de un método sencillo de procesamiento que proporcione alta dureza y estética a las estructuras ⁽⁵⁾, el Sistema IPS Empress 2[®] nos brinda estas características. Sin embargo la experiencia clínica de este material ha reportado un sin número de fracasos por su elevada incidencia de fracturas en prótesis fija, ¿Esta fractura será causada por las diferentes cocciones a las que esta sometido el núcleo del IPS Empress 2[®]?

4. JUSTIFICACIÓN

A pesar de las ventajas estéticas que poseen las cerámicas dentales libres de metal aun presentan problemas de tipo mecánico y funcional que limitan actualmente su uso generalizado como materiales restauradores, para prótesis fija.

Por esta razón es de suma importancia **“Medir la resistencia a la flexión del núcleo prensado del sistema IPS Empress 2[®] después de ser sometido a cocción en el horno EP600 COMBI[®]”**

5. OBJETIVOS

5.1. General

- El objetivo de este estudio es comparar la resistencia a la flexión del núcleo prensado del sistema IPS Empress 2[®] sometido a ciclos térmicos.

5.2. Específicos

- Determinar la resistencia a la flexión de los especímenes realizados del núcleo prensado del sistema IPS Empress 2[®]
- Determinar la resistencia a la flexión de los especímenes realizados del núcleo sometido a la cocción de preparación.
- Determinar si aumenta o disminuye la fuerza a la flexión de uno de los grupos sometido a la cocción de esmalte y dentina.
- Determinar si aumenta o disminuye la fuerza a la flexión de uno de los grupos sometido a la cocción de glaseado.
- Determinar la variación de resistencia a la flexión que sufrieron los diferentes grupos sometidos a diferentes cocciones.

6. HIPÓTESIS

La resistencia a la flexión del núcleo prensado del sistema IPS Empress 2[®] es menor que cuando es sometido a diferentes ciclos de cocción.

8. METODOLOGÍA

8.1. Criterios de inclusión

- Muestras procesadas con núcleo del sistema IPS Empress 2[®]
- Muestras que midan 2mm x 2mm x 25 mm
- Muestras horneadas en el EP600 COMBI

8.2. Criterios de exclusión

- Muestras que no cumplan con lo establecido en los criterios de inclusión

9. MATERIAL

9.1. Equipo

9.1.1 Molde hacedor de muestras para la resistencia a la flexión, fabricado de acero inoxidable; 25 mm x 2 mm x 2 mm. (Fig.2).

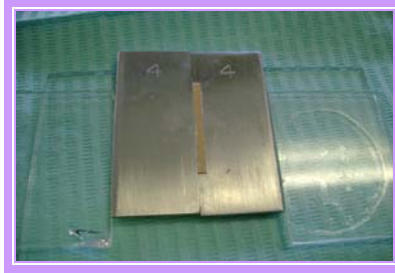


Fig. 2. Molde hacedor de muestras.

9.1.2. Vernier electrónico (Max Call USA).

9.1.3. Mezcladora de vacío (Whip mix USA) (Fig. 3).



Fig. 3. Mezcladora de vacío.

9.1.4. Vibrador (Bufalo USA).

9.1.5. Horno de precalentamiento Ney Vulcan 3 – 130 (Fig. 4).



Fig. 4. Horno de precalentamiento.

9.1.6. Horno para inyección EP600 COMBI (Ivoclar-Vivadent) (Fig. 5).

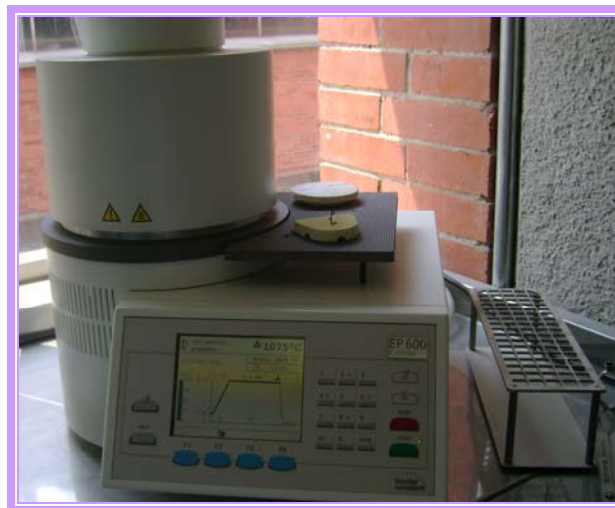


Fig. 5. Horno EP600 COMBI

9.1.7. Micromotor, cut off y disco de diamante.

9.1.8. Arenador con de oxido de aluminio de 100 μm . (Bufalo USA).

9.1.8. Maquina Instron Mod. 5567 (Chicago Illinois USA) Fig. 6.



Fig. 6. Maquina Instron.

9.2. Material

9.1.2.1 Cera libre de carbono Pro-Art[®] (Ivoclar-Vivadent Alemania).

9.1.2.2 Pastillas de cerámica para Empress 2[®], técnica por capas
T100 (Ivoclar-Vivadent Lienchentsen) (Fig. 7).



Fig. 7. Pastillas de cerámica Empress 2[®]


9.1.2.3. Revestimiento CS Pressceramic® polvo y liquido Investment
High Speed CS Pressceramic Feguramed Buchen Hettingen (Fig.8).



Fig. 8. Revestimiento CS Pressceramic® polvo y liquido

10. MUESTREO

	Sometido a				Total de cocciones	Número de muestras
	Inyección del núcleo	Cocción de preparación	Cocción de dentina y esmalte	Cocción de Glaseado		
	Sin cocción	Una cocción	Una cocción	Una cocción		
Grupo control					Ninguna	Cuatro
Primer grupo					Una	Cuatro
Segundo grupo					Dos	Cuatro
Tercer grupo					Tres	Cuatro

Tabla 5. Número de muestras y sus cocciones,
 el recuadro  indica que el grupo fue sometido a

11. MÉTODO

11.1 Preparación de los especímenes

11.1.1 Se colocó separador en el molde descrito en el punto 9.1.1. y se coloca la cera libre de carbono con una espátula para ceras.

11.1.2 A cada uno de los especímenes se le colocaron dos bebederos con cilindros de cera azul de 3mm de diámetro (Fig. 9).



Fig. 9. Colocación de los bebederos en los especímenes

11.2. Puesta en revestimiento

11.2.1 Se cerró la abertura de la base del cilindro con cera y se peso la base del cilindro. Se colocaran en un cilindro pequeño puesto que pesa menos de 0.5 g.; se colocaran cuatro especímenes en cada cilindro (Fig. 10).



Fig. 10. Especímenes con los bebederos colocados en el cilindro

**Estudio comparativo de la resistencia a la flexión del núcleo del sistema
IPS Empress 2 sometido a ciclos térmicos**

11.2.2. Se retiró la tira protectora del pliego de papel IPS Empress 2 y se formó un cilindro ajustando el extremo a la línea marcada y se hizo presión.

11.2.3. Se colocó el cilindro de papel sobre la base del cilindro y teniendo cuidado con su correcto ajuste. Para su estabilización se colocó el aro de estabilización en el cilindro de papel (Fig.11).



Fig. 11. Colocación del cilindro de papel sobre la base del cilindro y colocación del aro de estabilización

11.2.4. En la taza mezcladora humedecida se colocó el revestimiento en las siguientes proporciones:

- 100g de polvo.
- 12 ml de agua bidestilada.
- 12 ml de líquido.

Y se espátula ligeramente. (Fig. 12)



Fig. 12. Mezcla del revestimiento.

11.2.5. Se colocó en la mezcladora de vacío por un minuto 30 segundos (Fig. 13).



Fig. 13. La taza mezcladora se coloca en la mezcladora de vacío

11.2.6. Se rellena lentamente el cilindro con el revestimiento. Para evitar la formación de burbujas se realizó en el vibrador. (Fig. 14).



Fig. 14. Rellenado del cilindro con el revestimiento

11.2.7. Antes de que fragüe el revestimiento se retiró el arco de estabilización y se colocó inmediatamente la guía en el cilindro con movimientos basculantes.

11.2.8. Se dejó fraguar el revestimiento por 45 min. Una vez transcurrido el tiempo de fraguado, se retiró la guía del cilindro y la base con

un movimiento giratorio. Se retiró el arco de papel (Fig. 15). Se eliminaron los puntos de interferencia de la superficie de apoyo del cilindro con una espátula y se comprobó que formara un ángulo de 90°. Se eliminaron los puntos de interferencia de la superficie de apoyo del cilindro con una espátula



Fig. 15. Cilindro después del fraguado, sin arcos ni el papel.

11.3. Pre calentamiento

11.3.1. El horno de pre calentamiento se conectó previamente. El porta pastillas y el pistón de AlOx se introdujeron en el horno frío. (Fig. 16)



Fig. 16. Horno de pre calentamiento con el portapastillas y pistón

11.3.2. El cilindro se introdujo cuando el horno ya había alcanzado la temperatura final

11.4. Inyección

11.4.1. El horno de inyección se conecto previamente. Se extrajo el cilindro del horno de precalentamiento. Se introdujo la pastilla pequeña fría IPS Empress 2[®] T100 en el cilindro. Después se introdujo el pistón de AlOx. (Fig. 17).



Fig. 17. Extracción del cilindro del horno e introducción del pistón en el cilindro después de haber colocado la pastilla

11.4.2. Se selecciono el programa para IPS Empress 2, y se ajustaron los parámetros exactos. Se coloco el cilindro con la pastilla en el centro del horno de inyección EP600. El proceso de inyección fue totalmente automático. El horno usa una señal acústica que nos indico la finalización del proceso de inyección (Fig. 18). Ya que se finalizo el proceso de inyección, se extrajo inmediatamente el cilindro y se cerró el horno.

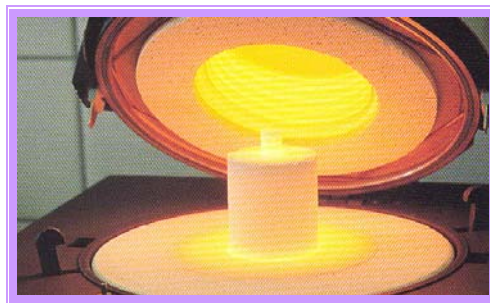


Fig. 18. Proceso de inyección terminado.

11.4.3. El cilindro se colocó sobre una rejilla de enfriamiento de cilindros IPS Empress y se dejó enfriar a temperatura ambiente, para lograr un enfriamiento rápido y homogéneo, evitándose las acumulaciones de calor.

11.5. Eliminación del revestimiento.

11.5.1. Tras el enfriamiento del cilindro, que fue de aproximadamente 60 minutos, se marcó la longitud del pistón sobre el cilindro ya frío.

11.5.2. El cilindro se cortó con un disco Soflex, en la marca que se hizo del pistón, puesto que esta zona permite separar de forma segura el pistón de AlOx y la cerámica.

11.5.3. Para recuperar los especímenes (Fig. 19) del revestimiento se utilizó el arenador de óxido de aluminio a 2 Bar de presión. El arenado se realizó de forma cuidadosa en la misma dirección de los especímenes.



Fig. 19. Especímenes recuperados

11.6. Separación de la pieza inyectada.

11.6.1. Con un disco de diamante se corto el jito (Fig. 20). Durante este proceso se humedeció la fresa para asegurar que la zona a cortar estaba humedecida. De esta forma se evito el sobrecalentamiento de la estructura de cerámica.



Fig. 20. Cortado del jito

11.7. Cocción de preparación

11.7.1. En el horno de cocción EP600 COMBI® se introdujeron las 12 muestras (Fig. 21), se sometieron a la cocción de preparación o tiempo de wash, con los parámetros que indica el fabricante.

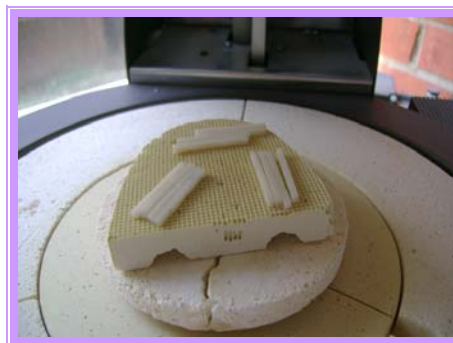


Fig. 21. introducción de las 12 muestras en el horno

11.8. Cocción de dentina y esmalte

11.8.1 Se introdujeron 8 muestras, sometiéndose a la cocción preestablecida por el fabricante en el horno EP600 COMBI® (Fig. 22)



Fig. 22. Introducción de las 8 muestras en el horno

11.9. Cocción de glaseado

11.9.1. Las 4 muestras restantes se colocaron en el horno EP600 COMBI® (Fig. 23) y se sometieron a la cocción de glaseado, con los parámetros que indica el fabricante.



Fig. 23. Introducción de las 4 muestras en el horno

11.10. Medición de la resistencia a la flexión

11.10.1. Los especímenes obtenidos fueron medidos a lo largo y a lo ancho y se colocó cada uno de los grupos en la máquina Instron, donde se midió su resistencia a la flexión (Fig. 24). Los resultados arrojados fueron analizados.

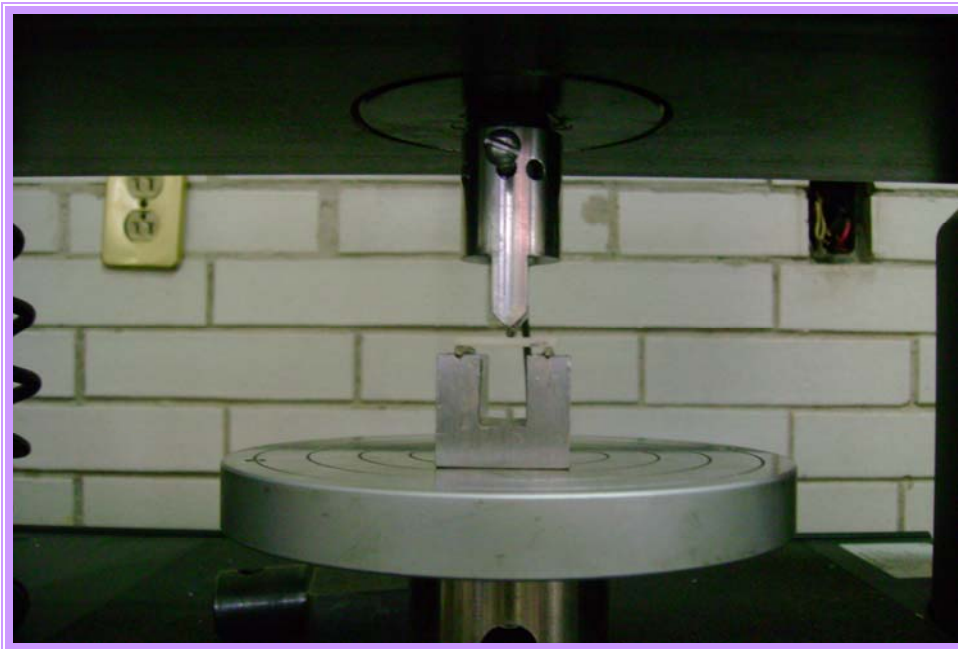


Fig. 24. Especimen en la máquina Instron sometido a prueba de resistencia a la flexión

12. RESULTADOS

12.1. Estadística

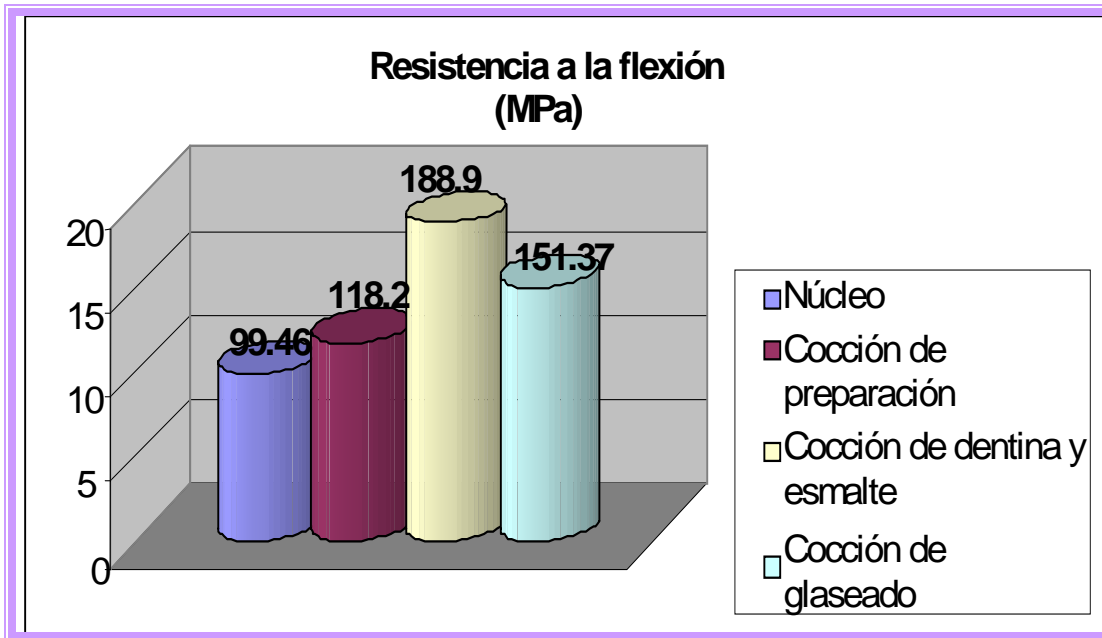
Los resultados y la comparación de grupos se realizó con ANOVA y con la prueba de Tukey.

Grupo	Media	Desviación estándar	Coefficiente de Variación
Núcleo	99.463	36.458	36.64%
Preparación	118.200	25.254	21.36%
Dentina y esmalte	188.900	24.286	12.85%
Glaseado	151.375	27.808	18.36%

Tabla 6. Comparación de grupos. ANOVA de una vía (P = 0.138)

Comparación	Diferencia	P	N	P<0.05
Dentina y esmalte vs. Núcleo	89.437	4	6.199	Si
Dentina y esmalte vs. Preparación	70.700	4	4.901	Si
Dentina y esmalte vs. Glaseado	37.525	4	2.601	No
Glaseado vs. Núcleo	51.912	4	3.598	No
Glaseado vs. Preparación	33.175	4	2.300	No
Preparación vs. Núcleo	18.737	4	1.299	No

Tabla 7. Comparación de grupos con la prueba de Tukey a P=0.05



Como se indica en la gráfica, la cerámica con mayor resistencia a la flexión es cuando se somete a cocción de dentina y esmalte la cual tuvo una resistencia de 188.9 MPa y una desviación estándar de 24.28, teniendo diferencias estadísticamente significativas con la cerámica solo prensada y con la cerámica en cocción de preparación con una $P < 0.05$.

La cerámica que presentó menor resistencia fue la prensada con un promedio de 99.46 y desviación estándar de 36.45 teniendo diferencia estadísticamente significativas con la cerámica de cocción de preparación y con el resto de las cerámicas no.

13. DISCUSIÓN

En un estudio realizado por Cattell et al se observó que al tratamiento del núcleo de Empress 2 usando ciclos de calentamiento no tuvo un efecto significativo de la resistencia a la flexión comparado con un grupo de la cerámica prensada por calor. Ellos concluyeron que la microestructura, la expansión térmica y los cambios mecánicos, pueden variar si no hay un cuidado especial del procesamiento de la muestra como el calibramiento de la presión ejercida a esta y el tiempo de cocción ⁽⁵⁾. En nuestro estudio si existieron cambios en la resistencia a la flexión, por lo que se verificó que el horno de cocción EP600 COMBI® que se utilizó durante el estudio estuviera perfectamente calibrado, y se siguieron las recomendaciones dadas por el fabricante para la elaboración de los especímenes.

Otra de las causas de la falla en la estructura de esta cerámica se ha relacionado con la porosidad observada en las superficie debido a la cristalización del ortofosfato de litio ⁽⁵⁾; durante el procesamiento de nuestras muestras no se sometieron a ningún procedimiento de pulido, lo cual podría hacer creer que afectaría a la resistencia a la flexión de dichas muestras, sin embargo en un estudio realizado por Albakry et. al. se concluyó que la superficie rugosa del Empress 2 no afecta a la resistencia a la flexión ⁽⁶⁾.

Cabe mencionar que el revestimiento utilizado en este estudio aunque esta certificado por la ISO, no fue el indicado por el fabricante, y aunque nosotros creemos este no afecto a la resistencia a la flexión de las muestras podría ser el objeto de otro estudio.

Según los resultados obtenidos si hay una diferencia estadísticamente significativa entre los 4 grupos, ya que en un principio como se observa en la

**Estudio comparativo de la resistencia a la flexión del núcleo del sistema
IPS Empress 2 sometido a ciclos térmicos**

gráfica 1, la resistencia a la flexión va aumentando conforme los grupos son sometidos a las diferentes cocciones.

En el grupo de glaseado se observó que disminuyó la resistencia a la flexión (151.37 MPa) comparado con el precedente (188.9 MPa); sin embargo al realizar el test de Turkey no presentó una diferencia estadísticamente significativa con el grupo de cocción de dentina y esmalte; lo cual puede explicarse por la N de nuestro estudio.

14. CONCLUSIÓN

Es de suma importancia una alta resistencia a la flexión en prótesis fija libre de metal, en este estudio concluimos que la resistencia a la flexión del sistema IPS Empress 2[®] aumenta conforme se somete a los diferentes ciclos de cocción; sin embargo dicha resistencia es menor a la que indica el fabricante. Así como también se observó que en el último ciclo de cocción disminuyó aun más la resistencia a la flexión, pero sin significancia estadística, lo cual se podría documentar en otro estudio con un mayor número de muestras.

15. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Guzmán H. J. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 3ª ed. Colombia: Coe Ediciones 2003, Pp. 389-411
2. Ivoclar/Vivadent. Investigación y desarrollo. Servicio científico. IPS EMPRESS 2. Documentación científica.
3. Barceló Santana F. H., Palma Calero J. M. Materiales dentales conocimientos básicos aplicados. 2ª ed. México: Editorial Trillas. 2004. Pp. 241-249
4. Ferreira Quinas A., Miyashita E., Gianni V. Estética en rehabilitación oral, Metal Free. 1ª Ed. Sao Paulo, Brasil. Editora Artes Medicas Ltda. 2001. Pp. 214-280
5. Cattell M.J., Palumbo R.P., Knowles J.C., Clarke R.L., Samarawickrama D.Y.D. The effect of veneering and treatment on the flexural strength of Empress® 2 ceramics. Journal of Dentistry 30 (2202) 161-169
6. Albakry M., Guazzato M., Swain M.V. Effect sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. Journal of Dentistry (2004) 32, 91-99
7. Stefanello Bosato A. L., Gonzalez Hernandez P.A., Prates Macedo Ricardo. Odontología restauradora y estética. 1ª Ed. Brasil. Editorial Amolca. 2005. Pp 614-647
8. Anusavice K.J. Ciencia de los materiales dentales de Phillips. 10ª ed. México: Mc Graw Hill Interamericana. 1998. Pp. 609- 645
9. Cova Natera J. L. Biomateriales dentales. 1ª ed. Colombia. Editorial Amolca. 2004. Pp. 347-357
10. Fischer H., Hemelik M., Telle R., Marx R. Influence of annealing temperature on the strength of dental glass ceramic materials. Dental Materials 2005; 21,671,677

11. Wolf D. M. Powers J. M. O'keefe K. L., Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. American Journal of Dentistry 1993; 6 :155-8
12. Adair P.J., Grosman D.G. The castable ceramic crown. Int. J. Periodontics Restorative Dent; 1984; 2:33-45.
13. Ivoclar Vivadent. Investigación y desarrollo. Departamento científico. "Sistema IPS Empress® - El Original". Documentación científica. (2003).
14. Touati B., Miara P., Nathanson D., Sistemas ceramicos actuales en odontología estética y restauraciones cerámicas. 1ª ed. Madrid. Editorial Masson s. a. 2000
15. Curitis A.R., Wright A.J., Fleming G.J. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. Journal of Dentistry 2006; 34, 317-325.
16. Anusavice K J, Zhang NZ. Chemical Durability of Dicor and Lithia-Based Glass- Ceramics. Dent Mat 1997; 13:13-9
17. Ivoclar/Vivadent clinical www.ivoclarvivadent.com
18. Craig R. G. Materiales de odontología restauradora 10ª ed. España. Editorial Harcourtbrace. 1998. Pp 467-483
19. Kappert H. F. *Puentes IPS Empress 2 / Estudio in-vitro*. Informe del análisis enviado a Ivoclar AG, Schaan, enero 1998
20. Instituto Tecnológico de Materiales de Asturias. Fundación ITMA. Maquina instron. <http://www.itma.es/esp/02/equipamiento/idi.html>