

318322

10



**UNIVERSIDAD LATINOAMERICANA**

INCORPORACION A LA UNAM 85614101-0  
ESCUELA DE ODONTOLOGIA

**CEROMEROS COMO ALTERNATIVA ESTETICA**

**TESIS**

*QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:*

*CIRUJANO DENTISTA*

*PRESENTA :*

*ENRIQUE HUGO DEL CARPIO MARQUEZ*

**DIRECTOR DE LA TESIS: DR. ADOLFO TAKANE NOZAKA**

**MEXICO, D. F.**

2500407  
2000



Universidad Nacional  
Autónoma de México



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

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

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

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

## ***AGRADECIMIENTOS***

A Dios le agradezco por haberme permitido terminar mi carrera Profesional, por haberme puesto en el camino a mi familia, mis Amigos, y mis profesores los cuales me asistieron incondicionalmente Por todo esto :

GRACIAS

A mi Madre en especial le quiero agradecer el que nunca me Haya dejado solo ,en las buenas y en las malas ; por ella he Llegado a donde ahora me encuentro y sin sus consejos, no Seria en estos momentos lo que he podido llegar a ser :

DENTISTA"

GRACIAS

A mis hermanos quiero decirles que en realidad su apoyo En la realización de esta tesis me fue de mucha ayuda en Tanto al manejo de los programas (Hermana) como al apoyo Moral y sincero de mi (Hermano) por estar siempre conmigo:

" GRACIAS "

MaryCarmen : quiero decirte que te AMO, que el apoyo y el  
Tiempo que me brindaste en la realización de esta tesis que  
Ahora presento me fue de mucha ayuda, gracias por estar  
Conmigo para siempre incondicionalmente :

" GRACIAS "

Al Dr. Francisco Magaña y al Dr. Adolfo Takane N.  
Quiero agradecer profundamente por el tiempo brindado  
Y sobre todo el interés con el cual se logró la realización  
De esta tesis que para mi es muy especial.

" GRACIAS "

Al Dr. Adolfo Takane Nozaka. Por creer en mi y en la realización de esta tesis  
Por regalarme mucho de su valioso tiempo; el cual se llevó realizando este proyecto  
Por todos los consejos y ayuda incondicional! Dr :

" GRACIAS "

## ***INDICE***

**INTRODUCCION**

**OBJETIVOS**

<b>CAPITULO I</b>	<b>ANTECEDENTES HISTORICOS</b>	<b>1-11</b>
<b>CAPITULO II</b>	<b>DEFINICION DE CEROMEROS</b>	<b>12-16</b>
<b>CAPITULO III</b>	<b>PROPIEDADES FISICAS Y QUIMICAS</b>	<b>17-19</b>
<b>CAPITULO IV</b>	<b>PREPARACION DE DIENTES ANTERIORES Y POSTERIORES</b>	<b>20-30</b>
<b>CAPITULO V</b>	<b>PROCEDIMIENTOS DE OBTURACION CEMENTADO Y TERMINADO</b>	<b>31-41</b>
<b>CAPITULO VI</b>	<b>CASO CLINICO</b>	<b>42-48</b>
<b>CONCLUSIONES</b>		<b>49</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b>		<b>50-51</b>

## ***INTRODUCCION***

Las coronas completas de cerámica se conocen desde hace más de 60 años por la corona con manto de porcelana (corona jacket).

Dichas coronas se distinguen por la buena compatibilidad de los tejidos y el excelente efecto estético de la reconstrucción; Sin embargo, la desventaja de las coronas Jacket es su escasa resistencia a la fractura.

Los materiales cerámicos, en efecto, presentan junto a una mayor resistencia a la compresión, una resistencia a la tracción menor en un factor 10 hasta 20. A parte de los microdefectos de superficie, siempre existentes, si se les cargan con fuerzas de desgaste, es decir, si se forman tensiones por tracción, se producen fracturas. Especialmente en la zona de la guía anterior, en la posición de mordidas se producen cargas tensionales y estallidos de la faceta labial. El desarrollo de coronas de cerámica sobre metal mejoró ostensiblemente la resistencia de la fractura de las coronas. Sin embargo debido a los productos antioxidantes y/o anticorrosivos de las aleaciones utilizadas, se redujo la compatibilidad con tejidos, así mismo, el efecto estético empeoró debido al oscuro núcleo del metal.

Así pues, el desarrollo del último decenio aspiraba a mejorar la resistencia de las coronas completas de cerámica, para poder seguir empleándolas, utilizando para ello nuevos materiales cerámicos y técnicas.

Mientras que la corona Jacket clásica se cubre, en la técnica normal con capas de diferentes masas, el método Dicor (De Trey) y el I.P.S. EMPRESS (IVOCLAR), emplea una técnica de producción totalmente distinta.

En ambos métodos la corona se moldea en cera y se embute en masas de revestimiento especiales. Las coronas Dicor se cuecen con masas de cerámica de vidrio en una máquina centrifugadora para colar; Las coronas I.P.S. EMPRESS, de cerámica especiales del color del diente se fabrican con el método de inyección.

En el método Dicor, se sigue un tratamiento térmico, la ceramización en que se forma, entre otros, cristales de mica. La cerámica especial EMPRESS tiene ya los cristales de leucita latentes.

Los cristales de mica Dicor y los de leucita I.P.S. EMPRESS producen, junto a una mejora de la opacidad un aumento de la resistencia de los materiales cerámicos.

En una serie de ensayos se analizó el influjo de los mejorados datos de estos nuevos materiales en la resistencia a la fractura de las coronas de dientes anteriores, en comparación con las clásicas coronas Jacket de porcelana.

Estudios recientes indican que del 30% al 40% de los adultos no están satisfechos con su sonrisa cuestionando significativamente el potencial de la odontología estética.

## ***OBJETIVOS***

Uno de los principales objetivos de este trabajo es justificar la colocación de coronas cerámicas sin metal y comprobar sus indicaciones, contraindicaciones y éxito de las mismas mediante diversos estudios y pruebas tanto clínicas como de laboratorio.

Otro de los objetivos que persigue este trabajo es mostrar el nuevo sistema totalmente cerámico EMPRESS, que fue presentado hace un año por la firma IVOCLAR en la ciudad de Schaan, Liechtenstein.

El resultado es ciertamente prometedor : No existe contracción de cocción y se consigue un crecimiento orientado de los cristales de leucita obteniendo un aumento de la resistencia.

Podemos elegir además entre dos métodos distintos de elaboración. En definitiva es un sistema que contiene nuevos aspectos y posibilidades para la reposición dental estética.

Por todo ello presento a ustedes con mucho gusto el presente trabajo.

# ***CAPITULO I***

## ***ANTECEDENTES HISTORICOS***

Es importante recalcar que la odontología organizada existe como tal desde 1840. Durante el periodo comprendido entre 1840 y 1940 fueron establecidos muchos de los principios de la práctica odontológica que siguen vigentes hoy en día. Durante estos años fueron introducidos muchos materiales nuevos así como técnicas para su manipulación y uso en la práctica dental restauradora.

El caucho vulcanizado duro fue descubierto alrededor de 1855, y propuesto como material base de dentadura bajo los nombres de ebonita o vulcanita. La odontología fue la primera en beneficiarse del descubrimiento del proceso de vulcanización y de la producción de un material llamado, a veces, "goma elástica".

Durante los siguientes 75 años el caucho vulcanizado se mantuvo como material principal para bases de prótesis.

Desde que fue utilizada por primera vez hasta 1930-1940 la vulcanita era el mejor material para base que podía producir la ciencia y la industria. Así pues, la vulcanita y los dientes de porcelana se volvieron materiales estándar para restaurar cierto grado de función y aspecto en la dentadura.

Por lo tanto, se debe honrar la vulcanita como el aporte más importante en el proceso evolutivo de perfeccionamiento de la restauraciones dentales

Se atribuye a John Wesley Hyatt la preparación, en 1868, del primer compuesto orgánico plástico para moldeo. El compuesto era el nitrato de celulosa, conocido como "celuloide". En 1870 se utilizó como material base para prótesis, lo cual significa que se estaba buscando un sustituto de la vulcanita.

El descubrimiento del material celuloide de plástico tuvo la virtud de estimular a los dentistas a estar atentos a todos los descubrimientos de otros plásticos que poseerían las cualidades deseadas.

No fue sino hasta 1909 cuando se anunció la elaboración de un compuesto orgánico nuevo para moldear. Era una resina fenolformaldehído, descubierta por el doctor Leo Bakeland y conocida como "bakelita". Hacia 1924 estas resinas fenólicas eran producidas a escala industrial y el doctor Stryker empezó a preparar prótesis con este material. Durante los 10 o 15 años siguientes fueron elaborados y distribuidos a los dentistas aproximadamente unos 15 productos diferentes de resina fenolformaldehído.

El período comprendido entre 1930 y 1940 fue un período de expansión rápida de la industria de las resinas con fabricación de una gran variedad de productos comerciales.

Estos años de experimentación intensiva y evaluación clínica con plásticos disponibles proporcionaron una información valiosa para estudios posteriores relacionados con la necesidad de encontrar un material de base ideal.

La introducción de un material plástico más adecuado, ocurrió en 1937, cuando el Dr. Walter Wright descubrió los resultados de sus evaluaciones clínicas de la resina metilmetacrilato.

Casi al mismo tiempo, este nuevo material apareció en el mercado bajo el nombre de Vernonite, y fue seguido rápidamente por un gran número de otros productos acrílicos. Así, la vulcanita, el celuloide, y la bakelita fueron materiales desplazados rápidamente.

La fabricación del autocurado en los últimos años de la década de 1940, hizo posible la restauración directa de los dientes con resina. Estas resinas permitían la combinación del monómero con el polímero con lo cual se obtenía una masa plástica o un gel que se colocaba dentro de la cavidad tallada, en donde polimerizaba insitu.

El uso de la resina acrílica para obturaciones dentarias fue tema de muchas controversias. Ciertas propiedades como sus cualidades estéticas y la insolubilidad la hacían superior al cemento de silicato. Por otro lado otros defectos que le eran propios hacían dudar que sirvieran como material de obturación.

En 1947 se conocieron trabajos a cerca de nuevos procedimientos, descubiertos en Alemania, de elaboración de resina acrílica utilizando activadores o aceleradores químicos que permitían que el proceso de polimerización transcurriese a temperatura ambiente sin añadir calor adicional.

Estas resinas químicamente activadas, llamadas resinas curadas en frío, autocuradas, o autopolimerizadas.

Las resinas químicamente activadas, que representan un adelanto enorme para la elaboración del material dental, fueron descubiertas en 1947, solo 10 años después de haber puesto a disposición de los dentistas las resinas acrílicas.

Con los avances del polímero, las investigaciones han atendido al desarrollo de un sistema de resina mejorada para usarla como material para restauración. De preferencia una que tuviera una unión adhesiva con la estructura del diente. Aunque esto último aún no se ha logrado, se han ideado nuevas resinas reforzadas mediante rellenos. En general las propiedades de estas resinas compuestas superan a las de las resinas acrílicas convencionales sin relleno.

## **CLASIFICACION GENERAL**

### **RESINA ACRILICA (Tipo 1)**

Como se indicó anteriormente, las resinas sin relleno o de relleno directo han dejado de ser los materiales preferidos. Sin embargo, su química y propiedades fundamentan las ahora populares restauraciones compuestas.

### **COMPOSICION QUIMICA**

Las resinas acrílicas sin relleno se surten en polvo y en líquido. El principal ingrediente del polvo es un polímero en forma de cuenta o pulverizado, mientras que el líquido es un monómero.

Es deseable que la polimerización de una resina de relleno directo se realice en un tiempo relativamente corto.

Así las resinas de relleno directo son compuestas de manera que el periodo de inducción (tiempo del gel) sea corto.

Bowen desarrolló el sistema composite de restauración dental y lo introdujo a la odontología con tanto éxito que pronto reemplazó los silicatos como un material estético. Por un periodo de

tiempo todos los composites comerciales fueron similares en composición y química. Los composites fueron mejorados por la modificación del relleno, agente de unión, y los tipos diferentes de diacrilatos seleccionados. Estos composites han sido altamente exitosos especialmente cuando han sido combinados con la técnica de ácido grabador han sido adaptados a una variedad de aplicaciones.

Es importante hacer un repaso a la química, composición y propiedades de los composites ya que es fundamental para entender su comportamiento clínico.

Una resina composite consiste de por lo menos dos fases, una fase dispersa de alta dureza y una fase matriz de baja dureza, con las propiedades del composite siendo intermedias en las dos fases.

La composición de composites dentales puede ser subdivididos en: la fase matriz, la fase dispersa, y la fase de superficie interfacial entre estas dos.

La fase matriz consiste en polímeros y remanente de monómeros compuestos orgánicos utilizados como controladores de viscosidad, inhibidores de la polimerización, iniciadores químicos o catalizadores, y aceleradores así como también fotoactivadores halógenos o ultravioletas.

La fase dispersa usualmente contiene partículas microinorgánicas o partículas de tamaño coloidal y puede contener partículas de polímero.

La fase interfacial consiste en agente de unión tal como organosilano conteniendo grupos funcionales que se unen a la fase dispersa y a la fase matriz.

La unión de esta fase interfacial a las otras dos fases es crucial en la producción de un composite que tenga propiedades intermedias a aquellas de alta dureza, fase dispersa y de baja dureza, y fase matriz más dúctil

## **PROPIEDADES FISICAS MECANICAS Y QUIMICAS**

Las especificaciones exigen un mínimo en el tiempo de trabajo de 1.5 minutos para las resinas de relleno directo.

El tiempo de endurecimiento es el que va desde el inicio de la mezcla hasta que se obtiene una lectura de dureza específica. El tiempo máximo es de 8 minutos. La polimerización es una reacción exotérmica.

La contracción por polimerización en volumen, de las resinas acrílicas de restauración sin relleno va de 5 a 8 %, lo cual es el mismo grado que las resinas para prótesis, descritas previamente.

La contracción del material fuera de los márgenes de la cavidad creará un hueco que causará filtración marginal y los problemas asociados con la microfiltración.

El coeficiente lineal de expansión térmica a través de la corona del diente es de  $11.4 \times 10^{-6}$  mm/mm/°C.

Es por eso que, cuando una resina acrílica sin relleno se calienta o enfría cambia su dimensión unas 8 veces más de lo que hace el diente por cada grado de cambio en la temperatura. Esto puede observarse, la diferencia en la expansión térmica entre el diente y la resina sin relleno, es más grande que en cualquier otro material para restauración.

Sin embargo, la resina sin relleno tiene una característica que compensa en cierto modo los defectos indeseables del alto coeficiente de expansión térmica. Las resinas acrílicas sin relleno presentan una baja conductividad térmica y difusión. Así, la restauración cambia su temperatura de manera lenta. Por esto la restauración de resina lleva mucho más tiempo para calentarse o enfriarse, en comparación con las restauraciones metálicas, las cuales tienen una alta conductividad térmica y difusión.

La resistencia por compresión de la resina acrílica sin relleno es baja, cerca de 62mp (mega pascales) a (9000 iigas.) La resistencia a la deformación y la resistencia a la tracción aún son más bajas. Para una resina tipo 1, la especificación de la American Dental Association requiere de una resistencia a la tracción diametral mínima de 24mp a (3480 iigas). Cuando se compara con la tensión oclusal que puede generarse durante la masticación, el material es muy frágil.

La resina acrílica es el material más suave de todos los de restauración. Debido a estas propiedades mecánicas relativamente bajas, el uso de las resinas acrílicas sin relleno han sido limitado a restauraciones de cavidades clase III y clase V.

Las resinas sin relleno se clasifican como tipo 1 y las resinas compuestas se clasifican como tipo 2. En 1978 varios sistemas de microrelleno se introdujeron en el mercado Europeo. La

característica interesante de estas resinas es su capacidad de poderles dar un terminado al punto de llegar a una superficie extremadamente suave.

En una investigación clínica se compararon resinas convencionales y de microrelleno y, después de 18 meses, se llegó a las siguientes conclusiones:

Todas las resinas composites demostraron una estabilidad de color más alta, y en contraste con las expectativas los composites de microrelleno mostraron un resultado clínico mejor en estabilidad de color que las resinas convencionales. Sin lugar a dudas su superficie más suave y su gran resistencia al uso favorecieron las características estéticas.

## **FASE MATRIZ**

Los componentes involucrados en el desarrollo de la fase matriz han sido descritos como un composite típico por Bowen y para una gran variedad de composites comerciales por Asmussen.

Uno de los principales componentes de todos los composites es el Oligómero monómero de peso molecular bastante alto (500 a 5000), el más común es el BIS-GMA (llamado así por sus reactivos bis-fenol A y glicidil-metacrilato). La fase matriz usualmente consiste en alrededor de 40 a 50 % por volumen de los componentes.

## **OLIGOMEROS**

La fórmula estructural generalizada para el BIS-GMA es mostrada a continuación.

## **CONTROLADORES DE VISCOSIDAD**

El Oligómero de BIS-GMA es un líquido altamente viscoso y para mejorar las cualidades de manipulación durante el mezclado y la colocación, líquidos de baja viscosidad tales como metilmetacrilato (MMA), etilenglicol de metacrilato (EDMA), o trietilenglicol dimetacrilato (TEDMA), están incluidos. El último componente es el que más se utiliza.

## **INHIBIDORES**

El adecuado tiempo de vida de los composites dentales es esencia, y los inhibidores están incluidos con los oligómeros y los controladores de viscosidad disfuncional para prevenir la polimerización prematura.

## **INICIADORES TERMOQUIMICOS**

El iniciador más común es el peróxido de benzoyl (BP). El calor, luz, y algunos químicos pueden causar la descomposición del BP resultando en radicales libres que inician la polimerización. Como resultado es recomendable que los composites sean almacenados en un ambiente frío, oscuro y limpio.

## **ACELERADORES**

Existen algunas aminas terciarias aromáticas tales como N, N-dimetil-p-toluidina y N,N-dihydroxyetil-p-toluidina que son utilizadas para interactuar con el peróxido de benzoyl a temperatura ambiente para producir radicales libres necesarios para iniciar la reacción de polimerización de la matriz.

## **INICIADORES FOTOQUIMICOS**

La reacción de polimerización puede ser iniciada por radiación electromagnética como lo es la luz ultravioleta con una longitud de onda de 36nm(nanómetros) o con luz halógena alrededor de 420 a 450 nm.

Para sistemas que utilicen iniciación con luz ultravioleta, existe un componente orgánico que genera radicales libres bajo la influencia de luz ultravioleta y que se incorpora a la formulación, como ejemplo está el éter bezoin alkyl.

Estos compuestos absorben luz ultravioleta y generan radicales libres los cuales inician la polimerización.

Para los sistemas que utilizan luz visible, una diketone tal como la camforoquinona (aproximadamente 0.2%) es utilizado en combinación con una amina orgánica tal como N,Ndimetilaminoetilmetacrilato (aproximadamente 0.1%).

La diketone absorbe la luz en un rango de 420 a 450 nm aproximadamente, y un estado triple es producido, el cual junto con la amina, resulta en radicales de ion que inician la polimerización.

## **COMPONENTES ADICIONALES**

Químicamente los composites pueden contener compuestos orgánicos que absorben luz ultravioleta durante el servicio clínico y mejoren la estabilidad del color de la restauración.

Los estabilizadores de luz ultravioleta, sin embargo, no son compuestos apropiados para un composite que se inicie con luz ultravioleta ya que estos retardan la polimerización del composite

Los compuestos que fluorescen en la luz ultravioleta pueden presentarse para que coincidan con la fluorescencia natural de los dientes

## **FASE ADICIONAL O DE REFUERZO**

Los materiales de refuerzo más comunes son el cuarzo, borosilicato, vidrios, y vidrios de cerámica. Los vidrios y las cerámicas pueden ser litio, aluminio, aluminio de bario o silicatos de aluminio de estroncio. El cuarzo es el más duro del grupo, proporciona buena resistencia al desgaste, y provee buena estética. El bario u otros vidrios de metal pesados proveen radiopacidad y pueden estar mezclados con otros rellenos de refuerzo.

Los composites experimentales que consisten en circonio han demostrado tener una opacidad adecuada en las radiografías.

El porcentaje de relleno y del tamaño de la partícula varía entre los productos. La mayoría de los composites tienen un contenido de relleno de alrededor de 78% por peso ó 55% por volumen y un tamaño de partícula que el 50% de las partículas son menores que 3 a 13 nm.

Los composites introducidos recientemente tienen un contenido de relleno de 33 a 50 % por peso, con la más grande porción siendo sílica coloidal con partículas submicroscópicas fluctuando desde 0.007 a 0.14 u.m.(micrón).

La sílica coloidal tiene un área de superficie de  $300\text{m}^2$  por gramo y como resultado los materiales no han sido preparados con un porcentaje alto de relleno como cuando los rellenos con partículas de 1 a 15 nm son utilizados. Alguna combinación de partículas convencionales y coloidales permite que el contenido del relleno intermedio sea de 50% por peso.

Un componente importante de los composites son los pigmentos, los cuales consisten en cantidades pequeñas de compuestos inorgánicos coloreados. Los pigmentos son agregados para mejorar el resultado estético más que para mejorar las propiedades mecánicas. Se puede producir fluorescencia por los complejos de metales óxidos.

## **AGENTE DE UNION**

Para que un composite pueda mejorar sustancialmente sus propiedades mecánicas, debe existir una transferencia de estrés bajo cargas desde el relleno de refuerzo disperso de alta fuerza a través de la matriz del polímero más dúctil.

Para que esta transferencia pueda ser efectiva, debe existir un buen agente entre la fase matriz del polímero y la fase de refuerzo inorgánico. Este requerimiento se logra por medio de la utilización de un agente de unión que se anexa a la fase de refuerzo inorgánico y reacciona con la fase orgánica. Los agentes de unión más comunes son los silanos.

Epoxisilanos tales como  $\gamma$ -glicidoxipropiltrimetoxisilano y especialmente  $\gamma$ -metacryloxiopropiltrimetoxisilano han sido utilizados exitosamente.

Se cree que el mecanismo de unión involucra la hidrólisis de los grupos metoxi con la superficie de agua adherida en al relleno de refuerzo o con grupos silanol o aluminio del relleno. Las uniones dobles de carbón no saturado están disponibles para la polimerización con la matriz durante el endurecimiento del composite. Sólo se necesitan pequeñas cantidades son requeridas ya que 1 gramo puede cubrir  $314\text{m}^2$  de la superficie del relleno de refuerzo.

## **POLIMERIZACION**

La conversión de oligómeros y monómeros a una matriz de polímero es iniciada por medios químicos o fotoquímicos para formar radicales libres. Una amina orgánica y peróxido se conjuntan por el mezclado o las cantidades iguales de dos pastas (o las correctas cantidades de pasta y líquido en los sistemas de la actualidad), y su reacción produce radicales libres a temperatura ambiente.

En general, el tiempo de trabajo a temperatura ambiente o a 23 grados C varia de 1 a 5 minutos, y el tiempo de polimerizado a la temperatura bucal varía de 1.5 a 6 minutos.

## **INICIACION FOTOQUIMICA**

Para iniciar la polimerización de los composites ya sea con luz ultravioleta o halógena, existen ciertos factores de importancia.: la seguridad de la fuente de luz, las características de la fuente de luz, y el tiempo de polimerización.

### **LUZ ULTRAVIOLETA**

La radiación electromagnética ultravioleta consiste de longitudes de onda que van desde los 200 a 400 nanómetros y se ha demostrado que las longitudes de onda menores a 320nm, de la intensidad y duración de la exposición pueden producir daño a los tejidos y el grado del daño depende de la intensidad y duración de la exposición.

### **LUZ HALOGENA**

Durante los últimos años han aparecido en el mercado gran cantidad de composites y lámparas para polimerizado por luz halógena. Las ventajas de los composites polimerizados por luz halógena frente a los quimiopolimerizables consisten en que pueden ser manipulados durante más tiempo a la vez que el tiempo de polimerizado es menor (40-60 segundos), frente a los minutos necesarios para los de polimerización química.

Esto permite cometer el acabado antes, tienen, además mayor estabilidad de color que los de polimerizado químico por que hay menos amina terciaria residual presente. Se piensa que esta amina residual es la principal causa de decoloración de las resinas composite.

## **FACTORES QUE AFECTAN LA EFECTIVIDAD DEL FRAGUADO POR LUZ HALOGENA**

Una polimerización inadecuada puede conducir a:

- 1.- Pérdida de la biocompatibilidad de la resina, ya que de ella puede desprenderse el monómero no fraguado.
- 2.- Blanqueamiento o cambio de color debido a la presencia de acelerador que no ha reaccionado y a mayor absorción de agua.
- 3.- Pérdida de la retención debido a que las prolongaciones de resina que se adaptan a los prismas de esmalte grabado no están completamente polimerizadas.
- 4.- Excesivo desgaste debido a la maleabilidad que resulta del incompleto entrecruzamiento de la matriz de resina.

## **TIEMPO**

El mínimo tiempo de polimerizado es de 40 segundos, los composites polimerizan durante y después de la activación de luz. Estas dos reacciones de polimerizado se han denominado reacción con luz y reacción oscura. La reacción con luz es la polimerización que tiene lugar cuando la luz está incidiendo y atravesando el composite. La reacción oscura es la polimerización que comienza inmediatamente después de que se apaga la luz de polimerización. Esta reacción continúa por lo menos durante 24hrs. A la reacción oscura también se le denomina pos-irradiación.

## **TEMPERATURA**

El polimerizado es menos efectivo en los composites que polimerizan por luz, si mantienen todavía la temperatura del refrigerador antes de la polimerización; mayor temperatura conduce a un polimerizado más completo y rápido

## **DISTANCIA DE LA LUZ DE LA RESINA**

La distancia ideal es de 1mm, manteniendo la fuente de luz a 90 ó con la superficie del composite. Si se dobla esta distancia, la intensidad del fraguado puede verse restringida hasta una cuarta parte, ya que la luz se disipa proporcionalmente al cuadrado de la distancia

## ***CAPITULO II***

### ***DEFINICION DE CEROMEROS***

Como se ha mencionado, los cerómeros (polividrios) han revolucionado favorablemente dejando atrás a la tradicional y muy aceptable resina, a sí como ha las conservadoras coronas metal porcelana, las cuales aún se siguen colocando; pero debido a la vida moderna la gente sigue pidiendo innovaciones.

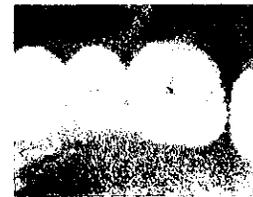
Un cerómero como ya hemos mencionado un polividrio, este polividrio lo podemos encontrar en un material de obturación polimerizable para dientes anteriores y posteriores, con los más altos valores físicos.

#### **TETRIC CERAM ( Nombre comercial)**



#### **VENTAJAS:**

- Alta Estética
- Excelente manipulación
- Liberación de flúor (48-72 hrs)
- Alta radiopacidad ( 400% Al)
- Mayor tiempo de trabajo
- Gran durabilidad



Esta indicado para cavidades clase I clase II clase III clase IV clase V

**TETRIC FLOW (Nombre comercial) cerómero fluido en dosis individuales**

La distancia ideal es de 1mm, manteniendo la fuente de luz a 90 ó con la superficie del composite. Si se dobla esta distancia, la intensidad del fraguado puede verse restringida hasta una cuarta parte, ya que la luz se disipa proporcionalmente al cuadrado de la distancia

## ***CAPITULO II***

### ***DEFINICION DE CEROMEROS***

Como se ha mencionado, los cerómeros (polividrios) han revolucionado favorablemente dejando atrás a la tradicional y muy aceptable resina, a sí como ha las conservadoras coronas metal porcelana, las cuales aún se siguen colocando; pero debido a la vida moderna la gente sigue pidiendo innovaciones.

Un cerómero como ya hemos mencionado un polividrio, este polividrio lo podemos encontrar en un material de obturación polimerizable para dientes anteriores y posteriores, con los más altos valores físicos.

#### **TETRIC CERAM ( Nombre comercial)**



#### **VENTAJAS:**

- Alta Estética
- Excelente manipulación
- Liberación de flúor (48-72 hrs)
- Alta radiopacidad ( 400% Al)
- Mayor tiempo de trabajo
- Gran durabilidad



Esta indicado para cavidades clase I clase II clase III clase IV clase V

#### **TETRIC FLOW (Nombre comercial) cerómero fluido en dosis individuales**

Este tiene la ventaja de contener un dispensador monuoso, una larga cánula de aplicación, un fácil acceso a minicavidades, también aplicación directa sin burbujas y perfecta identificación de colores en cada cavifil.

#### **INDICACIONES**

- Restauraciones cervicales clase V
- Alivio de zonas socavadas
- Cementación adhesiva de carillas de EMPRESS Y TARGIS
- Fijación de piezas con movilidad (férula)
- Sellador de fosas y fisuras

Hablar de un CEROMERO en Odontología indirecta es hablar de varios sistemas como por ejemplo:

#### **IPS CLASSIC**

Este es una cerámica sobre metal, para la obtención de restauraciones dentales de primera calidad.

#### **VENTAJAS:**

- Todas las masas son compatibles
- Gran estabilidad y mínima contracción
- Posibilidad de obtener con relativa facilidad una alta Estética.
- Amplio surtido de materiales como Opaquers,
- Dentinas, dentinas opacas, incisales ,transparentes
- Masas especiales.

#### • **INDICACIONES:**

- Coronas y puentes metalo-cerámicas
- Prótesis sobre Implantes.

Otro sistema de Cerómero indirecto es el sistema TARGIS-VECTRIS

## VENTAJAS:



**Targis Quick**

- Estético
- Resistente a la abrasión y a la fractura
- Alta resistencia a la torsión
- Elevada elasticidad y estabilidad
- Excelente pulido
- Sencilla fijación adhesiva
- Elevada biocompatibilidad

## INDICACIONES



**Targis Power**

- Carillas Veneer
- Inlays Onlays
- Jackets anteriores sin sobre estructura
- Coronas posteriores y puentes sobre VECTRIS y/o metal
- Puentes Inlay con VECTRIS
- Ideal para prótesis sobre implantes.

**VECTRIS:** Es un sistema basado en fibras reforzadas de composite (FRC) en forma multidireccional.

## VENTAJAS:



**Vectris-VS1**

- Rápida elaboración
- Estructura translúcida estética
- Alta resistencia a la torsión

- Módulo de elasticidad similar a la dentina
- Buena distribución de la tensión y la estabilidad
- Resistente y Flexible
- Sencilla fijación adhesiva

#### **INDICACIONES:**



**Vectris-VS1**

Para la elaboración de subestructuras en coronas ,puentes tradicionales , y puentes tipo Inlay.

Estos dos sistemas al combinarlos nos dan en la práctica privada una estética y una funcionalidad al 100% ya que contamos con una matriz (VECTRIS) que proporciona buena distribución de la tensión y la estabilidad.

Un cerómero que combina las ventajas de la cerámica y el polímero dando así una alta estética y una alta resistencia a la abrasión y fractura.

Otro tipo de cerómero indirecto es el IPS EMPRESS 2 (nueva técnica de capas) conteniendo en su matriz Disilicato de litio y fluor-apatita.

#### **VENTAJAS:**

- Su estructura cerámica incrementa la fuerza flexural
- Radiopacidad y Biocompatibilidad
- Translucidez, Opalescencia y fluorescencia similar al diente
- Técnica de preparación tradicional
- Cementación adhesiva y/o convencional

#### **INDICACIONES**

Coronas individuales y puentes de tres unidades.

**IPS EMPRESS(Técnica de maquillaje) reforzada en su matriz con Leucita**

## VENTAJAS:

- Similitud al diente
- Alta estética
- Excelente ajuste
- Cementación adhesiva



## INDICACIONES

Carillas, inlays, onlays, y coronas posteriores

Así podemos resumir que un Cerómero representa una nueva clase de material, el cual une las ventajas de la cerámica y el composite. A diferencia de los materiales de recubrimiento convencionales, estos son responsables de una extraordinaria estabilidad y por otro lado la resistencia a la abrasión.

Contiene un relleno del más de 50% con vidrio microfino lo que le confiere propiedades semejantes a la de la cerámica tanto para las restauraciones apoyadas en metal como para las libres de metal

A través de los componentes dentinarios y opacadores perfectamente ajustados uno al otro, se obtiene la misma impresión del color en grosores por capas de 0.5 hasta 0.2mm. La perfecta coordinación entre el sistema de unión, el opacador, y las propiedades del material conducen a una resistencia abrasiva en las áreas de masticación, que rebasa en gran medida lo que hasta ahora los materiales de composite eran capaces de ofrecer y al mismo tiempo cuidando a los antagonistas, mucho más que la cerámica (abrasión que responde a la de un diente natural). Así también nos conduce a una radiopacidad y ajuste perfecto al diente remanente, estos resultados han sido posibles bajo una estricta y exitosa evaluación clínica; a sí se abren nuevos horizontes y perspectivas para tratamientos protésicos más extensos.

A través de la transición homogénea de las propiedades del diente remanente hacia la restauración, el paciente obtiene un tratamiento que

**CONSTA DE UN SOLO MATERIAL**

**SATISFACE LAS MÁS ALTAS EXIGENCIAS**

**NO INCLUYE PRODUCTOS CORROSIVOS**

**SE ACERCA MAS A LO NATURAL**

**ESTA PREPARADO PARA CUIDAR AL MAXIMO LA ESTRUCTURA DENTINARIA**

### **CAPITULO III**

#### **PROPIEDADES FISICAS Y QUIMICAS**

Los cerómeros como hemos mencionado son cerámicas vítreas reforzadas con leucocita. Los cristales de leucocita, se obtienen por medio de diferentes ciclos de temperatura y coeficientes de expansión térmica de la leucocita y de la matriz de vidrio a sí como de la aplicación de una cerámica de superficie, con un menor coeficiente de expansión térmica. Así se produce tensión por presión, y de este modo se aumenta la estabilidad de la cerámica. La resistencia a la torsión de esta cerámica vítrea translúcida alcanza valores de más de 300 Mpa.

El material cerámico que cumple los requisitos o requerimientos que se mencionaron con anterioridad son fabricados en dos mezclas básicas de vidrio, que se agregan de  $Ti_4^+$ . El sistema total de cerámica comprende los siguientes materiales

1. Para la técnica de maquillaje: cerámica prensada
2. Para la técnica por capas: cerámica prensada
3. Pigmentos de superficie
4. Material de corrección
5. Cerámica por capas
6. Glaseado

Los diferentes materiales han sido fabricados a partir de una base de vidrio o mezclas de las bases de vidrio con aditivos como pigmentos sustancias fluorescentes ó elementos que ayuden a lograr un punto más alto de fusión.

OXIDO	MEZCLA 1	MEZCLA 2
SiO <sub>2</sub>	63.0	61.0
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	17.7	14.3
K <sub>2</sub> O	11.2	10.1
Na <sub>2</sub> O	4.6	8.0
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0.6	0.6
CeO <sub>2</sub>	0.4	0.9
CaO	1.6	3.3
BaO	0.7	1.5
TiO <sub>2</sub>	0.2	0.3

COMPOSICION DE CRISTAL BASICO ( peso dado en porcentaje)

Las bases de vidrio se funden en un horno de fusión a 1450 grados centígrados para asegurar la homogeneidad; El material se retira después de la primera cocción se seca, se muele, y se vuelve a fundir, subsecuentemente, el material bajo un proceso de templado especial el cual se transforma el vidrio amorfo en cerámica de vidrio.

Las propiedades del material cerámico, están determinadas por su estructura, tanto a nivel atómico como microscópicamente. Tomando en cuenta primeramente el nivel atómico, pueden ocurrir dos tipos de unión entre los átomos: Enlace iónico y Enlace covalente. La unión iónica se caracteriza por un intercambio de electrones siendo el átomo el que cede al electrón volviéndose con carga positiva y el electrón receptor asume la carga negativa, cargas opuestas se atraen y los átomos se unen unos a otros.

En la unión covalente los electrones son compartidos por los átomos, aunque la atracción electrostática entre los átomos se reduce en comparación a la unión iónica, la unión covalente demuestra una orientación atómica que limita el movimiento de los átomos.

Los átomos en substancia pueden asumir una estructura independiente del tipo de unión atómica. Cualquiera de estas estructuras periódicas que suceden regularmente a través del cuerpo del material se conoce como CRISTAL.

Una combinación atómica específica puede con frecuencia producir estructuras cristalinas así como también estructuras amórficas. Esto depende por ejemplo, de si los átomos tienen suficiente tiempo durante el enfriado para orientarse dentro de una estructura particular. Si se funde dióxido de silicón y se enfría lentamente, podemos observar una orientación de las moléculas de Si O<sub>2</sub> dentro de los cristales de cristobalita visibles macroscópicamente. Si el dióxido de silicón fundido se enfría rápidamente no dejando tiempo para la orientación, entonces el producto es una sustancia amorfa: VIDRIO.

La abundancia de la estructura atómica y las posibilidades virtualmente ilimitadas de intercambiar o combinar elementos permiten una producción de cerámica con propiedades radicalmente diferentes.

La estructura atómica de la cerámica resulta un material con alta resistencia química a las condiciones intraorales. La fuerza de unión química también es responsable del alto punto de fusión, dureza y de la resistencia.

Desafortunadamente, este tipo de unión evita el movimiento deslizante de los átomos dentro de la estructura, el material no puede ser deformado a temperatura ambiente cuando es sometido

a cargas o mejor dicho a estrés. Como resultado los materiales cerámicos mantienen una estabilidad bajo carga, por lo menos hasta que se alcanza la carga final. El material entonces se fractura de forma catastrófica.

Esta característica de fractura también es responsable de otra característica además de los materiales cerámicos, la resistencia a la carga compresiva es mucho más alta que la resistencia a la carga de tensión. Una carga compresiva tiende a cerrar cualquier microfractura, una carga tensional ampliará las microfracturas y desintegrará el material.

En un sentido práctico se produce un incremento en la resistencia de la cerámica por medio de las técnicas que reducen los efectos de las microfracturas y los defectos en la superficie del material. Por ejemplo existe la técnica clásica para endurecer el vidrio. El vidrio que ha sido calentado a temperatura de transformación se enfría rápidamente si se le aplica aire frío sobre la superficie; la superficie se cristaliza rápidamente y el vidrio se enfría con más lentitud.

La superficie del vidrio se coloca entonces bajo carga de compresión muy fuerte mientras la carga de tensión de la parte interna del vidrio actúa como mecanismo de compensación. La compresión de la superficie del vidrio evita la apertura de microfracturas y por lo tanto la iniciación de una fractura grande. El peligro de fractura se reduce, al menos hasta que la fuerza tensional exceda la fuerza compresiva.

## ***CAPITULO IV***

### ***PREPARACION DE DIENTES ANTERIORES Y POSTERIORES***

La reducción controlada del esmalte se basa en el uso de técnicas específicas que utilizan instrumental y material propio para la preparación de los dientes. En el caso de una preparación para carillas dicho instrumental se compone de:

1. Instrumentos rotatorios
2. Instrumental de alisado

#### **MARGENES O LINEAS DE TERMINACION**

Son tres las características que debe reunir el margen de una restauración para que esta tenga éxito:

1. Debe promover la fuerza suficiente para soportar las fuerzas masticatorias.
2. Debe adaptar lo mejor posible a las líneas de terminación de la preparación
3. Siempre que sea posible el margen debe ubicarse supragingival.

Existen diversos diseños de márgenes; sin embargo, el indicado para la preparación de carillas de porcelana es el chaflán. La clasificación general para describir a los diferentes tipos de líneas de terminación es la siguiente:

#### **Filo de cuchillo**

##### **Ventajas:**

Permite la conservación de la estructura dental.

##### **Desventajas:**

No proporciona suficiente espesor para el material restaurador, la localización del margen es difícil de controlar tanto en boca como en el modelo.

**Indicaciones:**

Su uso es muy limitado, pero en ocasiones se indica su uso en dientes lingualizados.



**Margen en filo de cuchillo**

**CHAFLAN****Ventajas:**

Proporciona un margen diferenciado, permite que el material restaurador tenga un volumen adecuado, su ubicación es fácil de controlar.

**Desventajas:**

Exige necesaria precaución al realizarlo, para evitar que quede un filo de esmalte si soporte.

**Indicaciones:**

En restauraciones de metal colado, margen lingual de coronas metal-porcelana.



**Margen en Chaflán**

**HOMBRO****Ventajas:**

Proporciona un adecuado volumen del material restaurador.

**Desventajas:**

Es menos conservador de la estructura dental que el margen en filo de cuchillo o el de chaflán.

**Indicaciones:**

Se recomienda utilizarlo en el margen facial de una corona metal-porcelana, y en coronas totales de cerámica.

**Margen en Hombro****HOMBRO CON BISEL****Ventajas:**

Proporciona un volumen adecuado del material restaurador, la ventaja del bisel permite una mejor adaptación del metal.

**Desventajas:**

Es menos conservador, y extiende la preparación apicalmente.

**Indicaciones:**

En el margen facial de corona metal-porcelana posterior siempre y cuando sea supragingival.

**Margen en Hombro con Bisel**

En los cerómeros una preparación adecuada influye en la estética, durabilidad, estabilidad y precisión de las restauraciones.

Hablando de preparaciones podemos contar con coronas y puentes a si como inlays, onlays, refiriéndonos a coronas y puentes los requerimientos mínimos son:

1. Reducción uniforme de la forma anatómica de la pieza
2. Terminar con un chaflán marcado de 1mm. de grosor como mínimo

3. En el tercio incisal, desgastar 1.5mm.
4. En el tercio incisal u oclusal, desgastar 2mm.

## **INLAYS**

Profundidad de la preparación en la zona de oclusión de 1.5mm. como mínimo

La anchura del surco central no deberá ser menor de 1.5mm.

Las cajas proximales estarán formando ligeramente un ángulo menor de 90 grados, sobre el borde del esmalte.

Revisar que no existan puntos de contacto en los márgenes de la preparación

## **ONLAYS**

Profundidad de la preparación en la zona de oclusión de 2mm.

La anchura del surco central no deberá ser menor a 1.5mm.

Las cajas proximales estarán formando ligeramente un ángulo menor de 90 grados, sobre el del esmalte.

Revisar que no existan puntos de contacto en los márgenes de la preparación.

Existen reglas básicas a seguir en cualquier preparación y dependiendo de las circunstancias bajo las cuales se colocará la faceta conviene ser flexible en el diseño de ésta, las reglas a considerar son las siguientes:

Procurar que el desgaste sea lo más conservador posible y no exponer dentina para que la fuerza de adhesión no se vea disminuida y no causar irritación pulpar.

Generar con el tallado espacio suficiente para la colocación de la faceta de porcelana(0.3 0.5 mm de espesor), el grosor de la película del agente cementante y el opacador , permitiendo disfrazar las pigmentaciones y el color del protector pulpar, si es que lo hay.

El margen gingival debe ser fácil de limpiar.

Se debe procurar una vía de inserción sin escalones

Es muy importante llevar la línea de terminación fuera del ángulo de visión.

Espacio suficiente en interproximal para colocar una matriz entre los dientes adyacentes durante la adhesión.

Evitar que existan ángulos internos agudos.

## **PREPARACION VS. NO PREPARACION**

Existe controversia entre los autores de si se debe o no preparar la superficie de un diente que va a ser restaurado con carillas de porcelana. Ambas opciones tienen sus ventajas y desventajas. Por un lado el no preparar promueve la preservación del tejido dental y evita la exposición dentinaria y la consecuente irritación pulpar, sin embargo la restauración se torna muy frágil debido a su poco espesor. Si se aumenta el grosor de la restauración, el resultado estético del diente en cuestión resulta comprometido; pues este se observa sobrecontorneado. En dientes lingualizados no preparar resulta una excelente opción.

Si se realiza el desgaste, la resistencia de la restauración aumente en proporción a su grosor. En dientes pigmentados, estas coloraciones se enmascaran mejor dándole mayor espesor a la carilla de porcelana, pero se corre el riesgo de dejar a descubierto la dentina al hacer la reducción del esmalte, principalmente en el tercio gingival donde el espesor normal del esmalte es menor.

En los casos en que la pigmentación dental sea muy intensa, el diente esté en giroversión o vestibularizado, es indispensable realizar un desgaste para permitir disimular el color, o compensar la mal posición dentaria y dar espacio a la porcelana.

Sería planificar procedimientos que fueran reversibles, pero evidentemente al preparar el diente, esto no es posible.

Concluyendo, podemos afirmar que la decisión de preparar ó no un diente que va a recibir una carilla de porcelana, depende de tres factores: el estado y edad del diente, la indicación para colocar la faceta y el criterio personal del dentista. Pero principalmente se debe tener idea del resultado estético y funcional que se obtendrá al elegir el tipo de preparación.

## REDUCCION LABIAL

El desgaste del esmalte debe ser entre 0.3 y 0.5mm. de profundidad. Los dientes pigmentados pueden ser sometidos a un tratamiento blanqueador previo a la colocación de las carillas. En dientes girovertidos se recomienda realizar un desgaste selectivo para alinear el diente con el resto antes de hacer los surcos.

En dientes lingualizados se recomienda desgastar solo la capa aprismática del esmalte 0.1 0.3mm. Uno de los métodos más efectivos para lograr una reducción controlada del esmalte es utilizar el Kit de instrumentos para carillas de la casa Brasseler. Se pasa un instrumento diamantado que puede ser el LVS-1 ò el LVS-2 sobre la superficie labial del diente en dirección mesio-distal, creando estrías horizontales que limitan la profundidad de la preparación

Los surcos guía también se pueden realizar con un diamante tronco cónico de punta redonda. Se hacen surcos sobre la superficie labial del diente, tres en tercio medio y tres en tercio gingival para seguir la convexidad natural del diente.

Se empareja la superficie desgastando las bandas remanentes de esmalte al nivel de los surcos guía realizados. Esto se logra utilizando un diamante tronco cónico de grano mediano y de punta redonda para obtener un margen de chaflán se coloca el instrumento sobre la superficie desgastando mesio distalmente, procurando seguir el contorno de la encía. En el caso del Kit de Brasseler se utilizan el LVS-3 ò el LVS-4 (two grit diamonds) con los cuales al mismo tiempo se alisa la línea de terminación por ultimo se pasa un diamante fino o ultrafino para que la superficie quede lo más posible sobretodo a nivel del margen para lograr un excelente sellado microscópico. Dependiendo de la vía de inserción en preparaciones que abarquen el borde incisal convendrá desgastar un poco más la superficie para facilitar la inserción que va en dirección de incisal hacia gingival.



**Desgaste labial vista frontal y lateral.**



**Desgaste labial con diamante convencional**

## **EXTENCION INTERPROXIMAL**

El margen de la restauración deberá quedar fuera del ángulo de visión, para lograr esto conviene extenderse con el diamante de punta redondeada hasta la mitad del área de contacto interproximal teniendo cuidado de seguir el contorno de la encía. El surco que se forma incrementa la fuerza de retención al adherir la carilla al diente, se utilizan tiras para eliminar los contactos interproximales.



## **EXTENCION SULCULAR Y COLOCACION DEL MARGEN**

Como ya se dijo con anterioridad el margen debe quedar de preferencia supragingival, en caso de requerirse un cambio dramático de color, conviene extenderse dentro del surco gingival pero no más allá de 0.5mm., primero se coloca hilo retractor en el diente durante 8 ò 10 minutos para no lacerar la encía al hacer el desgaste, la línea de terminación se puede obtener con la LVS two grit diamonds ò con el diamante de punta redondeada. Los márgenes se pueden pulir con un instrumento de pulido el Diamante Brasseler H283K016



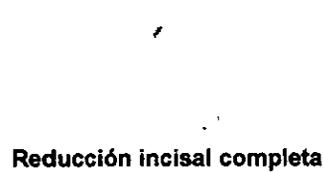
## **REDUCCION INCISAL**

Consiste en reducir el borde incisal(1mm) con el fin de aumentar el grosor del esmalte y evitar que se fracture al colocar la carilla. Con una fresa tronco cónica se realizan sobre el borde incisal tres surcos guía para limitar la extensión del desgaste (no más de 1mm).

Posteriormente con el mismo instrumento se empareja el borde, los ángulos agudos en la superficie lingual y bucal deben redondearse para prevenir microfracturas de la porcelana.



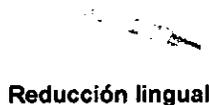
**Realización de surcos guía**



**Reducción incisal completa**

## **REDUCCION LINGUAL**

Cualquier reducción incisal precisa de reducción lingual para evitar el dislocamiento de la restauración o incluso su fractura al no permitir que los contactos oclusales se den justo en la interfaces diente-porcelana. Este desgaste generalmente se realiza con un diamante de punta redonda para obtener una repisa lingual con margen en chaflán ligero.



**Reducción lingual**

## **INSTRUMENTAL ROTATORIO**

El instrumental rotatorio se divide principalmente en fresa e instrumentos de diamante. Sus características en común son: ambos constan de tres partes, tallo, cuello y cabeza. El tallo es la parte que calza en la pieza de mano; el cuello une al tallo con la cabeza y la cabeza es la parte activa del instrumento. Se presentan en diversas formas y tamaños dependiendo de la preparación a realizar ya sean resinas coronas o amalgamas y la línea de terminación que se desea obtener como chaflán, hombro, filo de cuchillo.

Se aplica el término fresa a todo aquel instrumento rotatorio cuya cabeza tenga hojas cortantes utilizadas para el tallado dentario. Pueden estar hechas de acero o de carburo, estas últimas

son más eficientes. Se presentan en cinco formas básicas redonda, cono invertido, piriforme, fisura recta, fisura tronco cónica. La superficie de desgaste queda más nítida y uniforme que con un diamante, por lo que al final de la preparación se podría utilizar una fresa de carburo para alisar la línea de terminación.

Un instrumento abrasivo de diamante es aquel que desgasta a partir de pequeñas partículas angulares. Las formas básicas de las cabezas son redonda, cónica, cono invertido, cilíndrica, tronco cónica de punta plana, tronco cónica de punta redonda, flama, punta de lápiz, disco rueda, y disco en taza.

Por la distribución aleatoria de los granos de diamante, la orientación desorganizada de sus aristas, junto con la dureza y capacidad de penetración, resultan de gran eficiencia en el desgaste principalmente del esmalte, en dentina disminuye mucho su eficiencia por la acumulación de detritus en la interfase de los granos de diamante.

El instrumental de diamante de acuerdo al tamaño de sus partículas se clasifican en:

ANILLO NEGRO	●	GRANO EXTRA GRUESO
ANILLO VERDE	●	GRANO GRUESO
SIN ANILLO	○	GRANO MEDIANO
ANILLO ROJO	○	GRANO FINO
ANILLO AMARILLO	○	GRANO EXTRAFINO
ANILLO BLANCO	○	GRANO ULTRAFINO

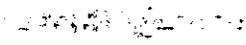
Mientras más grande y más grueso sea el grano del instrumento, el desgaste se hará más rápido pero la superficie remanente quedará demasiado rugosa, en cambio el grano ultrafino permite obtener una superficie más nítida, por lo tanto se puede iniciar el desgaste con un diamante de grano grueso y terminar con uno de granulación más fina. Se recomienda también realizar la preparación con un diamante y alisarla con una de carburo.

Ambos instrumentos, los de corte y los abrasivos de diamante producen calor por fricción, los primeros menos que los últimos, pero aun así se debe tener excelente refrigeración de la pieza de alta velocidad y no ejercer demasiada presión al preparar y que el instrumento tenga suficiente filo.

## **INSTRUMENTOS DE DIAMANTE (BRASSELER)**

Para obtener un margen en chafilán largo ò ligero el instrumento adecuado es un diamante de forma tronco cónica y punta en flama.

Para obtener un chafilán común se utiliza un diamante tronco cónico de punta redondeada  
Dentro de los kits cuyo uso es específico para carillas tenemos:

  
Diamante tronco-cónico punta en flama

Margen en chafilán largo

  
Diamante tronco-cónico de punta roma

Margen en hombro

## **NIXON PORCELAIN VENEER KIT II**

El instrumento No 828 presenta una porción activa que limita la profundidad de la preparación.

El No 850 sirve para definir la línea de terminación, el DET6EF se utiliza para redondear ángulos agudos y eliminar contactos interproximales. El instrumento ET6UF y el resto de los diamantes sirven para alisar la superficie y el margen de la preparación.

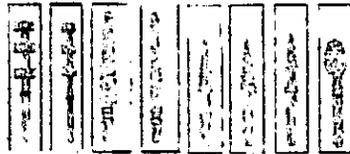


828 - 850 - DET6EF - ET6UF - 368F - 8392

## **LAMINATE VENEER SYSTEM (LVS) KIT**

**Set 4151**

Los instrumentos LVS-1 y LVS-2 sirven para realizar los surcos guía, con los que se determina la profundidad del desgaste, los LVS-3 y LVS-4 sirven para realizar la reducción labial, el resto del instrumental sirve para el alisado de la superficie y el margen de la preparación. El instrumento LVS-5 es de carburo.



LVS 1-8

### **INSTRUMENTAL Y MATERIAL DE PULIDO (BRASSLER)**

1. Puntas y copas de pulido
2. Pasta de pulido
3. Tira de pulido
4. Diamante de pulido

#### **1.- PUNTA DE PULIDO**

No de serie 9557-060

Pulidor universal: grano mediano.

#### **2.- COPAS DE PULIDO**

No serie 322-047

Pulidor de cerámica: grano mediano y fino

#### **3.- Pastas de pulido**

a) polvo pómez refina la superficie dental

b) MPS gel #1 (premier) Elaborado con partículas de polvo de diamante industrial natural o sintético cuyo tamaño oscila entre cuatro y seis micrones (#1). Refina la superficie de la porcelana.

c) MPS Gel #2 (premier)

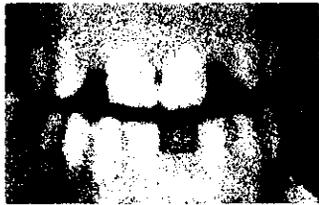
contiene partículas cuyo tamaño es de menos de 1 micrón (#2) sirve para pulido final

4.- tiras de pulido premier.

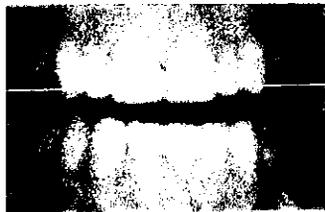
***CAPITULO V***  
***PROCEDIMIENTOS DE OBTURACION, CEMENTADO, Y***  
***TERMINADO***

***INTRODUCCION***

Estudios recientes indican que del 30% al 40% de los adultos no están satisfechos con su sonrisa, congestionando significativamente el potencial de la odontología estética.



Este estudio in-vitro a continuación representa los esfuerzos para determinar como quiera que sea la importancia estética con el compromiso de obtener resultados funcionales. Como ha sido establecido entre muchas otras cuestiones, una pobre fidelidad del margen de una corona, puede ser la resultante de tener un mal sellado, sobre contorneo,, acumulación de placa bacteriana ò bien la predisposición al fracaso de esta restauración.



La fidelidad marginal de las coronas fue el punto a investigar, de los tres sistemas de coronas estéticas a continuación, nombrando así el nuevo material IPS EMPRESS(Ivoclar Liechtenstein) cerámica prensada , OPTEC(Jeneric / Pentron USA ) un sistema base de modelos refractarios y totalmente estético, PFM(Williams U.S.A.) sin estructura metálica visible fue investigado también. Todos los anteriores sistemas fueron estudiados por su investigador de origen.

El material fue, 10 coronas de premolares fueron fabricadas con cada sistema y cementadas con los productos recomendados e indicados de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Todos los procesos de laboratorio fueron terminados y observados bajo un aumento de 6x. El cemento de fosfato de zinc fue utilizado en la cementación de las coronas PFM. Después de una revisión a fondo de la literatura más actualizada y relevante, la investigación escogió el método más adecuado para la examinación y estudio de los márgenes de los diferentes sistemas. El primero, antes de la cementación, un método de vista directa fue empleado, posterior a este el diente es seccionado después de la cementación. Esto es debido a que la discrepancia marginal se encuentra variable en las tres dimensiones, la combinación de los métodos fue utilizada para la determinación del sellado marginal.



## RESULTADOS

Las medidas del método de vista directa antes de la cementación indican que el sistema Empress demuestra una superioridad primaria de adaptación, de un promedio de 40 micrones los resultados para las coronas de OPTEC fue de 50 micrones y las coronas de PFM de 65 micrones.

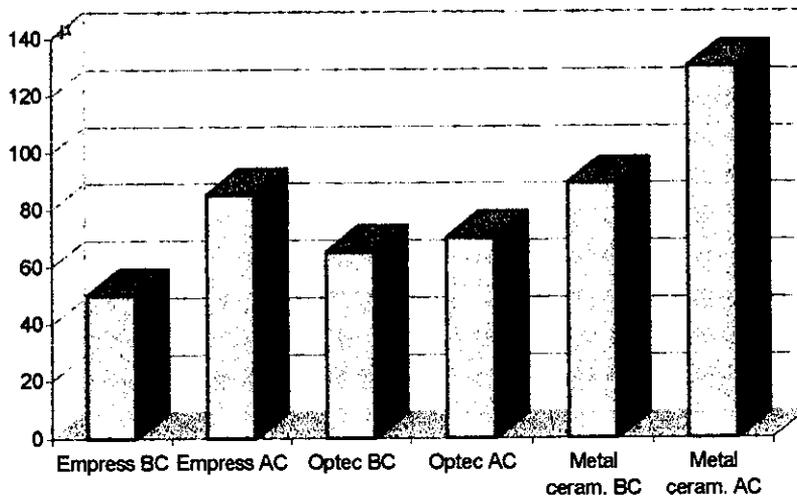
Las medidas del método de seccionamiento después de la cementación resultaron en un rango diferente. El promedio del grosor de cemento para las coronas OPTEC fue de 60 micrones, para las coronas EMPRESS de 63 micrones y con las coronas de PFM dieron un resultado de un grosor de cemento de 95 micrones.

En general se considera una muy aceptable precisión clínica de un rango de 50-75 micrones. Las coronas de EMPRESS y OPTEC a la vez caen dentro de los límites anteriores. Solo el 9%

de las coronas según la evaluación del criterio de las condiciones marginales no cumplieron este requisito. Es válido ver estos resultados como una buena representación de la fidelidad marginal de estos sistemas.

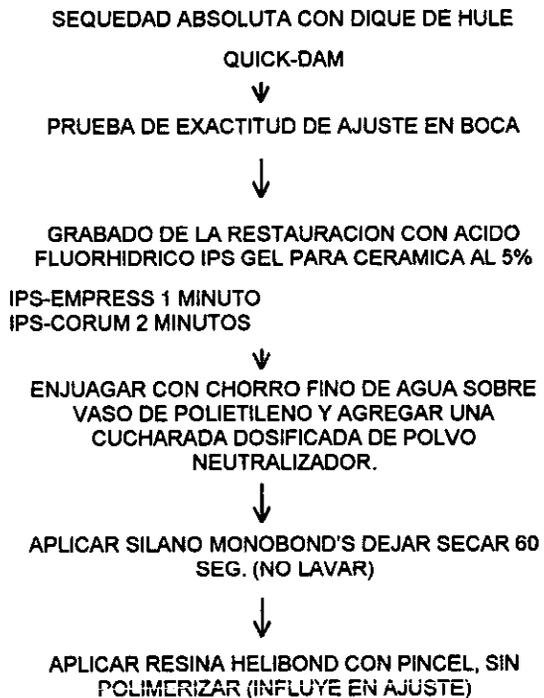
Podemos concluir que los dentistas no comprometen la integridad marginal de las restauraciones en sus tratamientos cuando utilizan estos sistemas para obtener una estética superior en sus trabajos.

**Sellado marginal en los diferentes sistemas de coronas**

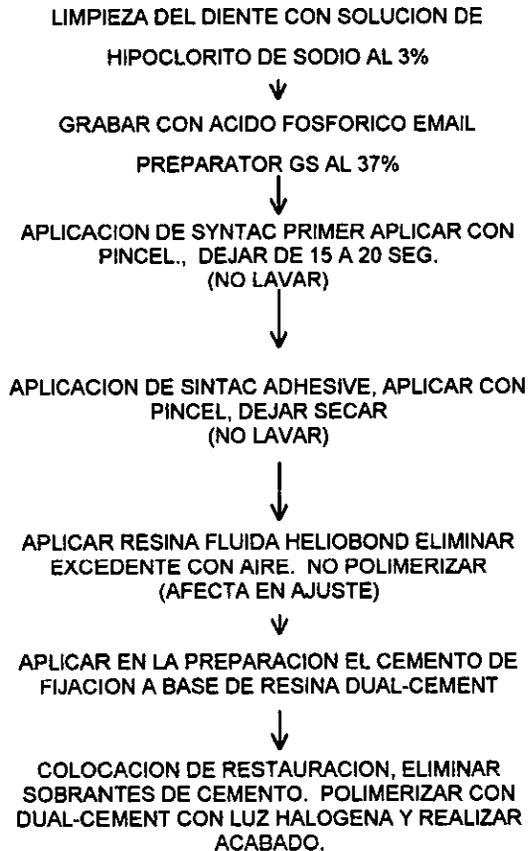


## **CEMENTACION PASO A PASO DE CARILLAS GRABADAS EN CLINICA**

### **ACONDICIONAMIENTO DE LA RESTAURACIÓN**

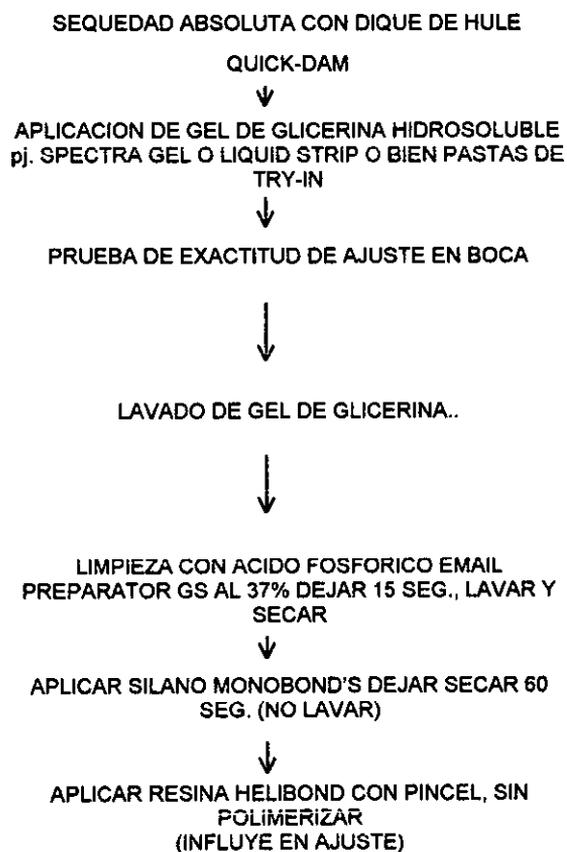


### **ACONDICIONAMIENTO DEL DIENTE**

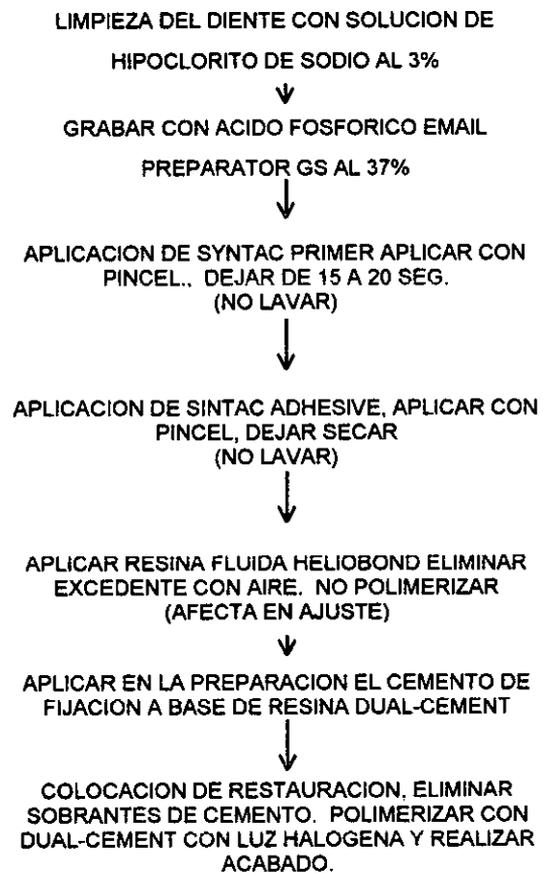


## CEMENTACION PASO A PASO DE CARILLAS GRABADAS EN LABORATORIO

### ACONDICIONAMIENTO DE LA RESTAURACIÓN

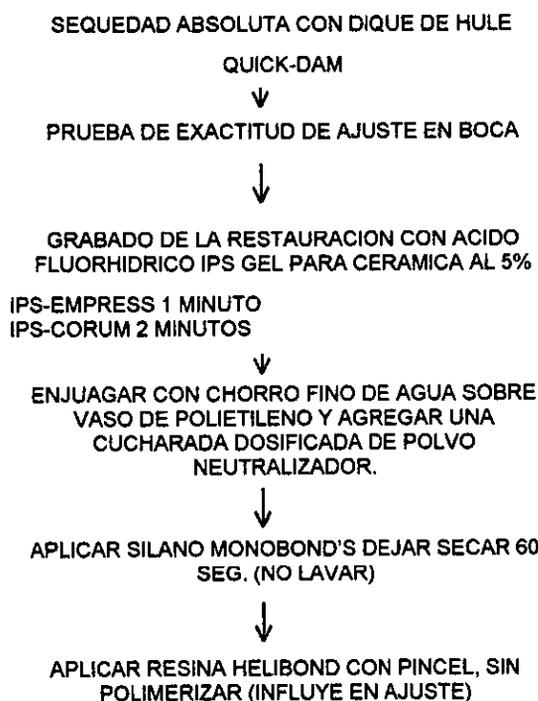


### ACONDICIONAMIENTO DEL DIENTE

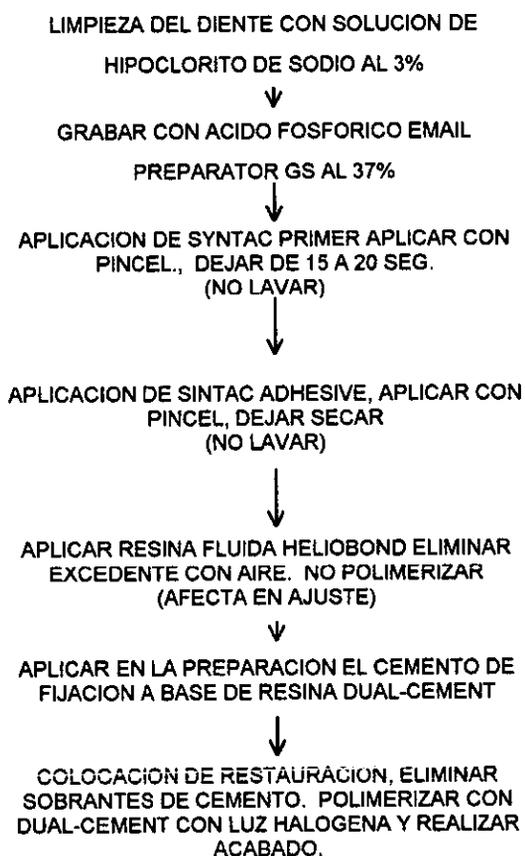


## **CEMENTACION PASO A PASO DE INLAYS-ONLAYS GRABADOS EN CLINICA**

### **ACONDICIONAMIENTO DE LA RESTAURACIÓN**

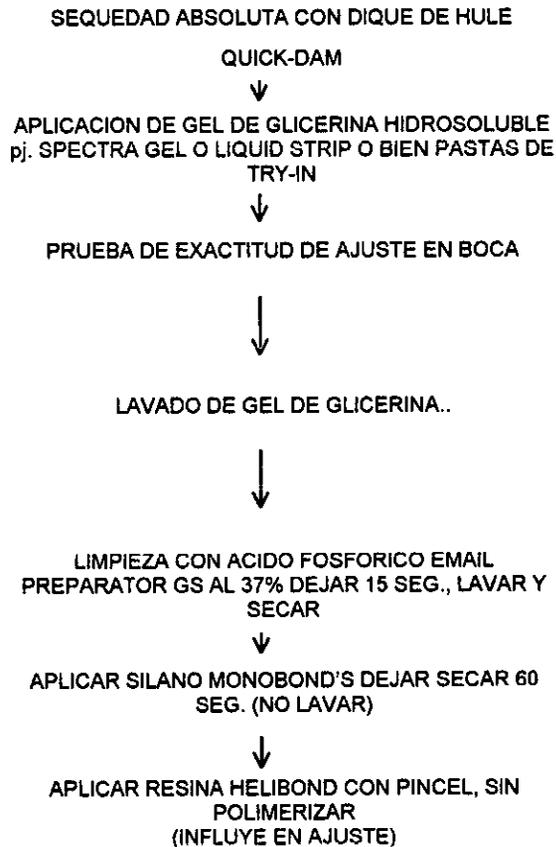


### **ACONDICIONAMIENTO DEL DIENTE**

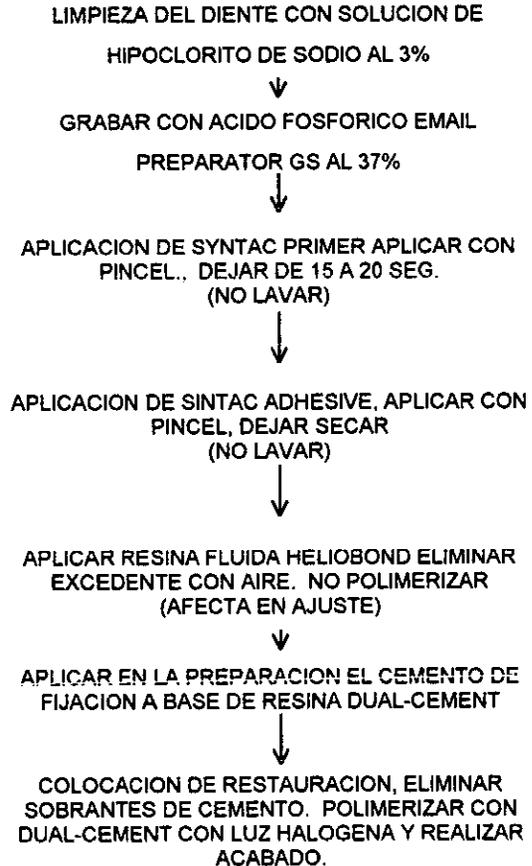


## CEMENTACION PASO A PASO DE INLAYS-ONALYS GRABADOS EN LABORATORIO

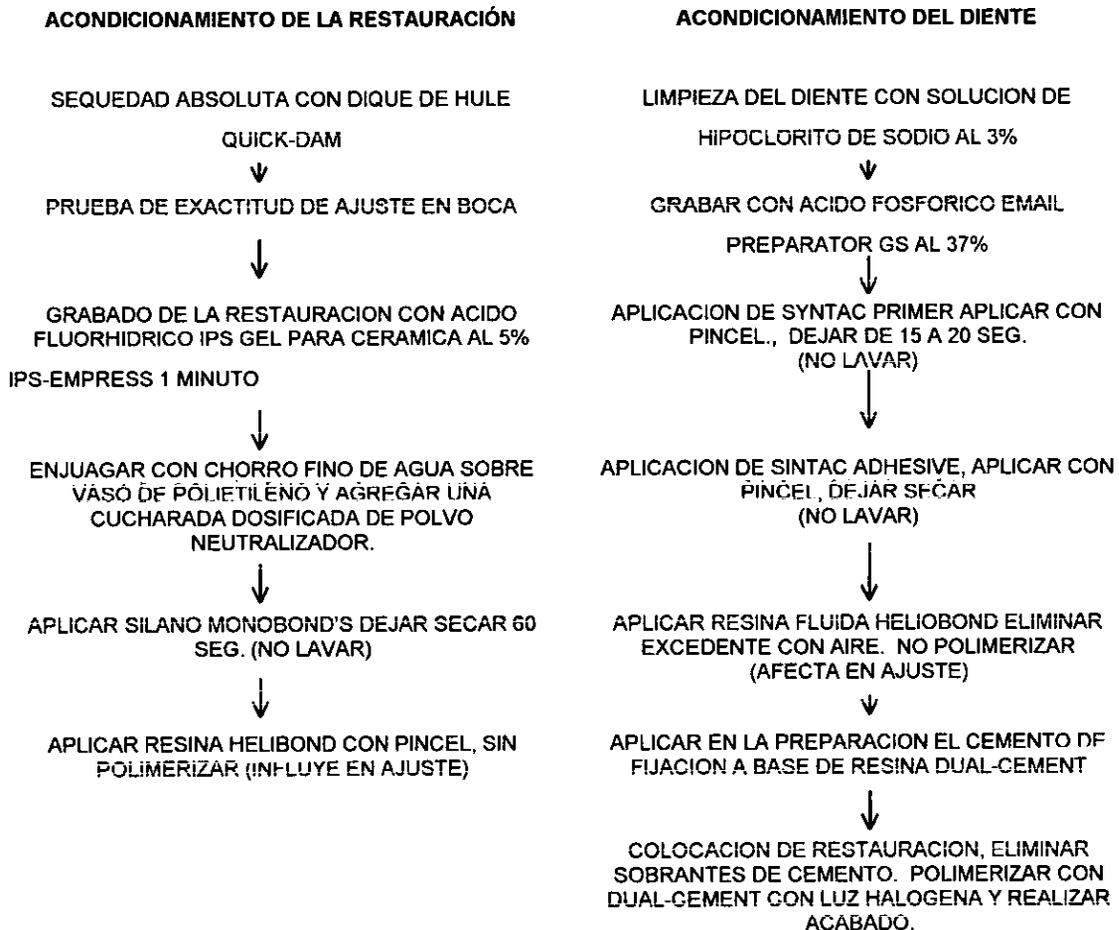
### ACONDICIONAMIENTO DE LA RESTAURACIÓN



### ACONDICIONAMIENTO DEL DIENTE

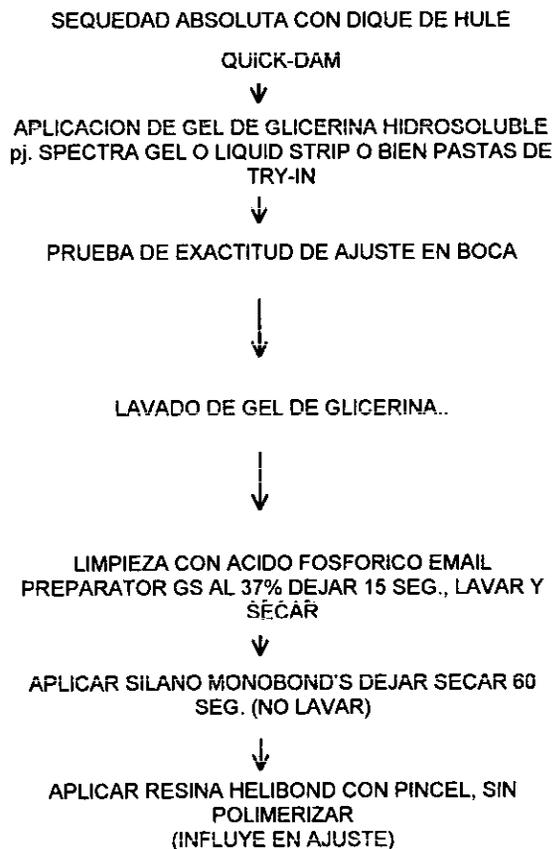


## **CEMENTACION PASO A PASO DE CORONAS GRABADAS EN CLINICA**

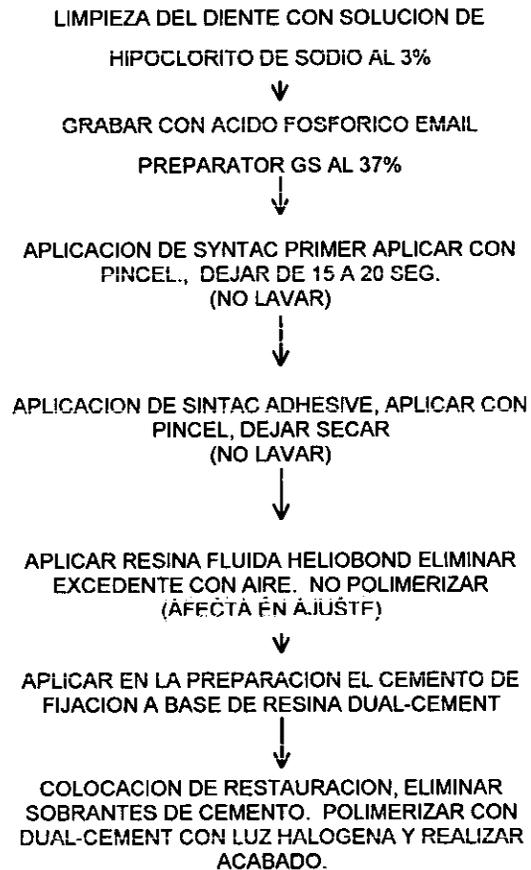


## **CEMENTACION PASO A PASO DE CORONAS GRABADAS EN LABORATORIO**

### **ACONDICIONAMIENTO DE LA RESTAURACIÓN**



### **ACONDICIONAMIENTO DEL DIENTE**



## ESTUDIOS RECIENTES SOBRE LA INCORPORACION DE SILANO EN LAS RESTAURACIONES CERAMICAS DE PORCELANA

Es muy importante no dejar de mencionar la importancia que tiene la incorporación de silano a estas restauraciones totalmente cerámicas, ya que juega un papel muy importante en el éxito o fracaso en nuestro tratamiento.

Varios autores han escrito sobre este importante paso en nuestras restauraciones de porcelana y han hecho estudios interesantes relacionados a la resistencia a la fuerza tensional, contaminación, a la gran ventaja que tenemos en el efecto de unión que provee este material a la restauración cerámica usando como medio cementante materiales como composite, al diente natural.

J.I. Nicholls hace un estudio en 1980 en la Universidad de Seattle, Washington sobre las resinas de cementación y su sinergismo de unión con el tratamiento de grabado a la porcelana y su incorporación de silano a la misma.

La precaución y cuidado al manipular nuestras restauraciones debe ser cautelosa para no obtener una contaminación de ésta, por ejemplo: grasa de los dedos al tocarla o bien contaminación por saliva. En caso de que esto suceda debemos de grabar nuestra restauración con ácido fosfórico al 37% durante 15 segundos y de esta manera nuestro grabado en la porcelana no desaparecerá y nuestra capacidad de unión no va a ser afectada.

A quienes recomienda el uso de acetona para limpiar la restauración en caso de contaminación. Este método no es muy recomendable ya que no restaura nuestro grabado en la restauración y va a afectar directamente en nuestra unión.

En cuanto a los cinco medio de cementación a base de composite que fueron puestos a prueba demostraron tener una fuerza tensional de unión de más de 4000 psi con el tratamiento de porcelana grabada y la incorporación de silano.

En 1988 J.A. Bello, Nyers M., Graser G., y Jarvis R. Hacen un estudio sobre la fuerza de unión y microfiltración de los materiales para restaurar porcelana en el cual afirman que el silano es uno de estos productos y puede abogar al tratamiento de superficies para reproducir retenciones en carillas, in-lays, on-lays, y coronas totalmente cerámicas y obtener así un agente de unión inmejorable.

En 1988 Alton M. Lacy M. S, Ph. D, D.D.S. y colaboradores en la Universidad de San Francisco, California, hacen otro estudio sobre las características de unión que tenemos con el tratamiento de silano en superficies de restauraciones cerámicas de porcelana cementadas, con cemento a base de composite. Encontrando así que:

- a) El acoplamiento de silano a la restauración cerámica da una estabilidad de unión entre el composite y la restauración misma.
- b) El acoplamiento de silano usado en conjunción con el grabado de las superficies de porcelana crea una unión mucho más fuerte que la misma fuerza cohesiva de la porcelana.
- c) El grabado de la porcelana sin silano provee una deficiente unión al composite que comparada con el hacer rugosidades en la superficie de la restauración con un diamante fino.

***CAPITULO VI***  
***CASO CLINICO***

Paciente de sexo femenino en el cual se observa una brecha intercalar en el Maxilar Superior tras perdida de los órganos dentarios 14 y 15 esto con un cierre parcial de la misma.



Se observa el estado tras extraer obturaciones insuficientes de amalgama y de ionómero de vidrio en el órgano dentario 16.



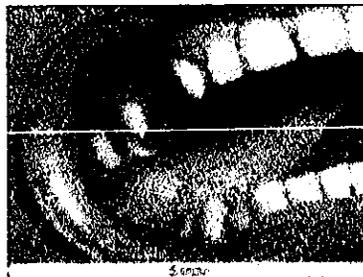
## PRIMER PASO

Se determina con el colorímetro el color de los órganos dentales los cuales se van a sustituir (CHROMASCOP).



## SEGUNDO PASO

La preparación se rige por las directrices para Inlays cerámicos; La profundidad y la anchura de la caja así como la preparación del itzmo será de 2mm suficiente espacio para el material pónico, La corona se prepara según las normativas para coronas cerámicas en la cual será una preparación tipo chafflán con un grosor de 0.8mm, se debe de considerar un sistema de inserción en común ; El espacio oclusal será de 1.5mm a 2mm de ancho y la preparación en el área del ecuador será de 1mm con un ángulo de 10 grados como mínimo.



### TERCER PASO

Se coloca hilo de retracción en los dientes preparados.



### CUARTO PASO

Se toman impresiones con hules tanto pesado como ligero esto con el método de moldeo de corrección.



### QUINTO PASO

Con una rielera embutida se realizan los provisionales, y posteriormente el acabado fino para despues fijarlos con cemento carente de Eugenol.



### SEXTO PASO

Se retira el provicional y se coloca la restauración TARGIS-VECTRIS, para verificar la presión de ajuste, oclusión y articulación



## SEPTIMO PASO

Se elije el color del Variolink II se silanizan las áreas interiores del Inlay y de la corona. tras aplicar dique de hule se limpian los dientes y se coloca en las áreas del esmalte ácido fosfórico al 37%.



### OCTAVO PASO

La preparación total se acondiciona con el sistema de sustancias adhesivas para dentina SYNTAC. Sobre las áreas interiores de la restauración y en la preparación se aplica HELIOBOND, y los excedentes se retiran con aire.



### NOVENO PASO

A continuación se coloca el puente TARGIS-VECTRIS, con VARIOLINK II se polimeriza durante 10 segundos y se quitan excedentes, se aplica liquid strip y se endurece definitivamente el VARIOLINK II, se acaban y se pulen bordes por último se coloca flúor protector.



Podemos observar que el tratamiento con el sistema de porcelana libre de metal (TARGIS-VECTRIS) cumple las más altas exigencias en cuanto a ajuste, color, forma, y sobre todo estética,



ANTES



DESPUES

## **CONCLUSIONES**

El sistema de porcelana sin metal (TARGIS-VECTRIS), es una opción o alternativa restauradora bastante conservadora y estética para la Odontología.

La preparación ideal es aquella con la cual se intenta proporcionar a la restauración grosor suficiente, de manera que sea menos frágil y enmascare mejor las condiciones reales del órgano dental, tanto en pigmentaciones, como diastemas y materiales de obturación obsoletas.

Debe procurarse ser lo más conservadora posible durante el desgaste, y limitarse exclusivamente a esmalte para evitar alteraciones pulpares y periodontales.

La selección en la preparación debe analizarse con detenimiento, tomando en cuenta las indicaciones, contraindicaciones, ventajas, desventajas, posibles implicaciones periodontales y pulpares, etc.

La obtención de una adecuada restauración implica el manejo cuidadoso, tanto de las técnicas clínicas como las del laboratorio.

**ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

## **BIBLIOGRAFIA**

Abendroth U. "DAS HERSTELLEN VON KRONEN AUS GEISSBARER DICOR-GLASKERAMINC." **DENTAL LABOR**, 1985. p.p. 1281-1286.

Beham G. "IPS EMPRESS : A new ceramic Technology" **VOCLAR- VIVADENT REPORT** Schan, Lietchenstein No.6 Sept. 1990 p.p. 1-15

Bello J.A. , Nyers M, Graser G., and Jarvis R. "BOND STRENGHT AND MICROLEAKAGE OF PORCELAIN REPAIR MATERIALS" **THE JOURNAL OF PROTHETIC DENTISTRY** Vol. 54 1985 . p.p. 788-791.

"DESCRIPCION DE LA APARATOLOGIA USADA EN LA MEDICION DE LA RESISTENCIA A LA FLEXION" **Internacional Standard ISO 6872, First Edicion 1984. : Dental Ceramic.** p.p.1-3.

Fanuscu I. Mete , Med. Dent. " **A COMPROMISE FOR THE SAKE OF ESTHETICS**" **Istambul** , Jan. , 16,1991.

Heinzman J.L., Krejci I. Y Lutz F. " **ABRACION Y ADAPTACION MARGINAL DE IN-LAYS DE CERAMICA DE VIDRIO, AMALGAMA Y ESMALTE DENTAL**" **Medicina dentaria preventiva (PDM) / Parodontologia (PAR) / Cardiologia (CAR)** , Universidad de Zurich Suiza. Extracto No 423. 1991 . p.p. 1-8.

Lacey Alton M. M.S. , Ph. D. , D.D.S. , La Luz San José , Watanabe Larry G. , B.S. , and Dellinges Mark , D.D.S. " **EFFECT OF PORCELAIN SURFACE TREATMENT ON THE BOND TO COMPOSITE** ".**THE JOURNAL OF PROTHETIC DENTISTRY VOL 60 No. 3 Sept. 1988.** p.p. 288-291.

Dr. Ludwing K. "Análisis de la resistencia a la fractura de las coronas de cerámica sin metal". **DENTAL-LABOR** Universidad de Kiel. Alemania No 5 1991 p.p. 647-659.

Nicholls J.I. , ph.D. " **TENSILE BOND OF RESIN CEMENT TO PORCELAIN VENEERS**" **THE JOURNAL OF PROTHETIC DENTISTRY VOL 60 No.4 p.p. 443-447. Oct. 1988.**

Schwickerath H. Coca I. "ZUR FESTIGKEIT VON KRONEN IM FRONTZAHNBEREICH."  
Dtsch. Zahnarztl, 1986.

Sorensen John A. , DMD, Judith M. , DDS, Avera Sean P. , BS, and Materdomini Daniel.  
"MARGINALFIDELITY AND MICROLEAKAGE OF PORCELAIN VENNERS MADE BY TWO  
TECHNIQUES" THE JOURNAL OF PROTHETIC DENTISTRY Vol 67 No. 1 Jan , 1992. P.p.  
16-22

Stookey , S.D. , "CATALIZED CRYSTALITATION OF GLASS IN THEORY AND PRACTICE".  
Ber.32 K 1-8 1959

Wohlewd Arnold Z:T: and Scharer P. Prof. Dr. Med.dent. MS . " THE EMPRESS TECHNICS :  
A NEW TECHNICS FOR THE FABRICATION OF FULL CERAMIC CROWNS , IN LAYS AND  
VENEERS". Quintessence Zahnarztliches Institut der Universitat Zurich. Vol. 2 No. 5 1991 p.p  
325-336

Wohlwend A. "VERFAHREN UND OFEN ZUR HERSTELLUNG VON ZAHNERSATZTEILEN"  
EUROPAISCHE PATENTANMELDUNG . 0231773 , 1987 .

Beham , G. Personal Reports

Lehner , C. Personal Reports

Luthy , H. Personal Reports

"Video (CD. Rom) IPS EMPRESS (TARGIS – VECTRIS ) IVOCLAR " THE METAL FREE  
RESTAURATION " STUDIO WIDNAU new media production GmbH steinacker 4 6811  
Göfis. Contacto: [admin\\_sw@newmedia.vol.at](mailto:admin_sw@newmedia.vol.at)