

38.9
24



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

COMPARACION ENTRE LOS SISTEMAS
CERAMICOS IPS EMPRESS E IN-CERAM

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

EVA DE LA ROSA ZARATE

ASESORA: C.D. ROSA MARIA MERINO RAMOS



MEXICO, D. F.

JUNIO 1996



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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

Gracias, *SEÑOR*, por darme cuenta que todo lo que he logrado, ser hacer, tener a lo largo de la vida, lo he obtenido gracias a que hay personas que siempre han estado a mi lado construyendo para mi vida, tendiéndome la mano cuando lo he necesitado y fundamentalmente hoy he llegado a una meta muy importante en mi vida.

A mis *PADRES* por todo el apoyo y amor incondicional y el ejemplo que son en mi vida a mis *hermanos* por todo el cariño.

Dra. Rosa Ma. Merino mi asesora y amiga gracias por estar conmigo en este momento y por todo lo que me brindaste.

A *Hortensia Rodríguez* que gracias a su compromiso de crecimiento con los seres humanos y por todo lo que yo he logrado en mi vida gracias a su trabajo.

A la *Dra. Rina Feingold* por toda la entrega y entusiasmo apoyo y alegría que nos da, que nunca se le acabe.

Y a mis amigos *Victor y Lourdes* por toda la ayuda que me brindaron para la realización de este trabajo.

**COMPARACIÓN DE SISTEMAS
CERÁMICOS
EMPRESS E IN CERAM**

ÍNDICE

I. Introducción	2
II. Reseña histórica	3
III. Composición química de la porcelana convencional	6
IV. IN CERAM	10
* Composición química	
V. EMPRESS	12
* Composición química	13
VI. Indicaciones y contraindicaciones generales de los sistemas cerámicos	25
* Indicaciones	
* Contraindicaciones	26
* Ventajas	28
* Desventajas	29
VII. Requisitos para preparación en boca	30
* Coronas Totales	
* Inlay	31
* Onlay	32
* Laminados o carillas	
VIII. Técnica de fabricación en laboratorio	33
* EMPRESS	
* IN CERAM	40
IX. Conclusiones	43
X. Bibliografía	46

I. INTRODUCCIÓN

El presente trabajo tiene como objetivo comparar los sistemas cerámicos sin metal, por lo tanto he seleccionado las dos marcas comerciales más conocidas y disponibles en el mercado y al alcance de cualquier profesional de la Odontología.

El motivo por el cual decidí investigar estos materiales es por el creciente nivel de exigencia de los pacientes en relación a estética y que requieren todo el esfuerzo tanto clínico como de laboratorio en la Odontología restauradora cosmética.

Y es por esto que la industria cerámica está preocupada en investigar y mejorar los materiales para lograr estética, resistencia, sellado marginal y permanencia en boca cubriendo todos estos requisitos.

Con ese fin presento la revisión de estos dos materiales cerámicos EMPRESS e IN CERAM, para considerar hasta qué punto pueden ofrecer una Odontología de gran calidad. Como podemos ver estamos frente a la Odontología del presente y futuro, ya que en el futuro la visión de la Odontología cosmética es poder ofrecer no sólo coronas individuales sino prótesis de más de cuatro unidades que tengan la resistencia necesaria para permanecer en boca en condiciones óptimas y así se habrá dado un paso gigantesco en la era de la cosmética.

II. RESEÑA HISTÓRICA

Cómo se desarrolló la porcelana

La palabra cerámica se deriva del griego *ceramus*, que significa tierra nueva. Hace 400 años el hombre conoció el fuego y el barro, esto fue descubierto probablemente por accidente en el curso de la historia del ser humano. Algunos utensilios cerámicos datan de hace 23 mil años; y desde entonces ha habido un desarrollo continuo desde aquellos primeros utensilios hechos de tierra y barro crudo, desde la era de piedra hasta nuestra era de alta tecnología y viajes al espacio.

En 1776 Duchateau (16) químico francés, fue el primero en sugerir el uso de la cerámica para aplicaciones dentales, y fue Dubois de Chemand quien desarrolló estas ideas logrando la creación del primer diente en un mineral base en 1978. (9)

En el siglo XX C.H. Land introdujo el jacket crown de cerámica como restauración en dientes muy destruidos. Este tipo de corona fue bien aceptada hasta que se fabricó alrededor de los sesenta la primera corona de metal-cerámica.

En 1938, el doctor Charles Pincus por necesidades estéticas de Hollywood, desarrolló carillas de porcelana cómodas para hablar y para fotografiar, pero no para comer, dado que estaban cementados temporalmente, con polvo de dentadura.

El doctor Buonocore, en 1955, es el primer antecedente de publicaciones de este tipo de rehabilitación estética que al principio de la era moderna de las resinas, utilizando carillas acrílicas, adheribles al diente, pero el monómero residual del acrílico le da un sabor desagradable por lo que no tuvieron éxito. (16)

En 1972, el doctor Alvin Rockette publicó una combinación de laminado de porcelana sobre esmalte grabado con ácido, en ese entonces la porcelana no era grabada, pero si usaba un agente de acoplamiento basado en un tipo de resina sin relleno para promover la adhesión química. (16)

A finales de los setenta Avery desarrolla los veneers mastique que consisten en carillas prefabricadas de resina que se ajustaban en el consultorio y se cementaban con resina donde más o menos se lograba una buena adaptación.

Presentaban desventajas, como cambios de coloración y dimensionales por absorber líquido y en todo caso la ventaja era el bajo costo y una fácil reparación.

Posteriormente, aún cuando gente como Dreyer, Jorgensen, McLean y Southan, hicieron esfuerzos por mejorar la durabilidad y resistencia de los jacket crown, cuando cayeron en desuso por su poca resistencia, se decidió trabajar en el mejoramiento del aspecto estético y se desarrolló, como paso inicial, utilizar sólo porcelana (sin metal) en el hombro de la preparación (collar less) con porcelanas especiales para hombro. Poco tiempo después se desarrollaron los primeros sistemas cerámicos empleando diferentes tecnologías y materiales varios. (17)

Existe en el mercado una gran variedad de marcas comerciales que han desarrollado sistemas cerámicos entre los que se encuentran: IPS Empress, INCERAM, HI-CERAM, DICOR, CEREEC, DURACERAM, FLEXO CERAM, L.F.C., MIRAGE (I y II), OPTEC, W.S.P., VITADUR ALPHA. (20)

III. COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LA PORCELANA CONVENCIONAL

La composición de la porcelana dental usada en coronas de metal porcelana y coronas jackets está basada principalmente en minerales cristalinos (feldespato, sílice y alúmina), en una matriz de vidrio.

Esta fase de vidrio contiene dos mezclas de polvos finamente trabajados que cuando se compactan o se sintetizan a altas temperaturas se funden y se forma un material translúcido, parecido a un diente. Algunos de los inconvenientes que presentan son su fragilidad, su alto grado de contracción después del cocimiento y la dificultad de igualar el color y la textura de un diente natural.

La porcelana dental se clasifica según su madurez o temperatura de fusión en:

- Alta fusión (1288-1370°C)
- Fusión media (1093-1260°C)
- Baja fusión (870-1060°C)

Las de alta fusión tienen una composición de alrededor de 74 a 85% de feldespato, 12 a 22% de cuarzo y 4% de caolín. El feldespato proporciona una fase cristalina y sirve de matriz para el cuarzo, el cual permanece en suspensión después de la combustión. (14)

El cuarzo SiO_2 se utiliza como endurecedor. A temperaturas de combustión normalmente su estructura no cambia, y estabiliza la masa a altas temperaturas.

Los feldespatos que se usan en la fabricación y composición de la porcelana son mezclas de silicato de potasio y aluminio, $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$, y albita $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$. El feldespato tiene en su composición más pura cantidades variables de potasa K_2O y sosa Na_2O . Cuando el feldespato se funde de 1250 a 1500 °C, el fundido se vuelve vidrio con una fase de sílice cristalino libre. La sosa que se forma a partir del feldespato tiende a disminuir la temperatura de fusión, en tanto que la potasa incrementa la viscosidad del vidrio fundido; lo cual causa un menor hundimiento o flujo pirolástico de la porcelana durante la combustión. Esta es una propiedad que evita que los bordes se redondeen, y pierda la forma de los dientes, e impida la obliteración de las medidas superficiales, las cuales dan un aspecto vivo.

El caolín es un silicato de aluminiohidratado, $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$. Su función es aglutinante y hace más moldeable la porcelana sin haberla calentado, debido a que es opaca, es que la encontramos en pequeñas cantidades o puede no encontrarse.

Muchas porcelanas de restauración contienen una fase cristalina libre de cuarzo, por lo cual se les denomina vidrios; y a las porcelanas de alta fusión más exactamente "vidrios feldespáticos". (14)

El procedimiento de las porcelanas de media y baja fusión se hace de la siguiente manera: se mezclan los componentes, se funden y luego se enfría bruscamente la masa en agua; este brusco enfriamiento ocasiona tensiones internas que causan agrietamientos y fractura del vidrio, a este proceso se le llama "fritación", y el producto de éste es llamado frita. El producto resultante se reduce a un polvo fino, el cual es usado por los ceramistas.

Los álcalis, potasa y sosa, se introducen como carbonatos o minerales naturales (feldespato). En último caso se añade algo de sílice y alúmina, el boro puede presentarse como bórax ácido bórico, puede añadirse también carbonato de calcio CaO , durante la fritación.

Para lograr los tonos necesarios para simular a un diente normal, se colorea la frita con pigmentos, que se producen al fundir óxidos metálicos con vidrio fino y feldespato; se muelen nuevamente los polvos y esto se mezcla con la frita de polvo sin pigmentar, con lo cual obtenemos el tono y matiz apropiados.

Algunos de los óxidos que se usan son: óxido de hierro o níquel que nos da café; óxido de cobre, verde; óxido de titanio, café amarillento; óxido de manganeso, lavanda; óxido de cobalto, azul. Y para lograr opacidad se añaden óxidos de circonio, titanio o estaño. (14)

A diferencia de la porcelana anterior, las coronas jacket, están conformadas de un 40 a 50 por ciento de cristales de alúmina Al_2O_3 en un vidrio de baja fusión; estas partículas de alúmina son mucho más fuertes, con un núcleo de elasticidad más alto que el cuarzo, e interrumpen la propagación de grietas con mayor eficacia. Y aumentan hasta en un 50 por ciento su resistencia.

IV. IN CERAM

En 1988 la compañía Vita Zhank introdujo un material restaurativo totalmente cerámico como producto de la investigación que realizó el Dr. Michael Sadown, inspirado en la fabricación de las vajillas de porcelana, desarrolló este sistema cerámico y lo presentó en el Simposium Internacional de Cerámica en París, Francia. (16) A este material le dieron el nombre de IN CERAM el cual nos ofrece la posibilidad de realizar restauraciones de cerámica libres de metal y por tanto con un elevado valor estético y funcional.

La porcelana aluminosa en un estudio de resistencia a la fractura vs. coronas jacket y metal cerámica, fueron sometidas a diversas fuerzas, y el resultado obtenido fue: la resistencia en la cerámica aluminosa y metal porcelana fue similar. (5)

Composición química

Es bastante restringida la información que hay al respecto de la composición química de este material, por tanto, sólo lo describiré de acuerdo a las publicaciones encontradas.

La composición se basa en un alto contenido de aluminio en partículas que van de 0.5 a 3.5% de contracción en el sinterizado, hecho que produce una organización controlada de la microestructura: sodio potasio, etcétera.

En estudios in vitro la resistencia flexural es mayor a 446 M.Pa (megapazcales), que es tres veces más resistente que cualquier otra cerámica dental y comparada con la cerámica feldespática, presenta una resistencia flexural de 236.15 +/- 21.94 M.Pa. a diferencia de la feldespática que es del 69.74 +/- 5.47 M.Pa. 9.1.

El tamaño de la partícula por ser tan pequeña tiene una contracción mínima al sinterizado.

Esencialmente los elementos que componen la fórmula de In Ceram son: silicón, aluminio, sodio, potasio y mucho oxígeno.

En tres configuraciones diferentes, de preparaciones de dientes para IN CERAM se talla un hombro a 50° y se observa la capacidad de mantener la estabilidad dimensional al momento del horneado y glaseado. (15)

Los cambios de resistencia técnica que IN CERAM presenta en comparación con ceramco II es de 163 +/- 14 de IN CERAM y 118 +/- 10 del otro. (12)

V. EMPRESS

Dado que hace unos 30 años se introdujeron las primeras restauraciones metal-cerámicas satisfactorias, y 10 años después se utilizaron los jackets crowns de porcelana, los cuales no tuvieron mucho éxito, motivaron a la industria dental a investigar y desarrollar sistemas totalmente cerámicos, buscando durabilidad y resistencia de este tipo de corona.

Los pioneros en este campo son indiscutiblemente los sistemas Cerestore y Dicor, que abrieron la posibilidad a técnicos creativos a fabricar coronas, inlays y carillas o laminados en modelos con investimentos cerámicos y se desarrollaron marcas como Fortune, Hi Ceram, Mirage y Optec.

En el caso de EMPRESS, Gerard Beham es quien introduce este nuevo sistema, utilizando básicamente vidrio como material dental cosmético y durable. (16)

En 1968 Mc.Culloch fue el primero en usar cerámica de vidrio en Odontología. (10)

La introducción en el mercado de vidrio moldeable, es el punto más importante en el desarrollo de cerámica dental el cual ha ocasionado un gran interés en el mundo dental. En el departamento de Prostodoncia el Instituto Dental de la Universidad de Zurich, surgió un

método para el prensado de cerámica dental, que más tarde desarrolló la Compañía Ivoclar (1936). (16)

Composición Química

Los elementos que componen o forman el material cerámico son:

- Cerámica de Prensado para la técnica de caracterización
- Cerámica de Prensado para la técnica de capas
- Pigmentos de Superficie
- Material de Corrección
- Cerámica de Capas
- Glace

La cerámica base o las mezclas de la cerámica son los componentes básicos y sólo se les añaden aditivos; tales como pigmentos, sustancias fluorescentes y elementos para alargar el punto de fundición.

La composición básica de esta cerámica es la siguiente: $\text{SiO}_2/\text{Al}_2\text{O}_3/\text{K}_2\text{O}/\text{BaO}_3/\text{CeO}_2/$
 $\text{CaO}/\text{BaO}/\text{TeO}$.

Así pues la cerámica base se funde en el horno a una temperatura constante de 1450°C, para que alcance una homogeneidad el material que se obtendrá después de la primera horneada, luego se seca y se remezcla.

A nivel químico la microindustria de los materiales cerámicos determina sus propiedades a nivel atómico y microscópico. A nivel atómico suceden dos tipos de unión entre átomos iónicos y covalentes. La unión iónica se caracteriza por un intercambio de electrones del átomo, que cede un electrón transformando su carga positiva, el electrón libre con carga negativa atrae otros átomos con carga opuesta y los átomos se unen unos con otros.

En uniones covalentes, los electrones se comparten por los átomos. Sin embargo, la atracción electrostática entre los átomos se reduce, si comparamos la unión iónica y las uniones covalentes muestran una orientación atómica que limita el movimiento de los átomos.

Como dato informativo mencionaremos que uno de los materiales más duros es el diamante, y es debido a que sus átomos de carbono presentan uniones covalentes. Los átomos substancialmente pueden asumir una estructura que es independiente al tipo de unión atómica.

Una combinación atómica específica puede producir estructuras cristalinas y amorfas, esto depende de que los átomos tengan el tiempo suficiente durante el enfriamiento, para luego orientarse en una estructura particular.

Si el dióxido de silicón se calienta y luego, lentamente, se enfría, tendríamos una orientación del SiO. Si se enfriara rápidamente sin tener el tiempo suficiente para orientarse será vidrio amorfo. La inmensa cantidad de estructuras atómicas y las posibilidades ilimitadas de intercambios y combinación de elementos nos permiten la producción de cerámicas que poseen propiedades radicalmente diferentes.

La estructura atómica de estas cerámicas tiene enormes ventajas para el uso en las condiciones que presenta el medio bucal ya que es un material con alta resistencia química, debido a éstas las uniones atómicas son responsables en el alto punto de fundición, la dureza y la resistencia.

Una de las desventajas que presenta este tipo de unión es que limita los movimientos deslizantes de los átomos en su estructura; el material no puede deformarse a temperatura ambiente, cuando se somete a una fuerza que produzca stress.

Los materiales cerámicos en condiciones normales de carga, mantienen su estabilidad de forma pero una vez que se sobrepasa esta carga rebasando sus límites, el material sufre fracturas catastróficas.

La fragilidad es responsable porque interviene en otras características de los materiales cerámicos. Otra propiedad que mencionaremos es la resistencia a la fuerza compresiva que es mucho mayor que la resistencia a la tensión lateral. La tensión compresiva tiende a expandir las microfrazuras y, por tanto, produce separación en el material. Es importante conocer que el material cerámico puede tener mucho más resistencia a las fracturas progresivas, si podemos evitar defectos durante el procedimiento de fabricación y un uso adecuado. Cuando no hay conciencia de encontrar defectos la tensión se concentra en estos, y al no poderla reducir, se causarán deformaciones que produzcan fracturas, y la cerámica se rompe cuando se llega al límite crítico.

En el sentido práctico, si queremos aumentar la resistencia de la cerámica se debe aumentar técnicas que reducen y eviten efectos de microfrazuras y defectos en la superficie del material. Para lograr esto describiré la técnica clásica de endurecimiento del vidrio, que consiste en que el vidrio que se somete a transformaciones, es decir, que se funde a una temperatura para que sufra cambio, y paso siguiente se enfría rápidamente soplando aire frío sobre la superficie ésta se cristaliza rápidamente y el vidrio en su núcleo, se enfría más

lentamente. Este vidrio en su superficie está sometido a una tensión compresiva mayor, mientras que la tensión interna actúa como mecanismo de compensación.

Gracias a la compresión que sufre la superficie del vidrio previene las microfisuras y el inicio de fisuras mayores. El daño en estas fisuras se reduce por lo menos hasta que la tensión lateral no exceda la tensión compresiva.

La formación de la tensión compresiva en la superficie de la cerámica también la podemos obtener mediante el temple; si el coeficiente térmico de expansión del temple es ligeramente menor que el de la cerámica base.

Tenemos otra posibilidad para incrementar la resistencia de volumen; esta etapa se logra a través de transferir el fenómeno de superficie, a la parte interna de la cerámica; creando zonas compresivas microscópicas internamente a través de la creación de cristales con un coeficiente de expansión térmico alto; comparado con la matriz de vidrio que lo rodea, la matriz se somete a tensión compresiva en la periferia de estos cristales durante el enfriamiento y así la resistencia compresiva se ve incrementada, en tanto la diferencia entre el cristal y la matriz TEC'S se hace mayor, aumentando la resistencia. Este principio ha sido utilizado por el sistema EMPRESS. (16)

Bases de la Cristalización Controlada

Originalmente a la cristalización se le consideró como una alteración mayor en la producción de vidrio, pero gracias al buen uso de este fenómeno fue que la cerámica de vidrio se transformaron en vitro cerámicas.

Accidentalmente la cristalización ocurre y las fracturas que aparecen durante el proceso de vidrio, demostraron una amplia variedad de diversos tamaños de cristales. En el inicio crítico de la formación del cristal, se presenta accidentalmente con una base de vidrio homogéneo, luego la cristalización se produce de una manera incontrolada.

La cristalización controlada difiere en muchos puntos importantes, desde el crecimiento esporádico del cristal:

Los *fosi* de cristalización son creados en el mismo rango a través de:

- matriz de vidrio
- tamaño uniforme del cristal
- dimensiones muy pequeñas de cristal
- Micrómetros

Una de las características de la cerámica de vidrio es la presencia de pequeñas concentraciones de *fosi* de cristalización o mineralización, por ejemplo fluoruros, fosfatos, etcétera. El proceso primario de cualquier cristalización controlada es la microfase de separación durante el enfriamiento del vidrio fundido. La progresión de este proceso ha sido investigado y descrito por Vogel. (10)

El proceso de transformación del vidrio a cerámica consta de tres fases:

- A. El vidrio se funde, se forma y se enfría.
- B. El vidrio se calienta a temperatura T_H , a temperatura T_I , aun más tiempo T_L y se crean los *fosi* de cristalización.
- C. Después de completar el T_L , la temperatura se aumenta a temperatura de cristalización T_2 , durante el tiempo T_2 se forma la cerámica de vidrio.

Muestras de vidrio y de cerámica de vidrio se diferencian visualmente porque el vidrio es transparente y la cerámica de vidrio muestra una definida reducción en su transparencia se vuelve nuboso. (6)

Para lograr el control y visualización de la estructura guía y micromorfología del cristal se requiere de un análisis microscópico.

Es de suma importancia contar con procedimientos selectivos de grabado, que se establecen para permitir la diferenciación de las diversas fases, generalmente es de 0.1 a 0.5 de ácido fluorhídrico cambiando la concentración de este ácido y el tiempo de grabado, las fases del cristal y de la estructura guía pueden observarse; dado que las dimensiones de los cristales se miden en rangos de micrones, por tanto es imprescindible el uso del microscopio electrónico.

El vidrio no atemperado al ser observado al microscopio electrónico se ve sin una estructura; en contraste los temperados poseen características de microestructura después de ser grabados con ácido fluorhídrico.

Los cristales con estructura se encuentran embebidos en la matriz amorfa de vidrio.

Si nos basamos en la composición del vidrio con SiO_2 , Al_2O_3 y K_2O , la formación de lo que se conoce como leucita K_2O , Al_2O_3 , 4SiO_2 es probable.

La microestructura que se observa en el vidrio base es semejante a la estructura de los cristales de la baja leucita; esta estructura fue identificada por Barreiro. (1)

Si se adicionan pequeñas cantidades de aditivos (5%) al cristal base, se produce la cerámica vítrea, que es la que utiliza EMPRESS. Cuando se observan al microscopio electrónico los

cambios que sufren los cristales en su microestructura se aprecian significativamente más pequeños y con una disposición más densa.

Según los estudios realizados por Bowen, (13) la prolongación de las fracturas pueden interrumpirse en el inicio cuando se convierten en microfracturas, y se cree que sucede probablemente en el proceso de cocimiento, los ángulos o límites de la leucita se redondean. Esto micromorfológicamente limita la progresión de la fractura y ocasionalmente estas microfracturas son creadas intencionadamente para mejorar la resistencia de la cerámica de vidrio.

Identificación de cristales por análisis radiográfico

Este método se usa en la identificación de minerales y sus componentes por su estructura atómica. El estudio se realizó con la ayuda de una cámara Gumier 4 y Rayos Cu-Ko que se utilizan en la difracción de los rayos. (13)

Se analizó el polvo de dos mezclas de vidrio base y se observó que en el espectro de difracción de rayos X el vidrio presenta una estructura amorfa; a diferencia del espectro de la cerámica temperada que muestra una estructura que se pudo identificar como baja leucita.

Estos resultados nos dan indicaciones para un mejor desarrollo de los cristales de leucita, porque nos muestran, a través de valores específicos y comparativos, qué existe entre el vidrio base, que tiene un TEC de diez micrones (M-K). La cerámica temperada nos muestra un valor de 17 micrones; y el valor para la leucita está dado en 20 micrones. El cambio en el proceso de temperación puede explicarse a través del desarrollo de proceso de la leucita.

Resistencia

Un rol muy importante en la resistencia de los sistemas cerámicos lo juegan la eliminación de factores que intervienen en la progresión de fracturas. El incremento de diferentes fases para lograr una estructura más homogénea puede limitar la progresión de estas fracturas.

Adicionalmente la conversión de leucita cúbica a baja leucita tetragonal, con un volumen de reducción de 1.2% potencializa los efectos del sistema homogéneo. La matriz de vidrio y los cristales de leucita se mantienen en contacto íntimo durante la fase inicial de enfriamiento. En tanto el material solidifica la tensión tangencial compresiva, se observa en la matriz de vidrio junto con la tensión radial en los cristales de leucita. Por tanto estas tensiones están inicialmente balanceadas.

En la fase de contracción se observan fracturas dentro de los cristales de leucita, debido a que la tensión que en sí se hace mayor que la tensión de cohesión de la leucita y, al mismo tiempo, ocurre una separación parcial de la leucita de la matriz de vidrio. El balance inicial de las fuerzas compresivas de la matriz de vidrio es lo suficientemente alta como para "congelar" la interfase de la tensión compresiva.

De acuerdo a este patrón la progresión espontánea de una fractura se previene por la presencia de tensión compresiva y una estructura heterogénea en la interfase de los cristales

ayuda en la diversificación de fuerzas. Con los cristales de leucita se puede limitar o prevenir la progresión de las fracturas.

Estos materiales podrían considerarse como la versión microestructural del antiguo concepto de la construcción de arcos en piedra. La fuerza compresiva de las piedras de los arcos es considerablemente mayor que la fuerza gravitacional y éste es el resultado de la gran estabilidad de la construcción.

La alta resistencia tensión de los arcos y la alta fuerza compresiva del concreto produce una combinación de resistencia a gran escala.

VI. INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES GENERALES DE LOS SISTEMAS CERÁMICOS

Indicaciones

El fabricante da una serie de indicaciones y observaciones que se deben tomar en cuenta para realizar las coronas cerámicas y prótesis con el objeto de tener resultados óptimos. (4)

Las prótesis cerámicas están indicadas tanto en casos de dientes con pulpa vital, como para dientes no vitales, siempre y cuando éstos cubran los aspectos y exigencias estéticas en un primer plano.

Está indicado en:

- La reconstrucción coronaria en implantes
- En la reconstrucción de coronas individuales, a sí como en prótesis de hasta tres unidades en piezas anteriores, específicamente de canino a canino, se usará IN CERAM
- Caninos inferiores, incluso en dientes en donde estuviera indicada una corona metal cerámica, ya que por lo inevitable de su dimensión por demás voluminosa presenta una capacidad excesiva de reflexión de la luz. Por lo tanto, se logrará una gran ventaja estética

- Conservación de la estructura dental y preservación de la salud periodontal, ya que no necesitamos preparaciones demasiado intracoronarias
 - Todos los casos en los cuales en factor estético sea de tal importancia que lo usamos como un recurso de alto valor
 - Dientes con defectos, con tratamientos de obturación múltiple, en especial en casos de fractura o pérdida del borde incisal o ángulos para conservar la forma eventual la pulpa en estado vital.
 - Dientes traumatizados
 - Dientes con discoloraciones muy severas como consecuencia de un tratamiento endodóntico
 - Corrección de anomalías de malposición (dientes aislados, rotados o inclinados).
 - Muñones colados (preparación conservadora)
 - Corrección de diastemas en dientes anteriores
- Implantes individuales y prótesis de implantes de hasta tres unidades en zona anterior (sin riesgo de corrientes electrogalvánicas). Sistema IN CERAM
- Pacientes con alergias a los metales
 - Displacias del esmalte

Contraindicaciones

En estos casos que menciono a continuación la cerámica no está indicada:

- Dientes jóvenes cuya pulpa o ápice no esté maduro o formado, porque existe crecimiento coronal.
- Por regla general se aconseja hasta la edad de 18 años.
- En dientes incisivos inferiores que no admiten una preparación con terminación Chamfer profundo en sentido mesio distal
- Dientes apiñados
- Coronas que presenten estrechez en gran medida hacia cervical.
- Dolencias avanzadas del periodonto (en estos casos la corona clínica podría ser demasiado larga para una reparación de muñón).
- Sobre mordida profunda
- Pacientes con parafunción (bruxismo)
- Dientes que después de una preparación dental presenten un espacio intermedio oclusal inferior a 1.2 mm. (14-1)
- En caso de carillas si es insuficiente la cantidad y calidad de esmalte es inaceptable.
- Relación incisal borde a borde
- Pocos dientes remanentes

Indicaciones postoperatorias RADA 1991

- Evitar cambios bruscos de temperatura

- Evitar bebidas alcohólicas y enjuagues con alcohol durante las 72 horas siguientes a la colocación de la restauración
- Evitar aplicaciones de fluor

Recomendaciones de hábitos que no debemos hacer:

- No morder lápices, plumas, agujas ni objetos duros.
- Usar hilo dental y cepillos
- Es importante revisar cada 6 meses las márgenes, contornos, contactos oclusales.
- Es de gran importancia tomar en cuenta estas indicaciones para lograr el mayor éxito posible de nuestras restauraciones cerámicas.

Ventajas generales de los sistemas cerámicos

- Simple proceso de fabricación
- Mayor resistencia a la abrasión
- Resistencia a la corrosión
- Mínimo dos citas
- Casi no absorbe agua
- No se pigmenta, tiene un color estable
- No produce reacciones alérgicas
- Biocompatible, coeficiente de expansión térmica similar al esmalte

- Se observa menos acumulación de placa
- Fidelidad marginal excelente, en coronas individuales con terminado cervical de hombro
- La abertura del margen es de 25 micrones, lo cual es superior a los márgenes metálicos y a todos los márgenes totalmente cerámicos tomados en cuenta en otros estudios con metodología similar (EMPRESS)
- Para prótesis fija de tres unidades, la apertura marginal es de 58 micrones (In Ceram)
- Estética que supera otros sistemas cerámicos por su alto valor, bajo cromatismo.
- Tiempo rápido.
- Tiene un proceso de filtración de vidrio que incrementa la translucidez de la cofia y le confiere el color base que es parecido a la dentina.

Desventajas

- Alto costo de laboratorio, de los materiales de impresión, del material de cementación
- Frágil antes de cementar
- Ya cementados no permiten reparaciones de color
- Pueden dañarse con el fluor.

VII. REQUISITOS DE LA PREPARACIÓN DE BOCA

Coronas Totales, Inlay, Onlay y Laminados o Carillas

Los principios básicos y generales de las preparaciones son: reducción oclusal de 1.5 mm y 1.2 mm en las paredes con una terminación cervical de Chamfer de 120°; las superficies de las preparaciones deben ser lisas y ligeramente redondeadas sin irregularidades, aristas o retenciones, ya que esto sería un inconveniente para la solidez y estética de las restauraciones, por lo tanto, al finalizar las preparaciones serán alisadas con fresa de diamante de grano fino (4).

Los requisitos que el fabricante indica para las diferentes preparaciones son:

Corona Total

Se inicia con fresas de diamante de un calibre aproximado de 1.2 mm de diámetro.

El tallado se inicia haciendo la división del diente en tres partes, luego con una fresa de rueda de coche se tallan ranuras referenciales por vestibular con una fresa que profundice aproximadamente 1 mm. A continuación se marcan guías en incisal a 1.5 mm después de haber marcado las guías a la profundidad deseada, con una fresa de diamante tronco cónica de punta roma se desgasta la superficie vestibular del diente poniendo la fresa paralela al eje longitudinal. A continuación se marca el terminado cervical en forma de hombro con una angulación de 120° y el ángulo gingivoaxial redondeado; la cara palatina se talla con una

fresa en forma de pera para configurar la preparación por palatino, luego se procede a la reducción de las caras mesial y distal a la altura de la encía. Para obtener el espacio oclusal con una hoja de cera que mida de 1.2 a 1.5 de espesor o una lámina especial hecha de goma.

Una vez terminada la preparación con una fresa de diamante fino se alisan todas las superficies para dar un pulido final y eliminar cantos afilados y asperezas.

Cabe mencionar que la reducción que se hace para la preparación es un tanto conservadora, a diferencia de la utilizada en la preparación de coronas metalcerámicas y su ejecución es similar a ésta.

También hay variaciones en la forma de preparar de cada profesional. Lo importante es tener el espacio oclusal mesial distal, vestibular y palatino adecuados para la oclusión, resistencia y estética.

Inlays

Las paredes de las preparaciones para una incrustación inlay deben ser divergentes sin biseles. La profundidad de la preparación debe ser de al menos 1.5.

En cúspides muy planas se recomienda realizar una preparación cónica, los ángulos axiales deben ser redondeados.

Técnica de preparación onlays

La preparación de una corona onlay se hace desgastando las cúspides por lo menos 1.5 mm, hacer una caja proximal y una preparación en forma de caja para las extensiones bucolinguales, se recomienda hacer un biselado gingival siempre que exista suficiente esmalte. Las cajas proximales deberán tener forma cónica o expulsiva, no deberán de ir más allá del borde de la encía.

Es importante checar las cúspides funcionales o de trabajo y eventualmente deberán ser talladas, evitar bordes agudos y cortantes.

Carillas o Laminados

El desgaste vestibular mínimo es de 0.6 mm, no es necesario romper las uniones con los dientes contiguos a menos que sea por estética. El terminado cervical puede ser supragingival o infragingival, según se requiera por estética, como cuando hay pigmentación. Para reforzar la preparación se puede terminar en palatino dejando un escalón y checando que oclusal tenga el espacio necesario y la terminación no sea en punto donde contacte el borde incisal de los incisivos inferiores.

VIII. TÉCNICA DE FABRICACIÓN DE LABORATORIO

SISTEMA EMPRESS

Para iniciar la preparación del modelo, los pasos que se siguen son similares a la técnica de vaciado de metal convencional. La impresión se vacía para hacer el modelo positivo en yeso mejorado de alta calidad. Se pincela con el espaciador el dado maestro para crear el espacio que ocupará el material cementante, como también para compensar la inevitable distorsión geométrica de la impresión clínica, el espaciador también ayuda a suavizar cualquier superficie rugosa de la preparación.

Se modela en cera de la manera acostumbrada, se retira del dado y se coloca en un cilindro adecuado. El modelo se fija en la peana especial y se inviste en un material especial.

La dosis y mezcla del material de investimento debe ser de manera exacta; ya que con esto reduciremos la porosidad del investimento a presión. El investimento debe dejarse aproximadamente una hora antes de remover la peana, luego la mufla, la tableta cerámica preformada y el pequeño cilindro de presión se colocan en el horno sin vacío y se calienta a un rango de tres a seis grados centígrados por minuto hasta 850°C y se mantiene por lo menos 90 min.

Fabricación del anillo de investimento

1. Se modela en cera, igual que la técnica de vaciado en metal.
2. La cera se inviste igual pero con un sistema especial para investir y para la introducción del material cerámico prensado. La cera se monta en una peana y con un cuele especial Se coloca el anillo sobre la peana y un anillo de estabilización en la parte superior del anillo y se rellena con investimento.
3. Se retira el anillo y la peana de estabilización.
4. La mufa se coloca en el horno sin vacío y se calienta a 850°C con un incremento de 3 a 6°C por minuto, hasta llegar a 850 y se mantiene por 90 minutos, así estará listo para el resto del procedimiento.
5. El horno que se usa en este caso, es un horno Programat P90 que tiene las siguientes funciones:
 - Mantenimiento de la temperatura
 - Rango de incremento en la temperatura
 - Temperatura final
 - Inicio de vacío
 - Tiempo de mantenimiento de la temperaturaAdemás requiere de los siguientes cambios:
 - Alargamiento de la temperatura dome
 - Sistema de presión neumática

- Manómetro y válvula de reducción para el control de presión
- Para mayor control tiene un dispositivo transductor de inducción colocado en el atacador neumático (émbolo). Este sensor monitorea el movimiento del émbolo y manda señales que controlan el programa automático. El émbolo se sigue moviendo hasta que los espacios dejados por la cera al fundirse se llenan totalmente y con este movimiento los espacios se reducen a cero.
- Para asegurar la formación completa de todos los ángulos agudos y paredes delgadas como en las carillas, el sistema calcula el mantenimiento de cierta presión, durante cierto tiempo.

Prensado

Se coloca el anillo de investimento en el centro de presión del horno EMPRESS y una de las dos tabletas cerámicas se coloca en el espacio dispuesto para ello. El émbolo de calor saturado se coloca en posición y se cierra el horno a 700°C, se inicia el proceso de presión automática. El vacío y el calor se activan y alcanza una temperatura final de 1100°C a un rango de 60°C por minuto.

Primero se mantiene una temperatura de trabajo por 20 minutos. Este tiempo se requiere para tener una distribución adecuada del calor. El proceso de presión por sí mismo inicia automáticamente al pasar los 20 minutos.

La presión generalmente es de 3.5 bars, se regula por la liberación de la válvula de presión. En la parte posterior de la unidad hay un manómetro en la carátula que indica la presión. El tiempo de mantenimiento de la presión se inicia cuando el movimiento del cilindro de presión disminuye a menos de 0.3 mm en tres minutos. Esta es la última fase del ciclo de procesamiento. El vacío y el calentamiento apagan automáticamente y una señal acústica notifica al técnico que el prensado está listo.

Se abre la cámara y se permite que el investimento se enfríe a temperatura ambiente. Luego del enfriado a temperatura ambiente se retira el modelo del molde. El investimento inicialmente se puede retirar en piezas grandes con un martillo o un cincel de aire en particular en el área del cuele, los últimos remanentes del investimento se pueden retirar con un arenador de perlas de vidrio.

El cuele se corta con un disco de diamante y cualquier sobrante debe ser retirado con arena normal de diamante y terminado con diamante ultrafino. Así concluimos con la formación del núcleo de la corona cerámica.

A continuación describiremos varias técnicas para la terminación final. Iniciaremos con el material de sombreado de dentina.

La translucidez de la cerámica es una necesidad importante para la imitación de los dientes naturales. El tono que se observa alrededor ejerce cierta influencia en la percepción final de

una manera importante; con esto queremos decir que el color del diente preparado debe ser copiado fielmente en el laboratorio, antes de terminar el tono final de la restauración. Se cuenta con material cerámico en siete tonos diferentes y con esta adición se logra un avance estético de suma importancia.

El tono del diente preparado se compara y se elige con un colorímetro especial una vez recortado. Así le enviamos al técnico el color final del diente preparado, y el color de la dentina del diente preparado. El color que se da individualmente, se crea a partir de la técnica de pigmento de la superficie por capas.

La técnica de pigmentación de superficie también llamada "de pintado" se utiliza generalmente en los dientes posteriores onlays o laminados o carillas. Existe otra técnica por capas y que es más utilizada en coronas anteriores ya que nos ofrece más ventajas.

Los dientes posteriores utilizan más cerámica base que es menos transparente; los pigmentos se encuentran en colores que simplifican la reducción o imitación del diente natural, en contraste con los colores puros que deben ser mezclados.

Este sistema de colores o pigmentos nos demuestra que todas las totalidades naturales que encontramos en los dientes se pueden reproducir con sólo quince pigmentos base y ocho intensos, para una buena caracterización. Generalmente, el pigmento se aplica tres o cuatro

veces para lograr el tono deseado; y sólo es necesario un ciclo de cocimiento de dos minutos a 850°C al vacío. El horneado final del glaseado finaliza el trabajo.

El dado de trabajo que se utilizó para la sombra tono de dentina será reutilizado para la pigmentación; una vez que se somete al cocimiento se retira y se recoloca en el modelo maestro para su evaluación.

En este momento tendremos cuidado de que el área de contacto entre el dado y la corona se recubra con una solución como glicerina o glicol para evitar una refracción poco natural de la luz.

La técnica por capas está indicada cuando la estética es la mayor prioridad. La corona preparada se va conformando en los tonos de dentina como base de la corona luego se termina con material incisal. El cuerpo de la corona reducida se modela en cera para garantizar que el margen cervical quede en su límite y posteriormente se caracteriza y se aplica el material incisal.

Un requisito después de cocimiento del material incisal, se coloca bajo una tensión compresiva controlada que ayuda a neutralizar la tensión bajo carga.

Básicamente el material usado es incoloro y translúcido, en casi todas las restauraciones cerámicas y adicionalmente deben cubrir las siguientes características:

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

- Procesamiento simple
- Reproducción fiel del modelado en cera.
- Alta estabilidad en la forma durante los diferentes cocimientos (Stain y Glace).
- Resistencia adecuada y suficiente incluyendo un factor de seguridad en el mantenimiento de la carga funcional.

IN CERAM. PROCEDIMIENTO TÉCNICO

Para la realización de la técnica se inicia como habitualmente se hace con la toma de impresión y obtención del modelo maestro. Una vez que obtenemos el modelo maestro pasaremos a duplicar este modelo para obtener el de trabajo, en un yeso de tipo refractario.

Una vez que obtuvimos el modelo de trabajo se procede a pegarlo con un adhesivo instantáneo a la base de cocción; a continuación iniciamos seccionando el modelo con la ayuda de una segueta. De esta manera se compensará la contracción que experimenta el yeso durante la sinterización, en el caso de prótesis de tres unidades.

El paso siguiente se hace con la ayuda de un cincel. Se aplica una masa de óxido de aluminio de grano extremadamente fino (dos puntos cinco micrones) sobre el modelo de yeso ya separado. De una primera instancia se configura, en el caso de tres unidades el pónico, hasta la mitad de su altura, en seguida se recubren por completo los muñones pilares y se unen al pónico. El muñón de yeso, absorbe de inmediato la parte líquida, de forma tal que al cabo de unos minutos se obtiene una capa de masa casi seca, con un empaquetamiento de granos muy denso sobre el muñón de yeso. Se utilizará un bisturí con el fin de ayudarnos a modelar y quitar los excedentes hasta el límite de la preparación.

Se introduce en el horno el muñón de yeso junto con la estructura cerámica a una temperatura de 120°C por espacio de dos horas. De esta manera al terminar la primera etapa el yeso se contrae y se separa del armazón, quedando reducido de tamaño.

El núcleo o armazón después de este proceso de cocción conserva su tamaño y forma inicial y queda sujeto sobre el modelo de yeso. Dado que el empaquetamiento extremadamente denso de partículas de óxido cerámico, sólo se ha compactado ligeramente durante la primera cocción o sinterización; no se observa ninguna contracción perjudicial. De tal manera que la estructura sinterizada puede adaptarse con total exactitud sobre el modelo maestro.

En el siguiente paso y con el objeto de obtener una alta resistencia a la cocción, vamos a cubrir la superficie externa del armazón sinterizado poroso, con un polvo especial de vidrio mezclado con agua destilada que se introduce nuevamente al horno y se cuece a una temperatura de 1100°C, por espacio de cuatro horas. A este procedimiento de cocción se le denomina "de infiltración", en el cual se embebe por completo el armazón sinterizado con el vidrio fundido, de tal manera que el grano fino presenta una matriz vítrea óptima.

Esta configuración homogénea y sin burbujas del agregado, es responsable de los altos valores de resistencia y por lo tanto es de vital importancia lograr uniformidad y no

producir burbujas o irregularidades. Una zona en la cual no debemos aplicar esta capa es en la silla o base del pónico.

Las proporciones de vidrio sobrantes que aún permanezcan en el armazón tras la cocción de infiltración deberán ser retiradas y eliminadas con una fresa de diamante o con un chorro de arena del tipo de óxido de aluminio. Con esto daremos por terminado el procedimiento de núcleo o armazón.

El siguiente paso a seguir será recubrir el armazón con porcelana de dentina, en este caso se usará (Vitadur-N-Dentin) y porcelana incisal para conformar el diente.

Se realizó un estudio de In Ceram donde se observó en 61 coronas completas, 15 prótesis parciales por espacio de 35 meses, y el resultado fue que no se observaron fracturas en las coronas, sólo 5 fracturas en prótesis parciales, por tanto están indicadas en dientes anteriores y posteriores. (18)

Otro estudio encontró de 31 pacientes, 35 coronas anteriores y 7 prótesis anteriores In Ceram y a 21 meses hubo 3 de 35 fracturadas, lo cual nos representa 8.5% de fallas, mientras que no hubo fallas en las prótesis en el mismo lapso de tiempo. (13)

IX. CONCLUSIONES

De acuerdo a los estudios publicados recientemente, los factores que se tomarán en cuenta para la elección del material cerámico va a depender de las necesidades y requerimientos de resistencia, estética, cantidad de estructura dentaria con que se cuente y la cantidad que se quiera preservar (número de unidades), así como la disponibilidad de laboratorio con el equipo y adiestramiento del odontólogo.

El ajuste marginal entre Empress e In Ceram Spinell fue igual. (21)

Resistencia a la fractura in vitro bajo carga en atmósfera acuosa fue: In Ceram, 1060 newtons y Empress, 891. (2)

Al efectuar el arenado en In Ceram y Empress, el primero tuvo una respuesta de pérdida de material similar a los metales nobles en Empress (material de vidrio feldespático) debe evitarse por pérdida del arenado. In Ceram tuvo 36 unidades menos de pérdida de volumen comparado con Empress. (2)

Hay tres clase de dureza:

Clase I (de 2 a 100 M.Pa.), leucita (Empress).

Clase II (de 3 a a50 M.Pa.). Hi. Ceram.

Clase III (de 3 M.Pa a más de 150), sólo In Ceram. (2)

Resistencia compresiva:

964 N. In Ceram; 814 N. Empress pintada; 750 Empress en capas; 1494 N. metal cerámica, todos son razonables.(17)

In Ceram tiene cerámica aluminosa y vidrio en dos procesos de horneado, que es lo que crea tan alta resistencia, para coronas individuales y prótesis parciales pequeñas. Las partículas pequeñas de alúmina se sinterizan en una subestructura porosa a la que se infiltra vidrio fundido. Esta combinación le da las propiedades particulares.

El sinterizado casi no tiene contracción, lo cual nos da un excelente ajuste y por el vidrio casi no tiene porosidad.

De acuerdo a estos estudios, aparentemente, In Ceram nos ofrece mejores resultados principalmente en resistencia; sin embargo el ajuste marginal de ambos fue similar. No debemos perder de vista que cada día hay innovaciones y mejoras en los materiales. Así pues, podemos mencionar que EMPRESS está por lanzar en corto tiempo su nueva técnica de varias unidades, así como también In Ceram ya tiene en el mercado europeo un nuevo refuerzo para cerámica en posterior y lograr prótesis de un número mayor de cuatro

unidades. Ya que la tendencia es a sustituir el metal cerámica por materiales sólo cerámicos y nos abre una nueva posibilidad en cuanto a estética.

Habrá que estar al tanto de los resultados de estudios en cuanto al comportamiento de estos materiales a largo plazo; sin embargo, les podemos pronosticar un futuro promisorio y exitoso dentro de la Odontología Restaurativa.

X. BIBLIOGRAFÍA

1. Barreiro M.M. *Phase identification in dental porcelain for ceramic metallic restorations*. Dental Mater S. 51-57. 1989.
2. Bieniek K. W.; Marx R. *The technical loading capacity of new all-ceramic crown and bridge materials*. Schweiz.-Monatssch.-Zahmed. 104 (3) 284-9. 1994.
3. Bowen K. H. *Moderne Keramische Werkstoffe. Spektrum der Wissenschaft*, 12, 140-149. 1986.
4. Futterknecht N. Vinvian V. *¿Renacimiento de la prótesis cerámica?* Quintessence Técnica vol. 2, núm. 3, 1991.
5. Grey N. J.; Piadock-U; Wilson Ma. *In vitro comparison of conventional crowns and new all-ceramic system*. J. Dent. Feb. 21 (1): 4751. 1993.
6. Grundstoff, Leipzig. *Struktur und kristalization derglaser*, veb. Deutscher Verlag Für 1971.
7. Heinrich F. Kaprert; Drrer Nat J. Knode H. *In Ceram: testing a new ceramic material*. Quintessence of Dental Technology, p. 87, 1987.
8. Ironside, J.G.; M.D.S. *Ligth transmissions of a ceramic core material used in fixed prostodontics*. Quintessence of Dental Technology, p. 103, 1993.
9. Ludwing K., Kiel Alemania, *Análisis de la resistencia a la rotura de las coronas cerámicas sin metal*. Dental Labor núm. 5, pp. 647-651. 1991.
10. Mc. Culloch, H. *Advances an dental ceramics*, Brit, Dental Journal, núm. 123, pp. 361-365. 1981.

11. Mac Lean J. W. and Hughes Th., *The reinforced of the dental porcelain with ceramic oxides*. Br. Dent. J. 119:251 1965.
12. Mora Gp.; Obrien WJ. *Thermal shock resistance of core reinforces all-ceramic crown systems*. Bromed. Mater-Res, Feb. 28 (2) 189-194. 1994.
13. Pang-Se. *A report of material In-Ceram restorations*. Am-Acad. Med. Singapore Jan 24(1) 33. 1995.
14. Phillips R. W. *La ciencia de los materiales dentales*, 8a. edición. Nueva Editorial Interamericana. 1986.
15. Pera P. Gioldi; S. Bassi Cardosa F. S. *In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns*. J. Prosthet. Dent Dec 72 (6) 585-90. 1994.
16. Peter, Dorsch. *Ivoclar vivaden report*. Quintessence Vol 5, núm. 3, 1986.
17. Peter S. Shärer, Slip. *Casing Alumina ceramics for crown and bridge restoration*, Quintessence Odontotecnica, vol. 6, núm.3, 1991.
18. Probster-L. *Survival rate of In Ceram restorations*. Int. J. Prosthodont, may-jun 6 (3) 259. 1993.
19. Probster-L. *Compressive strenght of two modernall-ceramic crowns*. Int. J. Prosthodont Sep. oct 5 (5) 409-14. 1992.
20. Scheiz-Monatscher-Zahnmed. *The quality apraisal of copy milled complete-ceramic crown structures (In Ceram)*. J. Estnet-Dent 104(12), 14959, 1994.
21. Sjogren-G. *Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting, and in vitro study*. Acta-Odontol-Scand. Feb. 5 3(1) 24-8. 1995.

22. Yoshinari, M.; Derand-T. *Fracture strengt of all-ceramic crowns*. Int. J. Prosthodont Jul
aug: 7 (4): 329-38. 1994.