

MFN = 699

852000

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
CATEDRA DE PROTESIS FIJA

CORONAS JACKET-CERAMICA GRABADAS Y  
CEMENTADAS CON RESINA COMPUESTA  
(Seminario de Tesis para optar  
al Título de Cirujano Dentista)

Profesor Guía:  
Dr. Pedro Maldonado C.

Alumnos:  
Darío Alfaro A.  
Víctor Arroyo S.

A nuestros padres:

Por su constante apoyo en los momentos  
difíciles.

ca  
lo  
Su  
ca  
pa  
per  
ca  
Al  
f  
ca

## Agradecimientos

Queremos agradecer sinceramente a aquellas personas que con su participación hicieron posible nuestro trabajo de investigación, en especial a nuestro Profesor Guía del Seminario Dr. Pedro Maldonado C., Profesor Adjunto de la cátedra de Prótesis Fija, por su valiosa orientación e ideas para salir adelante; al Laboratorio Dental "Dento Cerámica" perteneciente al Sr. Miguel A. Padilla, por su desinteresada colaboración y espíritu de investigación; al Sr. Julio Allende, encargado de la máquina Instron en la U.T.F.S.M. por facilitar nuestro trabajo y a todos quienes estuvieron siempre con nosotros.

# I N D I C E

pág.

I	Introducción	
	Fundamentación del problema .....	2
II	Marco Teórico	
	Resinas Compuestas .....	5
	Adhesivos dentinarios:	
	Bioquímica .....	7
	Grabado del tejido dentario:	
	Esmalte y dentina .....	11
	Efectos pulpares:	
	De la resina .....	15
	Del grabado ácido .....	17
	Del adhesivo dentinario .....	19
	Interfase diente-restauración .....	20
	Cementos tradicionales:	
	Cemento Fosfato de Zinc .....	21
	Cemento de Policarboxilato .....	23
	Cemento Ionómero Vítreo .....	25
	Coronas Jackets-Cerámicas	
	Indicaciones y contraindicaciones.....	27
	Preparaciones Dentarias .....	28
	Cerámica en modelos refractarios .....	31
	Técnicas de grabado .....	32
	Tiempo de grabado .....	33
	Unión final a la estructura dentaria ....	39
III	Objetivo General .....	41
IV	Objetivos Específicos .....	42
V	Metodología .....	43
VI	Resultados .....	53
VII	Discusión .....	55
VIII	Conclusiones .....	56
IX	Resumen .....	57
X	Bibliografía .....	58

# I INTRODUCCION

## Fundamentación del problema

La elección de un buen tratamiento restaurador en Prótesis Fija, debe ser el resultado de una adecuada planificación que nos garantice el éxito clínico.

El mejoramiento de las técnicas y los biomateriales usados en Odontología, llevan a la innovación de técnicas normalmente tradicionales.

En Prótesis Fija existen múltiples alternativas restauradoras que pueden clasificarse como sigue:

- a) Técnicas Clásicas
- b) Técnicas Recientes

### Técnicas Clásicas:

- Coronas Jackets-Cerámicas
- Coronas Metal-Cerámica
- Coronas Metal-Acrílico

### Técnicas Recientes:

- Aplicación directa de Composite sobre una cara vestibular del diente
- Aplicación de Composite previamente modelado y adaptado a la cara vestibular
- Fijación de carilla de cerámica laminada grabada, fabricada por el laboratorio
- Fijación de carilla de resina laminada fabricada por el laboratorio
- Fijación de carilla laminada fabricada industrialmente
- Fijación de carilla de resina preparada a partir de un diente de acrílico preformado

Entre las técnicas clásicas, las coronas metal-cerámicas son las más recurridas por sus óptimas propiedades mecánicas y en segundo lugar por su estética. Por otra parte las coronas jackets-cerámicas tienen una indicación principalmente estética, debido a que no poseen una infraestructura metálica que se interponga en la transmisión de la luz, simulándose mejor la estructura dental natural.

En la técnica de coronas metal-cerámica, algunos de los detalles de la técnica que pueden llegar a constituir defectos o limitaciones son por ejemplo:

- 1.- La necesidad ineludible de un buen agente cementante, el cual sufre solubilización en el tiempo
- 2.- La terminación de la preparación dentaria debe ser para o subgingival; y la terminación subgingival contribuye a acumular placa bacteriana, y en consecuencia se lesiona el periodonto de protección y/o de inserción
- 3.- Indicaciones específicas
- 4.- Requieren de un desgaste coronario extenso.

Para la técnica de coronas jackets las limitaciones son:

- 1.- Cementos solubles
- 2.- Cementos que influyen en la coloración final
- 3.- Cantidad de desgaste coronario.

Por ende, cambiar el material cementante podría significar un cambio substancial que obviaría las limitaciones descritas. Así, este trabajo se orienta al uso de resinas compuestas como material de la interfase diente-restauración.

Su elección como agente cementante, radica en el aprovechamiento de sus propiedades físicas y químicas. De este modo las ventajas de nuestra técnica serán:

- a) Ser una técnica adhesiva (físico-química): existe unión química al tejido dentario, a la vez que trabazón micromecánica.
- b) Obtener una interfase diente restauración mínima, ya que el grosor de resina compuesta se aproxima a los 24 micrones, reduciendo con esto la contracción de polimerización y la microfiltración.
- c) Se pueden hacer terminaciones supragingivales, por ser un material estético.
- d) Se puede lograr un mejor pulido y terminación de los márgenes, reduciendo la injuria al periodonto de protección y/o de inserción.
- e) El paciente tiene un mayor control higiénico y visual de la interfase diente-restauración.
- f) Se puede obtener un mejor manejo del color en la restauración final, ya que el material de cementación permite varias pruebas con distintas posibilidades antes de la polimerización definitiva.

En este seminario se harán experiencias físicas de tracción y compresión, cuyos resultados nos podrán orientar en la conveniencia o no de indicar esta nueva técnica en Prótesis Fija.

## II MARCO TEORICO

### 2.1. Resinas Compuestas

En un comienzo, los primeros materiales restauradores estéticos ideados fueron el Cemento de Silicato y las Resinas Acrílicas de autocurado sin relleno. Estas últimas debido a su alto coeficiente de expansión térmica y contracción, mostraban manchas marginales, microfiltración y una alta recurrencia de caries; en ese entonces ambos materiales necesitaban preparación cavitaria con retenciones en dentina.

El desarrollo de un material restaurador estético mejorado consistió en un refuerzo de Bisfenol y Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), con un Vinil Silano tratado, Sílica fundida; obteniendo la primera resina compuesta dental. Esta resina compuesta restauradora confió en las retenciones adicionales en la dentina del diente, para la retención de la restauración. Las resinas compuestas tenían desventajas: un alto coeficiente de expansión térmica y una alta contracción de polimerización, al compararlas con las estructuras de los dientes. Tal contracción de polimerización creaba microgrietas en los márgenes de la restauración, apareciendo en consecuencia manchas marginales, microfiltración y caries recurrentes.

Más tarde se minimizó la microfiltración al combinar el concepto de grabado ácido con las resinas compuestas de Bis-GMA. La reducción o la eliminación de la microfiltración en los márgenes de las restauraciones de las resinas compuestas resultó en una disminución de la sensibilidad, menor decoloración, un bajo porcentaje de caries recidivantes, aumentando por lo tanto la vida clínica de esas restauraciones.

Una característica deseable para una resina compuesta sería la capacidad de predecir la resistencia del material, la unión deseable a la dentina, eliminar la necesidad de retenciones adicionales y permitir una mayor conservación de estructura dentaria.

En general, encontramos dos tipos de composite apropiados para el cementado de coronas jackets-cerámicas: 1.-los composite de macrorrelleno y 2.- los de microrrelleno. Estos últimos tienen la ventaja de conseguir y mantener una superficie lisa pero también tienen muchos inconvenientes. Entre éstos, el hecho de que forman un espesor de película muy grande, en general de más de 100 a 200 micrones que se debe a la presencia de partículas de resina prepolimerizadas. Los microrrellenos además, poseen una resistencia a la compresión y a la tracción y una absorción de agua más pobre que la mayoría de los composite de macrorrelleno. Con respecto a la estética los microrrellenos tienen menos vitalidad y parecen más semejantes al plástico que los macrorrellenos.

Cabe recordar que como agentes de fijación, los macrorrellenos poseen muchas ventajas sobre los microrrellenos. Pueden llegar a formar espesores de película muy bajos, algunos menos de 25 micrones. Tienen una alta resistencia a la compresión y tracción y baja absorción de agua. En términos de estética poseen una excelente vitalidad. Entre los macrorrellenos híbridos, los híbridos de minirrelleno son los de elección. Tienen un espesor de película muy bajo, así como un alto porcentaje de relleno. Por regla general, los macrorrellenos tienen una ventaja adicional: son menos viscosos que los microrrellenos. Esto es aún más evidente cuando se comparan los composites de micro y macrorrellenos con el mismo porcentaje de relleno.

El tipo de polimerización en un composite ( de auto y fotocurado) tiene ventajas y desventajas, así es como los sistemas de polimerización química tienen la ventaja de que fraguan en las zonas profundas, donde puede ser difícil la penetración de la luz. Sus desventajas radican en su tiempo de trabajo limitado y una pobre estabilidad del color.

Por otra parte los sistemas de polimerización por la luz tienen la ventaja de que permiten un tiempo de trabajo más prolongado. Esto facilita al profesional la eliminación de cualquier exceso de material antes del fraguado, con ello se puede reducir grandemente el tiempo de acabado de estas restauraciones. Las pruebas también son más fáciles con los sistemas fotopolimerizables ya que la corona puede quitarse y ponerse fácilmente cierto número de veces antes del fraguado final. La desventaja de la fotopolimerización por luz es que las restauraciones gruesas u opacas pueden no recibir la intensidad de luz adecuada para el fraguado óptimo.

Como la mayoría de las coronas jackets-cerámicas deben tener un grosor crítico, los agentes de fijación fotopolimerizables son generalmente los sistemas de elección. De ellos, los híbridos de partícula inferior a un micrón (microrrelleno) proporcionan los resultados más favorables.

En relación a la composición de las resinas compuestas, hoy en día, básicamente están formadas por tres fases:

### Fases de la Resina Compuesta

- a.- Fase Orgánica (matriz) --> Bis-GMA
- b.- Interfase (une la fase orgánica y dispersa) --> Moléculas Organosilanos
- c.- Fase Dispersa (relleno)

## 2.2. Adhesivos Dentinarios: Bioquímica.

Lograr una unión resistente y durable a las estructuras del diente, ha sido por mucho tiempo el objetivo de los investigadores.

Los componentes de la dentina se pueden clasificar en: orgánicos e inorgánicos. Los enfoques primarios de los investigadores ha sido el calcio entre los componentes inorgánicos de la dentina y el colágeno entre los componentes orgánicos.

Los adhesivos dentinarios actuales son básicamente moléculas bifuncionales, con un grupo Metacrilato, que se une a la resina compuesta por interacción química y otro grupo funcional que se adhiere a los compuestos orgánicos e inorgánicos de la dentina (Asmussen E., 1985).

En 1956 Buonocore y cols desarrollaron un adhesivo basado en el Metacrilato, que era capaz de unirse a la fase inorgánica de la dentina (Buonocore M.G. y cols, 1956), pero inaceptable clínicamente en su resistencia a la unión. Las bases químicas para este adhesivo de resina a la dentina fueron la interacción de un grupo fosfato, el cual se unía al Metacrilato con los iones de calcio de la superficie de la dentina. Cuando el adhesivo se colocaba en contacto con el agua, disminuía la resistencia de la unión, lo que podría deberse a la hidrólisis de la unión fosfato/calcio. Esta unión de fosfato/calcio es la base de la familia comercial actual de adhesivos a la dentina y al esmalte.

Actualmente se ha modificado y el grupo Metacrilato se sustituye por la molécula de Bis-GMA y los fabricantes han añadido una resina sin relleno al adhesivo. La baja viscosidad permite el flujo, hay unión química a la dentina y unión micromecánica y unión química al esmalte grabado. Después de 20 años, Bowen y cols desarrollaron un adhesivo dentinario que utiliza la fase orgánica de la dentina, para crear una unión de dentina/resina compuesta, se ha publicado produce una resistencia a la unión comparable a la de las resinas compuestas al esmalte grabado. Los ingredientes activos incluyeron una solución acuosa de Oxalato Férrico [ $Fe_2(CO_3O_4)_3$ ], una solución de Acetona de NTG-GMA y una solución de Acetona de PMDM (Pyromellitic Dianhydride-2-hydroxyethylmethacrylate). En el presente, solamente un producto se basa en la unión con el Oxalato (adhesivo dentinario Oxalato Ternure, fabricado por Den-Mat) (Howard E., 1988).

Por otra parte, mientras el enfoque de la unión ha sido en la fase inorgánica de la dentina, Asmussen E. y Munksgaard E.C. (1985) encontraron que, usando una mezcla de monómero, que contiene un hidrógeno de superficie activo (HEMA) y un Glutaraldeído, podrían formar una adhesión covalente a la porción orgánica de la dentina. La resistencia a la unión de la dentina se aproxima a la unión de la resina compuesta al esmalte grabado. Cuando se usa el HEMA-Glutaraldeído para unión a la dentina, la unión se facilita al remover la capa de desechos dentinarios con un limpiador cavitario EDTA (0,5 mol/L x 20 segundos). Actualmente, este sistema sólo se puede obtener en Europa (GLUMA de la Bayer), (Howard E., 1988).

Debe tenerse presente que la aplicación del grabado con ácido fosfórico a la superficie de la dentina remueve la capa de desechos dentinarios (película orgánica de restos que permanecen, después que el esmalte y la dentina se cortan con un instrumento). Aún cuando el grabado con ácido fosfórico se coloque solamente en la porción del esmalte, la capa de desechos dentinarios puede removerse cuando lavamos. La remoción de la capa de desechos dentinarios disminuye la resistencia a la unión de los agentes adhesivos dentinarios, del tipo Ester-Fosfatado y de la unión con Oxalato, los cuales descansan sobre la capa de desechos dentinarios para obtener su efecto de unión, (Howard E, 1988).

En la unión con el Oxalato, la capa de desechos se transforma durante la fase de pretratamiento con una sal mordiente (Oxalato Férrico) en conjunción con un promotor de adhesión, una resina catalizador (NTG-GMA y PMDM), para formar una capa de superficie rígida que es estructuralmente contigua con la capa inferior de dentina no alterada (Asmussen E. y Munksgaard E.C., 1985).

Debido a la naturaleza rígida de esta unión química, la resistencia a la unión publicada es de dos a tres veces mayor que la de los ésteres-fosfatados y se acerca a la unión de las resinas al esmalte.

Los dos objetivos principales de un agente adhesivo dentinario son resistir la contracción de polimerización de la resina compuesta y prevenir las grietas marginales entre la resina compuesta y la preparación cavitaria.

El uso de adhesivos dentinarios del tipo Esteres-Fosfatados están especialmente indicados para las restauraciones de resinas compuestas que usen el esmalte como estructura primaria para retención (Howard E, 1988), debido a que la fuerza de unión en esmalte grabado es aproximadamente de 120 Kg/cm<sup>2</sup> comparada con 40 Kg/cm<sup>2</sup> en dentina (Vanherle M.D. y cols, 1986).

La indicación primaria para la unión con Oxalato es la condición clínica que demuestra una pérdida de esmalte, donde la mayor cantidad de estructuras dentarias es la dentina.

La adhesión química a la dentina se ha logrado con la unión a las fases orgánicas e inorgánicas. La clase de adhesivos a la dentina más usados, actualmente los ésteres-fosfatados, producen una unión iónica de la resina compuesta a la fase inorgánica de la dentina. Esta clase de unión es de un 20% a un 30% menor que la unión de la resina compuesta al esmalte grabado (Howard E, 1988).

Los dos nuevos adhesivos en el mercado para uso clínico, Ternure (unión por Oxalato) y GLUMA (HEMA-Glutaraldehido), producen una unión química covalente de la resina compuesta con la dentina, que se acerca a la resistencia a la unión de la resina compuesta con el esmalte grabado (Howard E, 1988).

Ambos sistemas virtualmente eliminan la microfiltración, la cual es la causa primaria de las manchas marginales, caries recurrentes y sensibilidad.

La unión por el Oxalato es una unión covalente a la fase inorgánica de la dentina. El HEMA (Hidroxi-etil-meta-acrilato)-Glutaraldehido se une covalentemente a la fase orgánica (Howard E, 1988).

Las dificultades primarias asociadas a la unión de las resinas compuestas a la dentina es porque el 30% de la dentina está compuesta por proteínas de baja energía superficial y que la estructura tubular tiene un flujo de fluido de proteínas. La retención no se puede lograr efectivamente por el grabado de la dentina y colocación de resinas de baja viscosidad, que penetre en los túbulos dentinarios (Torney D.L., 1978).

Estos adhesivos dentinarios ayudan a disminuir uno de los problemas inherentes en la utilización de resinas compuestas, el cual es el potencial de microfiltración en el margen de la restauración. Tal microfiltración es causada por la formación de grietas al contraerse la resina durante la polimerización apareciendo éstas en la interfase diente-restauración.

Por último, en cavidades profundas el adhesivo dentinario irrita la pulpa y provoca sensibilidad prolongada; se sugiere proteger con una base de Hidróxido de Calcio [ $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ] a pesar del compromiso estético y de unión a la dentina (Vanherle M.D. y cols, 1986). Por otra parte puede intentarse una base de Cemento Ionómero Vítreo de fraguado rápido, ésta puede grabarse y usarse en combinación con un adhesivo de la familia de los Esteres-Fosfatados y esmalte grabado.

### 2.3. Grabado del Tejido Dentinario: Esmalte y Dentina

En 1955 Michael Buonocore describió la técnica de grabado del esmalte utilizando ácido fosfórico ( $H_3PO_4$ ) diluido. Las resinas podrían mecánicamente retenerse a las rugosidades microscópicas del esmalte superficial, formando pequeños "tags", a medida que fluían dentro de las microporosidades del esmalte, selectivamente disueltos (10 a 40 micrones de profundidad) y se polimerizaban (Howard E, 1988).

Los cambios en la morfología de la superficie de aquellas superficies de esmalte tratadas con  $H_3PO_4$  pueden estudiarse fácilmente al utilizar un microscopio de electrones (SEM). Una superficie de esmalte grabado, tiene una morfología sin rasgos característicos. Sin embargo, estudios acuciosos nos muestran que, el grabar una superficie esmaltada con  $H_3PO_4$  produce tres tipos de morfologías (Silverstone L.M. y cols, 1975). En el tipo 1 se presenta la disolución preferencial del prisma del esmalte, lo que resulta con una apariencia típica de "panal de Abejas", foto 1 y 2.

En el tipo 2, la disolución preferencial del prisma del esmalte se presenta con características de "Adoquín", foto 3. Los tipos 1 y 2, a menudo se consiguen en áreas cercanas entre sí, en el mismo diente; específicamente se presentan en superficies esmaltadas, en las que los prismas se prolongan a través de todo el espesor del esmalte.

En el tipo 3, el ataque en la superficie ocurre sin exponer los prismas inferiores, foto 4. Gewinnett A.J. (1973) demostró que este tipo de grabado generalmente se observa en los límites cervicales de las preparaciones dentarias, en donde los prismas del esmalte no se extienden todos hasta la superficie dentaria. Debe tenerse presente que, el tipo de grabado depende de la orientación de los prismas del esmalte. Así el efecto del grabado es más severo en prismas del esmalte orientados en forma perpendicular a la superficie dentaria atacada por el  $H_3PO_4$ , que en prismas con orientación paralela a la superficie del diente (Retief D.H., 1987), foto 5 y 6.

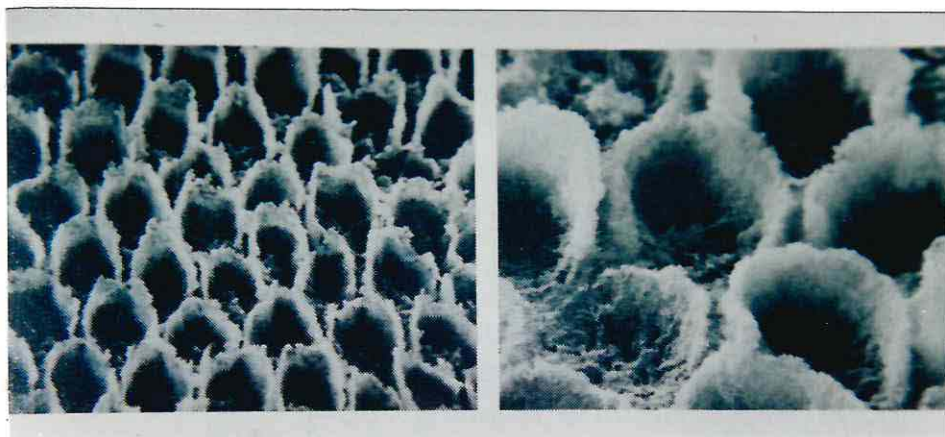


Foto 1 y 2. Patrón de grabado tipo 1. Panal de abejas.  
( x 3000 y x 7000, respectivamente ).

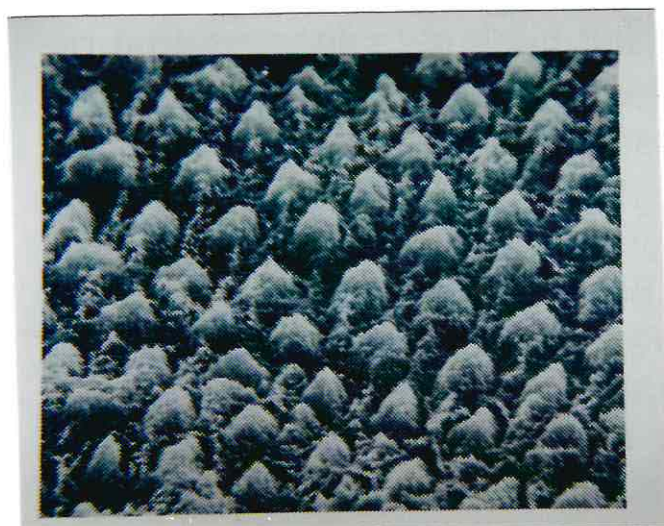


Foto 3. Patrón de grabado tipo 2. ( x 2000 ).



Foto 4. Patrón de grabado tipo 3. ( x 2500 ).

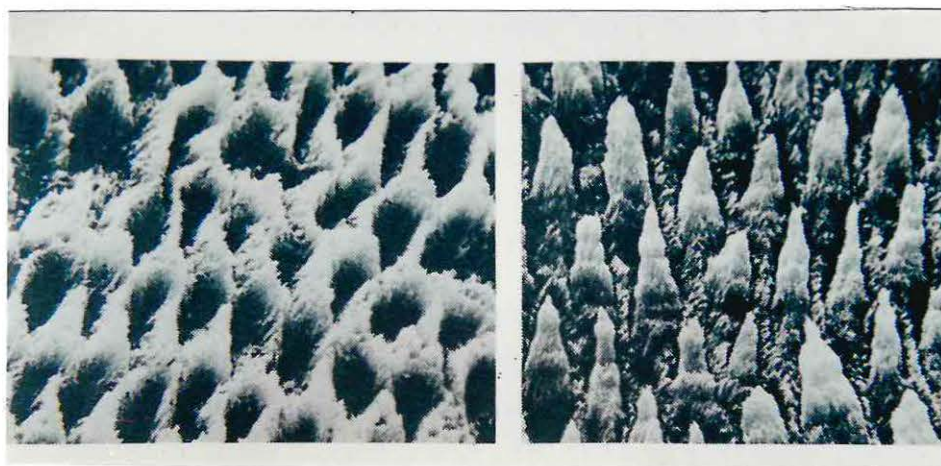


Foto 5 y 6. Grabado de los prismas del esmalte orientados en forma perpendicular al ataque ácido (izq); y prismas orientados en forma paralela (der) ( x 3000 ).

El grabar la superficie del esmalte produce:

- 1.- Un aumento en el área de la superficie apta para el enlace.
- 2.- Microporosidades en el esmalte, dependiendo del tipo de ácido y el tiempo de aplicación.
- 3.- Los fragmentos de resina se extienden al esmalte grabado, enlazando la resina en forma mecánica al esmalte.

Se cree que la interacción físico-química entre la resina y el esmalte grabado juega un pequeño rol en el enlace de las resinas dentales con el esmalte, y que el principal mecanismo es aquel del enlace micromecánico (Retief D.H., 1978).

Desafortunadamente, en algunas situaciones clínicas existe poco o ningún esmalte para la retención mecánica. La microfiltración subsecuente, las manchas marginales y las caries recurrentes en el margen cavosuperficial de dentina, obligan al reemplazo prematuro de la restauración.

Algunos investigadores basando sus trabajos en el concepto de grabar el esmalte, trabajan sobre el grabado de la dentina. Jennings R.F. y Ranly D.M. (1972) demostraron que el efecto pulpar del ácido fosfórico sobre la dentina por un minuto fue mínimo. Lee H.L. y cols (1973) reportó que la penetración del ácido fue solamente de 20 micrones de profundidad en los tubulillos dentinarios, aún después de 5 minutos de exposición con ácido fosfórico al 50%.

Torney intentó aumentar con el grabado de dentina la unión dentina/resina compuesta, pero encontró que tal unión no aumentaba por ese grabado ácido (Howard E, 1988).

A pesar de que el grabar con ácido la dentina, hace que los túbulos dentinarios se abran, las resistencias al enlace de las resinas compuestas para con la dentina grabada, resulta insignificante (Asmussen E, 1985). La aplicación del ácido fosfórico a una dentina cortada recientemente no se recomienda porque puede producir severos recogimientos pulpares (Retief D.H., Austin J.C. y Fatti L.P., 1974).

El grabado de la dentina remueve el barro dentinario, dejando las paredes de Colágeno puro en la cavidad; además de sacar calcio de la zona cuyo nivel es crítico en la fuerza de unión (Vanherle M.D. y cols, 1986).

## 2.4. Efectos Pulpares

### 2.4.1. De la resina compuesta.

La toxicidad química inherente del material y la penetración bacteriana alrededor de los márgenes de la restauración son propuestos como posibles causas de respuesta pulpar. Cuando se introdujeron las primeras resinas compuestas de autopolimerización (1960), los efectos de potencial irritador pulpar fue la preocupación principal.

Stanley H.R., Swerdlow H. y Buonocore M.G. (1967), determinaron que el grado de respuesta pulpar estaba determinado principalmente por el grosor de dentina remanente.

Baume L.J. y Fiore-Donno G. (1968), propusieron el recubrir las cavidades con hidróxido de calcio como medida para otorgar una adecuada protección pulpar (sólo como barrera física contra los irritantes químicos). El mejoramiento de las resinas compuestas para reducir la respuesta pulpar, obligó a retirar de su formulación el ácido Metacrílico, alcanzando entonces el material un pH neutro, sin embargo, éste cambio no prevenía la reacción pulpar en cavidades profundas sin recubrimiento. Consediéndole nuevamente importancia al grosor remanente de dentina y a la adecuada protección con hidróxido de calcio (Stanley H.R., Going R.E y Chauncey H.H., 1975).

Brännström M. y Nyborg H. (1972), encontraron bacterias en número importante bajo resinas compuestas sin recubrimiento. Estas bacterias y sus productos podrían difundir a través de los túbulos dentinarios para producir inflamación pulpar asociada a cavidades sin recubrimiento. Así una pobre adaptación marginal de la restauración, permite el ingreso de bacterias, siendo propuesto como el factor más importante en la irritación química para producir la respuesta pulpar.

La hipótesis de Brännström es apoyada por estudios que relacionan la inflamación pulpar y el número de bacterias, con las grietas producto de la contracción de la resina compuesta que se forman alrededor de las restauraciones de resina (Qvist V., 1975).

Stanley H.R., Bowen R.L. y Folio J. (1979); Nordenvall K.J., Brännström M. y Tonrtenson V. (1979), hicieron un estudio para determinar la importancia del ingreso de bacterias e iniciar la respuesta pulpar. Cuando bajo las resinas compuestas se coloca un material capaz de sellar los túbulos dentinarios, ninguna resina causó irritación pulpar, posiblemente debido al fracaso de los gérmenes en invadir y proliferar en estas condiciones. Aparentemente la toxicidad química de la resina no era un factor.

Las resinas compuestas de fotopolimerización (luz halógena) también se han estudiado, y en un comienzo producían más irritación que el óxido de Zinc/Eugenol, era necesario entonces una base de hidróxido de calcio que disminuyera la irritación a niveles aceptables (Bloch W.W. y col, 1977).

Los cambios en los métodos de polimerización, en las resinas compuestas, han llevado a cambios en su composición y a tener efectos definidos en las propiedades físicas de los materiales y en los potenciales efectos de sus propiedades biológicas.

Las resinas compuestas de microrrelleno permiten un aumento de la microfiltración (y teóricamente, al menos, más penetración bacteriana), en relación a resinas tradicionales (Hembree J.H, 1983). De esta forma una respuesta pulpar intensa debería anticiparse; sin embargo, un estudio mostró no haber diferencias significativas (Heys R.J. , Heys D.R. y Fitzgerald M., 1985).

Cuando el material de resina compuesta polimeriza, se retrae de la dentina, resultando una brecha que permite la penetración bacteriana. La expansión higroscópica subsecuente de la resina puede compensar en algo esta contracción, Brännström M. (1984 a) recomienda que estas brechas se pueden cerrar colocando una resina sin relleno después de colocada la restauración. Esto es aún más importante en resinas posteriores donde los materiales sufren una pequeña o nula expansión higroscópica.

La controversia si la toxicidad de la resina o la penetración bacteriana es la causa primaria de la irritación pulpar aún no se ha resuelto.

Cox C.F. y cols (1987), con varios materiales dentales de uso consuetudinario, incluyendo resinas compuestas, fueron colocados directamente en contacto con la pulpa. Todos fueron tolerados si lograban un sellado óptimo, mientras que respuestas inflamatorias severas ocurrían cuando las bacterias estaban presentes. Estos resultados indican que la penetración bacteriana es un factor significativo para la respuesta pulpar a las resinas compuestas.

#### 2.4.2. Del grabado ácido

Cuando esta técnica de grabado ácido, para aumentar la adhesión de las resinas compuestas (Buonocore M.G., 1955) fué introducido al uso clínico, hubo mucha preocupación acerca del efecto de esta técnica en el complejo pulpa-dentina; debido a que se tenían antecedentes del efecto del ácido fosfórico, en los cementos de Silicato como causantes de inflamación pulpar (Johnson R.H. y cols, 1970).

Al comienzo, los estudios mostraban que el ácido fosfórico no penetraba en la dentina (Lee H.L. y cols, 1973) y no causaban respuesta pulpar significativa en perros (Goto G. y Jordan R.E., 1972 b). Sin embargo, más tarde las investigaciones indicaban que la técnica de grabado ácido si causa una significativa inflamación pulpar y agravó la irritación asociada a resinas compuestas. El hidróxido de calcio y el grosor de la dentina fueron citados como factores protectores del órgano pulpar (Retief D.H., Austin J.C. y Fatti L.P., 1974).

El grabado con ácido fosfórico causa apertura y ensanchamiento de los túbulos dentinarios (Brännström M. y Johnson G., 1974); el barro dentinario es removido y la permeabilidad de la dentina es mayor (Pashley D.H., Michelich V. y Kehl T. 1981) facilitando la concentración de productos bacterianos que llegan a la pulpa y causa inflamación pulpar (Pashley D.H., 1984).

Algunos investigadores indican que la inflamación pulpar en cavidades grabadas es debido a la presencia bacteriana. La invasión bacteriana de los túbulos dentinarios abiertos por el ácido causa una respuesta pulpar más severa que en aquellas cavidades no grabadas (Vojinovic O., Nyborg H. y Brännström M., 1973). Brännström M. y Nordenvall K.J. (1978) mostraron que la inflamación estaba relacionada con el crecimiento bacteriano, sin importar el grosor remanente de dentina, la presencia de un recubrimiento o filtración no bacteriana. No se vió respuesta directa al ácido.

Las bacterias responsables de la inflamación pulpar pueden nacer de tres fuentes: a.- el barro dentinario en la superficie de dentina, b.- contaminación después del lavado de la cavidad y c.- la microfiltración (Torstenson B., Nordenvall K.J. y Brännström M. 1982). Lo último es especialmente importante cuando el margen de la restauración está sobre dentina.

A pesar del factor etiológico bacteriano, algunos investigadores han demostrado una respuesta pulpar moderada al ácido fosfórico aún cuando no hayan bacterias presentes en los túbulos o en las paredes de la cavidad. Este hallazgo sugiere que el ácido no debiera usarse sobre dentina expuesta sin protección (Macko D.J., Rutberg M. y Langeland K., 1978). Se ha detectado respuesta inflamatoria severa cuando los túbulos de dentina comprometidos terminan en la pulpa, cuando se aplicó el ácido fosfórico a la dentina; incluso la inflamación pulpar se encontró en ausencia de dolor.

La sensibilidad post-operatoria y la posible pérdida de la vitalidad se han atribuido a la técnica del grabado ácido (Liatukas E.L., 1985). El uso de protectores pulpares se ha recomendado (Macko D.J., Rutberg M. y Langeland K., 1978). La resistencia del hidróxido de calcio al ácido es algo impredecible (De Freitas, 1984). Por tanto, cementos ionómeros se han recomendado para ser usados con la técnica de grabado ácido (Mc Lean J.W., Prosser H.J. y Wilson A.D., 1985). Incluso, sales de oxalato se han recomendado como un sellador de túbulos dentinarios después del grabado (Pashley D.H. y Galloway S.E., 1985).

Debe señalarse que algunos investigadores japoneses han propuesto el grabado de la dentina como algo deseable y de uso rutinario como una medida de protección pulpar. Ellos establecieron que el grabado en dentina creaba sitios (aberturas de los túbulos dentinarios y una capa porosa intertubular), en los cuales la adhesión química de la resina se lleva a cabo.

Ellos sostienen que tal adhesión de la resina a esos sitios grabados, previene la separación de la resina de la dentina. Obteniéndose un sellado marginal estrecho, el cual previene el ingreso bacteriano y subsecuente irritación pulpar (Fusayama T., 1987). El grabado ácido de la dentina no es considerada un procedimiento aceptable en estos momentos en los Estados Unidos.

### 2.4.3. Del adhesivo dentinario.

La biocompatibilidad de los agentes de unión ha sido y continúa siendo objeto de investigaciones.

Los ésteres-halofosfatados de Bis-GMA, mientras se muestran citotóxicos en algunos estudios (Wiseman M.A., Stangel I. y Germinario R.J., 1985) han producido una pequeña o nula respuesta pulpar en la mayoría de los casos (Van Leeuwen M.J., Dogon I.L. y Heeley J., 1985). Algunos investigadores señalan que la protección no es necesaria cuando el grosor de dentina remanente es suficiente (Pameijer C.H., Stanley H.R. y Dickinson A., 1986). Estudios de biocompatibilidad de estos agenes de unión indican que estos sistemas no tienen efectos citotóxicos o una respuesta pulpar significativa (Stanley H.R., Bowen R.L. y Cobb E.N., 1985). Esta aparente biocompaibilidad de los agentes de unión a dentina indican que futuras investigaciones deben enfocarse al tratamiento del barro dentinario, la permeabilidad y efectos de la microfiltración.

Algunos fabricantes han referido el uso de los agentes de unión a dentina como protectores dentinarios al ataque ácido. De estas investigaciones los resultados son variados.

Mientras algunos estudios muestran que los agentes de unión a dentina reducen la penetración del ácido (Chan D.C. y Jensen M.E., 1986) y la respuesta pulpar; también encontramos que estos agentes, particularmente los de la familia de Esteres-Fosfatados, son removidos con el ácido. Adhesivos de Poliuretanos están siendo aparentemente más efectivos en mantener el sellado de la dentina (Eick J.D. y Welch F.H., 1986).

## 2.5. Interfase Diente-Restauración

La interfase diente restauración es una constante preocupación en la utilización de distintos biomateriales restauradores, minimizar esta brecha es un logro importante para disminuir así la inevitable microfiltración entre el diente y el material restaurador. La microfiltración es la manifestación clínica de la interfase; cuando el material restaurador es la resina compuesta, tal interfase para las resinas compuestas es producto de la contracción de polimerización del material y la subsecuente formación de grietas.

La microfiltración excesiva lleva a manchas en los márgenes de la restauración, sensibilidad pulpar, caries recurrente, infiltración bacteriana, acumulación de Placa Bacteriana, etc.

Cuando se utiliza una resina compuesta como agente cementante, es necesario solo una delgada capa. Esto reduce la tensión de contracción de polimerización que ocurre cuando el diente es restaurado directamente con resina compuesta (Jensen M.E. y Chan D.C., 1985)

El grabado ácido más el uso de resina compuesta, más el agente de unión presentan una mínima o nula microfiltración cuando se usan en el esmalte; igual técnica pero en dentina, aparentemente, el sistema adhesivo pierde su efectividad en el tiempo. El grabado ácido en dentina no es efectivo sobre la microfiltración (Hembree J.H., 1986).

Estudios acabados respecto a la reacción química de polimerización de algunos agentes de unión a dentina, postulan que: el oxígeno inhibe la polimerización en la superficie de dentina, impidiendo la unión entre el agente adhesivo a dentina y el diente. Hoy en día hay agentes de unión que tienen reductores de oxígeno y así aumentar su unión gracias al adhesivo (Munksgaard E.C. y Asmussen E., 1985).

## 2.6. Cementos Tradicionales

### 2.6.1. Cemento Fosfato de Zinc

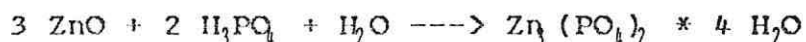
Estos materiales suelen presentarse como un polvo y un líquido que se mezclan a mano. La composición del polvo y del líquido son:

polvo :      Oxido de Zinc                              90%  
                  Otros Oxidos Metálicos                      10%

líquido:      Solución acuosa de ácido Fosfórico 50-60%  
                   $Al_3(PQ_4)_2$  hasta un 10% como tampón  
                   $Zn_3(PQ_4)_2$  hasta un 10% como tampón

El principal componente reactivo del polvo es el Oxido de Zinc. En esencia es una solución acuosa de Acido Fosfórico tamponado por adición de pequeñas cantidades de Oxido de Zinc u Oxidos de Aluminio. Estos compuestos forman fosfatos que estabilizan el pH del ácido y reducen su reactividad.

La reacción de fraguado al mezclar el polvo y el líquido produce una enérgica reacción que da lugar a la formación de un fosfato de zinc relativamente insoluble (Mc Cabe J.F., 1988):



Únicamente reaccionan las capas superficiales del Oxido de Zinc, dejando núcleos no consumidos unidos a la matriz de fosfato.

La reacción es rápida y exotérmica, aunque su velocidad se atempera por la presencia de los tampones del ácido y por un proceso especial de la desactivación del polvo de Oxido de Zinc que implica el calentamiento y sinterización de otros Oxidos menos reactivos.

La relación polvo-líquido depende de la aplicación. Para cementar se utiliza una mezcla más fluída, con una relación polvo-líquido menor, que asegure el flujo del cemento durante la colocación de la restauración. Al dosificar es importante recordar que la reducción de la relación polvo-líquido produce un material más débil, más soluble y más irritante.

Lo mejor es incorporar el polvo al líquido en pequeñas cantidades hasta alcanzar la consistencia deseada. La mezcla es más fácil si se efectúa sobre una lozeta de cristal fría. Sin embargo, hay que tener cuidado en no enfriar la lozeta por debajo del punto de rocío, dado que el agua de la atmósfera puede condensarse en la mezcla del cemento. Un exceso de agua afecta tanto las características de fraguado como las propiedades físicas del material fraguado.

El endurecimiento inicial del material suele producirse entre los 4 y 7 minutos de iniciada la mezcla, aunque la resistencia continúa aumentando algún tiempo después. La resistencia a la compresión alcanza un valor final aproximadamente de 80 MPa en la mezcla para cementación y de 140 MPa como base, lo que refleja las distintas relaciones polvo-líquido utilizadas (Mc Cabe J.F., 1988). La fuerza compresiva de los Cementos Fosfato de Zinc es de 2 a 3 veces mayor que la de los Cementos de Policarboxilato. La resistencia traccional al esmalte es de 3,1 Kg/cm<sup>2</sup> y a dentina 4,1 Kg/cm<sup>2</sup>. (Takio T. y cols, 1984).

El Cemento Fosfato de Zinc puede tener un efecto irritante sobre la pulpa dental, en particular si se utiliza como material de base. El pH del cemento en el momento de su aplicación está entre 2 y 4, luego a las 24 horas puede llegar a 5,5, según la marca comercial y la relación polvo-líquido.

El grado de irritación depende además de la profundidad de la cavidad y el grosor de dentina residual.

Los materiales de fosfato tiene propiedades termoaislates adecuadas cuando se utilizan bajo restauraciones metálicas.

El material fraguado es opaco debido a la elevada concentración de Oxido de Zinc sin reaccionar. Esto puede afectar la estética de una corona cerámica en especial si el margen del cemento es visible.

### 2.6.2. Cemento de Policarboxilato

Los Cementos de Policarboxilato se basan en la reacción entre el Oxido de Zinc y un Poliácido. Los cementos de policarboxilato básicamente son una solución acuosa de ácido poliacrílico más polvo modificado de Oxido de Zinc.

Los materiales de policarboxilato son ácidos, aunque no tan irritantes como los cementos de fosfato por 2 razones. El ácido poliacrílico es más débil que el ácido fosfórico, y las cadenas poliácidas son demasiado grandes y carecen de la movilidad requerida para penetrar en los túbulos de dentina (Mc Cabe J.F., 1988). A pesar de la naturaleza más biocompatible de estos materiales, no son tan utilizados como bases en cavidades profundas a menos que se use una subcapa de Hidróxido de Calcio  $[Ca(OH)_2]$ .

Los análisis de laboratorio muestran que los valores de solubilidad de los Cementos de Policarboxilato son superiores a los del Cemento Fosfato de Zinc e Ionómeros Vítreos. A pesar de este aparente inconveniente estos materiales son muy utilizados como agentes cementadores sin que tengan una tasa de fracasos demasiado elevadas.

Estos materiales forman una unión adhesiva con el esmalte y la dentina. Smith, dice que la adhesión del Cemento de Policarboxilato al esmalte y en menor grado a la dentina, ocurre debido a la quelación de grupos carboxilos adyacentes del ácido poliacrílico con el calcio presente en la apatita de la estructura dentaria. Por tanto, ante la tracción el Cemento de Policarboxilato se retiene a la estructuras dentaria, mientras que el Cemento Fosfato de Zinc se retiene parcialmente al diente y al colado. Esto indica que el desplazamiento de los colados del Cemento de Policarboxilato es el resultado de factores en la interfase metal-cemento que a la falla diente-cemento. Pero sólo se logra una unión débil con el oro y no existe unión perceptible con la cerámica (Mc Cabe J.F., 1988).

Estos materiales forman una unión estrecha con el acero inoxidable. Hay que tener cuidado cuando se utilizan instrumentos de acero para mezclar y colocar el material, ya que en caso contrario se formará una unión muy firme.

El flúor de su composición ejerce un efecto anticariogénico sobre las estructuras dentales circundantes. La resistencia final a la compresión es aproximadamente de 80 MPa. Al igual que la mayoría de los cementos la resistencia y la solubilidad son óptimas si se alcanza una elevada relación polvo-líquido. Sin embargo, con los materiales de Policarboxilato cabe recordar dos factores restrictivos. En primer lugar se requiere poliácido libre para formar la unión adhesiva y esto no es posible si se utiliza una mezcla muy seca. En segundo lugar la viscosidad debe ser relativamente baja para permitir el ajuste de la restauración durante la cementación (Mc Cabe J.F., 1988).

Tres minutos después de iniciada la mezcla el pH es 3; a las 5 horas es de 6,19. El grosor de película en promedio es de 21,6 micrones. La mayoría de los Cementos de Policarboxilato sufren fallas cohesiva más que en la interfase cemento-diente.

Los materiales fraguados son opacos debido a la elevada concentración de núcleos de Oxidos de Zinc sin reaccionar.

Tabla I. Cuadro comparativo entre los Cementos Fosfato de Zinc y de Policarboxilato.

	Cemento Policarboxilato	Cemento P de Zn
Solubilidad (en H <sub>2</sub> O)	0.82 mgr/cm	0.81 mgr/cm
Grosor de película	24 micrones	21 micrones
Tiempo de fraguado	7,5 minutos	7,5 minutos

### 2.6.3. Cemento Ionómero Vítreo

Los Cementos Ionómeros Vítreos fueron desarrollados por Wilson y Kent (1972), en los laboratorios Government Chemist, en Londres.

Creado como un híbrido de otros 2 materiales, el Silicato y el Cemento de Policarboxilato, el Cemento Ionómero Vítreo se forma de la reacción de polímeros y copolímeros de ácido poliacrílico con un polvo de vidrio de calcio de aluminio silicato. Al mezclar el Acido Poliacrílico con este polvo de vidrio, los iones metálicos son extraídos de la superficie del polvo, dejando un hidrogel silicoso. Los iones de Calcio son extraídos primero formando sales de calcio poliacrilato, los cuales causan la gelificación y el fraguado inicial del material. Las sales de aluminio, las cuales se forman más lentamente son las responsables del endurecimiento final. El Cemento Ionómero Vítreo fraguado consiste en partículas de vidrio sin reaccionar cubiertos con gel de sílica e incrustados en una matriz de varias sales (Mc Cabe J.F., 1988).

Los Cementos Ionómeros Vítreos así formados exhiben dos propiedades favorables que no encontramos en la mayoría de los materiales dentales: adhesión a la dentina y al esmalte y liberación de iones de fluoruro. Altos niveles de fluoruros son incorporados en el polvo del vidrio durante el proceso de fabricación, siendo liberados de la matriz del material más tarde. La liberación de flúor es en bajas concentraciones, pero por períodos prolongados de tiempo. Varios factores influyen en la liberación del flúor como por ejemplo condiciones de acidez y de mayor temperatura.

Este flúor liberado es tomado por las estructuras dentarias adyacentes (y tal vez por las lejanas). Este flúor parece tener un efecto de reforzamiento en áreas de la corona y raíz. No se ha modificado el uso del Cemento Ionómero Vítreo como material restaurador debido a sus pobres propiedades físicas. Intentos por mejorar estas propiedades han llevado a la adición de partículas de aleación para amalgama o partículas de Plata pura al polvo de vidrio.

El mecanismo de adhesión de estos cementos ha sido descrito (Mc Lean J.W. y Wilson A.D., 1977).

Hotz P. y cols (1977) verificaron que la adhesión del Cemento Ionómero Vítreo a la estructura dentaria es el resultado de interacciones moleculares polares o iónicas, antes que mecánicas.

La utilización del grabado en esmalte otorga un sistema mecánico adicional a las interacciones moleculares que unen a este cemento con el diente, y así esperar que las fuerzas necesarias para sacar el material de la superficie del esmalte (3,8 MPa o 548 lbf x in<sup>-2</sup>) es mayor a la fuerza necesaria para sacarlo de la dentina (2,4 MPa o 354 lbf x in<sup>-2</sup>) o de la unión esmalte-dentina ( 2,5 MPa o 359 lbf x in<sup>-2</sup>) (Coury T.L. y cols, 1982).

Los Cementos Ionómeros Vítreos fraguados son más resistentes que los productos de policarboxilato, teniendo una resistencia aproximada de compresión a los 130 MPa, aunque pueden existir amplias variaciones de un producto a otro. Sus propiedades biológicas son similares a las del Cemento de Policarboxilato.

Estos cementos son menos solubles que los de Policarboxilato y que la mayor parte de los cementos cuando se estudian bajo condiciones ideales de laboratorio. La solubilidad puede verse adversamente afectada por una contaminación de humedad precoz. Es esencial que los márgenes de la cementación se cubran con una capa de barniz protector inmediatamente después de colocar la restauración.

Las fallas ocurren generalmente dentro del Cemento Ionómero vítreo (cohesiva) (Mc Cabe J.F., 1988), más que en la unión cemento-esmalte (adhesiva). La falla de unión a dentina es tanto adhesiva como cohesiva.

## 2.7. Coronas jackets-Cerámicas

Este tipo de restauraciones pueden confeccionarse de varias formas. Originalmente la técnica requería una matriz de platino que se adaptaba íntimamente a un muñón del diente preparado para sostener la cerámica durante la cocción. La lámina de platino se retiraba inmediatamente antes de cementar la restauración, por lo que se denominaba corona jacket de cerámica. En variaciones más recientes, la cerámica se ha unido a una hoja de platino o de oro-paladio y a un material nuclear cerámico modelado por inyección, dando origen al tipo denominado Cerestore. También ha ganado aceptación una corona cerámica colada con centrífuga, creando el tipo de coronas cerámicas llamadas Dicor (Rosenstiel S.F. y cols, 1991).

### 2.7.1. Indicaciones de las Coronas Jackets-Cerámicas.

La corona jacket-cerámica se encuentra indicada cuando existen requisitos estéticos y una restauración más conservadora no es suficiente. El diente debe estar relativamente intacto, con suficiente estructura coronal para sostener la restauración, especialmente en el área incisal, donde es importante no sobrepasar un grosor de cerámica máximo de 2 mm. para evitar el fracaso por fractura del material. La carga oclusal debe distribuirse favorablemente, esto significa que el contacto en céntrica se debe encontrar en un área en que la cerámica es sostenida por estructura dental (por ejemplo, en el tercio medio de la pared lingual), fig.1.

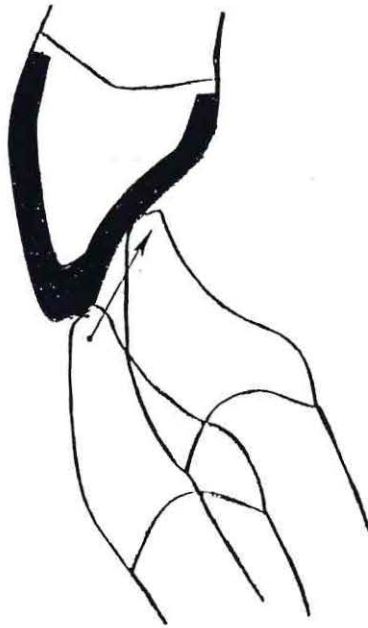


Fig.1 La oclusión de las coronas jackets-cerámicas es crítica si se desea evitar la fractura.

### 2.7.2. Contraindicaciones de las coronas Jacket-Cerámicas.

Se contra indica una corona jacket-cerámica cuando puede utilizarse una restauración más conservadora o cuando se requiere la mayor resistencia de la corona metal-cerámica. Si la carga oclusal es desfavorable o si no es posible proporcionar el soporte adecuado, o una anchura de hombro uniforme de al menos un mm. circunferencialmente, debe considerarse entonces la restauración metal-cerámica u otra alternativa.

### 2.7.3. Preparación Dentaria para Coronas Jacket-Cerámica.

Previo a los desgastes es necesario hacer un examen clínico e instrumental de la oclusión del paciente, además de seleccionar adecuadamente el color con el cual se va a restaurar él o los dientes. Las preparaciones dentarias para nuestro seminario se basan en estos conceptos de preparación para coronas jackets-cerámicas.

#### 1) Reducción incisal (oclusal).

La reducción terminada del borde incisal debe proporcionar de 1,5 a 2 mm. de espacio a la cerámica en todos los movimientos excursivos de la mandíbula, fig.2. Esto permitirá la fabricación de una restauración estéticamente agradable con suficiente resistencia. Si la restauración se emplea en dientes posteriores (raro), se requieren 2 mm de espacio en todas las cúspides.

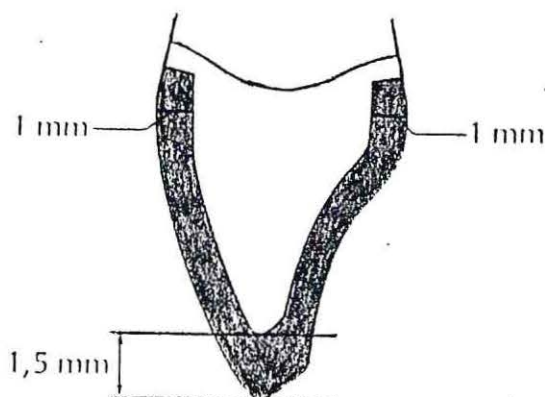


Fig.2 Reducción recomendada para la corona jacket cerámica

## 2) Reducción vestibular.

Después de crear los surcos de profundidad, se reduce la superficie vestibular y se comprueba que exista suficiente espacio para un grosor de cerámica de 1 mm. La reducción de volumen se lleva a cabo con piedra de diamante con punta redonda.

## 3) Reducción lingual.

Es imperativo que exista suficiente espacio para la cerámica en todas las áreas que reciben carga.

El margen de la preparación dentaria debe seguir la cresta gingival libre y no debe extenderse demasiado subgingivalmente.

## 4) Preparación del hombro.

El objetivo final es dirigir de forma óptima las tensiones en la restauración cerámica terminada. Esto se consigue cuando el margen del hombro soporta completamente la corona: entonces todas las fuerzas que se ejercen sobre la corona se encontrarán en una dirección paralela a su trayectoria de inserción. Un hombro con pendiente tendrá como resultado una carga desfavorable a la cerámica con mayor probabilidad de fracaso por tensión, fig.3. Un ángulo cavosuperficial de 90 grados es el óptimo. No obstante hay que tener precaución de que no quede esmalte residual sin soporte que podría fracturarse. El hombro completo debe tener una anchura de 1 mm., debe ser liso y continuo sin irregularidades, fig.4.



Fig.3 No se recomienda un hombro biselado en las coronas jacket-cerámica. La carga incisal conducirá a tensiones de tracción cerca del margen.

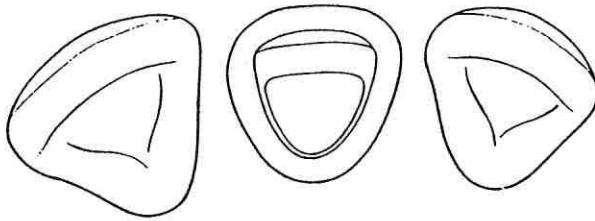


Fig.4 Obsérvese la anchura uniforme del hombro en 1 mm de esta preparación para una corona jacket-cerámica.

5) Acabado.

Hay que asegurarse de redondear todos los ángulos lineales agudos remanentes, para evitar acciones de cuña que causen fractura de la cerámica.

#### 2.7.4. Manejo de la cerámica en las coronas jackets con modelos refractarios.

Existen 2 formas principales para manejar la cerámica, mediante la técnica de la lámina de Platino y la técnica con modelos refractarios, siendo esta última la más utilizada hoy por sus ventajas de fácil manejo y bajo costo.

##### Técnica de modelos refractarios

Nos referiremos a esta técnica por ser la utilizada en este trabajo.

1.- Elaboración de modelos refractarios: se duplica el modelo de yeso enviado por el clínico en material refractario V.H.T. Separar el modelo de la impresión después de 30 minutos. Este modelo de investimento debe manipularse con sumo cuidado, pues los materiales refractarios son frágiles y se rompen con facilidad.

2.- Desgasificación de los modelos refractarios: Secar el modelo en la puerta del horno durante un tiempo mínimo de 10 minutos. Luego colocarlo en el horno para desgasificarlo con una cocción de 20 minutos a 649 grados celcius. En vacío continuar con una lenta elevación de la temperatura hasta 1010 grados celcius, mantener así durante 4 minutos. Dejar que el horno vuelva a la temperatura ambiente en un período de 15 minutos.

3.- Aplicación del opaco: Generalmente, el espesor de cerámica solo permite enmascarar decoloraciones menores del diente. Cuando se necesite un enmascaramiento adicional a menudo se utilizará un espacio para el opacificador, que permita un mayor espesor del agente de fijación opaco. El espesor medio de estos espacios puede variar entre 0,2 a 0,5 mm, dependiendo de la necesidad de opacificación.

4.- Aplicación de la cerámica: Existen muchas cerámicas para aplicar, sin embargo no todas cumplen con los requisitos para ser usadas sin soporte metálico. Debido a esto las cerámicas utilizadas corresponden a aquellas que poseen núcleos aluminosos, que refuerzan la frágil estructura de la cerámica pura. Algunas de estas tienen capacidad fluorescente y son más aceptadas que otras.

Cuando el modelo se haya enfriado, sumergirlo en agua destilada durante 4 ó 5 minutos. Condensar por separado las cerámicas del cuerpo e incisal sobre el modelo hasta un espesor total de 0,5 mm. Secar y cocer la cerámica a su temperatura de cocción y luego dejarla enfriar lentamente. No es raro que la primera capa de cerámica se cuartee, esto puede subsanarse con adiciones de cerámica, desbastar la superficie de ésta con una piedra de diamante fino para facilitar otra aplicación de cerámica. Luego se aplica una segunda capa de cerámica gingival e incisal hasta un espesor máximo de 0,5 mm. Repetir el proceso de cocción. Dependiendo del espesor, puede ser necesaria una tercera aplicación para ir compensando la contracción del material cerámico.

Modelar la cerámica hasta el contorno y espesor deseado. Una vez se haya terminado el contorneado final, la corona jacket es coloreada y glaseada.

5.- Recuperación y acabado: se usa una fresa de laboratorio para eliminar de los márgenes y aspectos internos de la corona jacket la máxima cantidad de revestimiento posible. La capa final de revestimiento se separa con un chorreado de arena que contenga un abrasivo de óxido de aluminio de 50 micrones. Para pulir los márgenes recortados se utiliza pasta de pulir diamante.

#### 2.7.5. Técnicas para el grabado de las coronas Jackets-cerámicas

Para nuestro trabajo, luego de los pasos anteriores, fue necesario que las coronas jackets-cerámicas se prepararan para el grabado, para lo cual existen diversas técnicas, entre las cuales tenemos:

- a) Técnica de la cera pegajosa
- b) Técnica de la arcilla
- c) Técnica del gel

La técnica del gel fue la utilizada por el laboratorio en nuestro trabajo.

Técnica del gel: Estos geles son a veces suficientemente viscosos para permitir una aplicación controlada del reactivo. Algunas veces se usan directamente sobre la superficie a grabar sin protección de la superficie externa. Aunque es un procedimiento fastidioso y arriesgado, esta técnica puede ser eficaz en algunas restauraciones que no puedan encerarse fácilmente o empotrarse en la arcilla. No obstante, es posible y deseable usar estos geles juntamente con alguna forma de protección externa de la corona jacket-cerámica.

### 2.7.6. Tiempo de grabado de la cerámica.

El tiempo de grabado determinará la retención y el grado de la opacidad de la corona jacket-cerámica, por tanto es un factor importante a controlar.

La diferencia principal entre los tiempos de grabado de 2,5 y 20 minutos es la opacidad resultante. Los estudios han indicado que las facetas de cerámicas grabadas durante 20 minutos son más opacas (Calamia J.R., 1985). De este modo puede utilizarse el proceso de grabado para ajustar la capacidad de enmascaramiento de las coronas jacket-cerámica. La opacidad de las coronas grabadas durante 20 minutos las hace ideales para tratar los dientes decolorados. Por otra parte, las coronas grabadas durante 2,5 minutos son luminosas e ideales para proporcionar vitalidad, ya que la luz puede reflejarse más fácilmente entre el esmalte y la corona cerámica.

El método más eficaz para valorar la calidad de una superficie de cerámica grabada es mediante la observación microscópica.

Hay distintos métodos auxiliares para probar una cerámica grabada. Generalmente, una superficie grabada presenta un color muy claro comparada con el aspecto que tendrá tras su fijación al diente. Esto se debe al hecho de que el aire entre el diente y las coronas cerámicas actúa sobre la reflexión de la luz. El término refracción del aire se refiere al aspecto claro que tienen las restauraciones de cerámica grabada cuando se prueban sobre un diente seco.

Cuando la interfase entre la cerámica y el diente se rellena con un fluido, la refracción del aire desaparece y la cerámica se hace más oscura puesto que refleja el tono del diente subyacente a través de la cerámica. El fluido entre la cerámica y el esmalte actúa como una lente que transmite el color.

Debido a la refracción del aire, es importante probar todas las restauraciones de cerámica grabada con un material de prueba para evitar sorpresas después de la cementación. Los materiales de prueba más corrientes para el uso clínico son el agua, la glicerina y un composite que no frague.

a.- Prueba con agua: el agua es un material eficaz para eliminar la refracción del aire. Tiene la desventaja de que no contribuye a mantener la corona sobre el diente. Además, el agua también se evapora fácilmente.

b.- Prueba con glicerina: la ventaja de una prueba con glicerina consiste en que es un líquido soluble en agua que contribuirá más fácilmente a sujetar la corona sobre el diente. Además, la glicerina no es tan susceptible de evaporación rápida. Tras la prueba se limpia mediante el enjuague de la restauración con agua.

c.- Prueba con composite-eugenol: al mezclar una pequeña cantidad de eugenol con un composite de fijación se inhibirá la polimerización del composite, de manera que la restauración puede retirarse fácilmente. Después de la prueba puede quitarse la mezcla de composite-eugenol colocando la corona en un vaso con alcohol al 95% o acetona. Normalmente, colocando este vaso en limpiador ultrasónico durante 5 a 10 minutos se eliminarán todos los indicios de los materiales de prueba.

Debe tenerse presente que, incluso después de una prueba de eugenol todavía habrá cambios de color en las coronas, debido a los cambios que se producen comunmente en los composite después de la polimerización.

Hay estudios S.E.M. (Scanning Electron Microscopy) de cerámicas grabadas en los cuales podemos observar la configuración superficial que varía con la concentración del ácido, condición del fundido de la cerámica y tiempo de grabado. La cerámica fundida sobre el investimento muestra una superficie relativamente más áspera comparada a la cerámica fundida sobre la hoja de platino. Cuando se expone al ácido Hidrofluórico al 52% durante 90 segundos, el patrón de grabado se presenta uniformemente cristalino y fue homólogo para ambas condiciones de fundido de la cerámica (sobre la lámina de Platino y el investimento), foto 7 y 8.

Para la cerámica fundida sobre el investimento y grabada con ácido Hidrofluórico al 20% por 2,5 minutos, se observó una microestructura amorfa conteniendo numerosas porosidades grandes, foto 9. Estas características no fueron observadas al fundir la cerámica sobre la hoja de platino y exponerla a las mismas condiciones de grabado. Más bien la superficie se caracterizó por poros e islas intactas en una superficie relativamente plana, sugiriendo menos degradación de superficie que en la condición anterior, foto 10. Cuando la exposición al ácido Hidrofluórico fue aumentada a 5 minutos (al 20%), la morfología grabada de la cerámica fundida sobre el investimento se mantuvo amorfa, foto 11. Sin embargo, las grandes porosidades observadas con el tiempo de grabado más corto fueron vistas menos frecuentemente. Cuando se funden en hoja de platino y con aumento del tiempo de grabado (a 20 minutos), la microestructura nuevamente se mostró amorfa, observándose pocos de los espacios descritos. La configuración superficial de la cerámica fundida sobre el investimento expuesta al ácido Hidrofluórico al 20% por 20 minutos se mostró similar (Stangel D. y cols, 1987), foto 12.



Foto 7. Cerámica fundida sobre investimento grabado al 52% con ácido hidrofluórico por 90 segundos.  
(x 1000)



Foto 8. Cerámica fundida sobre lámina de platino, grabada al 52% con ácido hidrofúrico por 90 segundos.  
(x 1000)

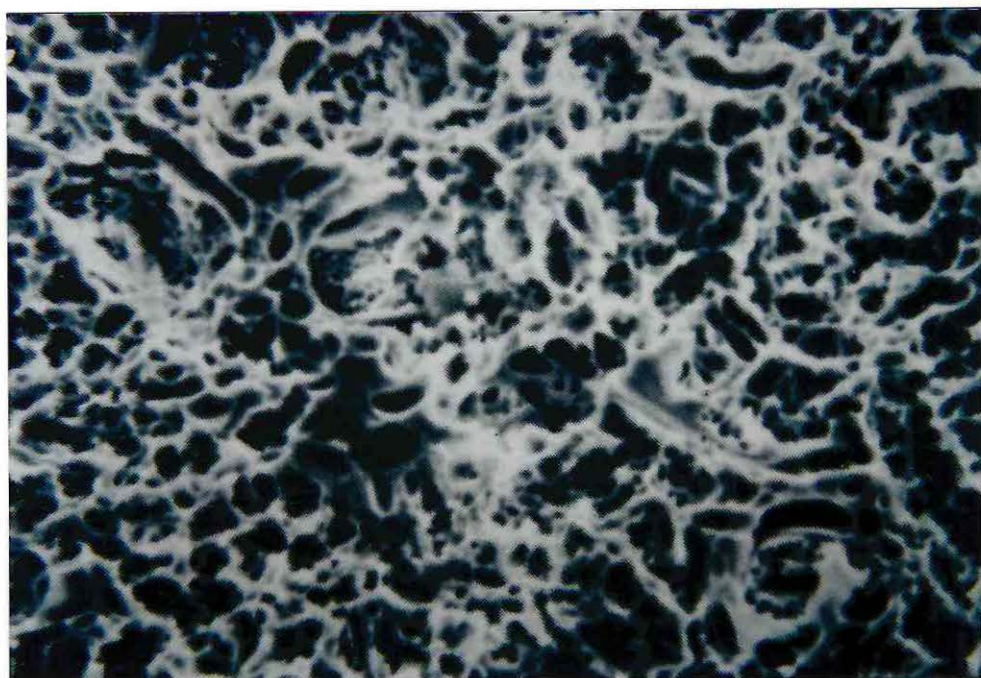


Foto 9. Cerámica fundida sobre investimento, grabada al 20% con ácido hidrofúrico por 2,5 minutos.  
(x 1000)

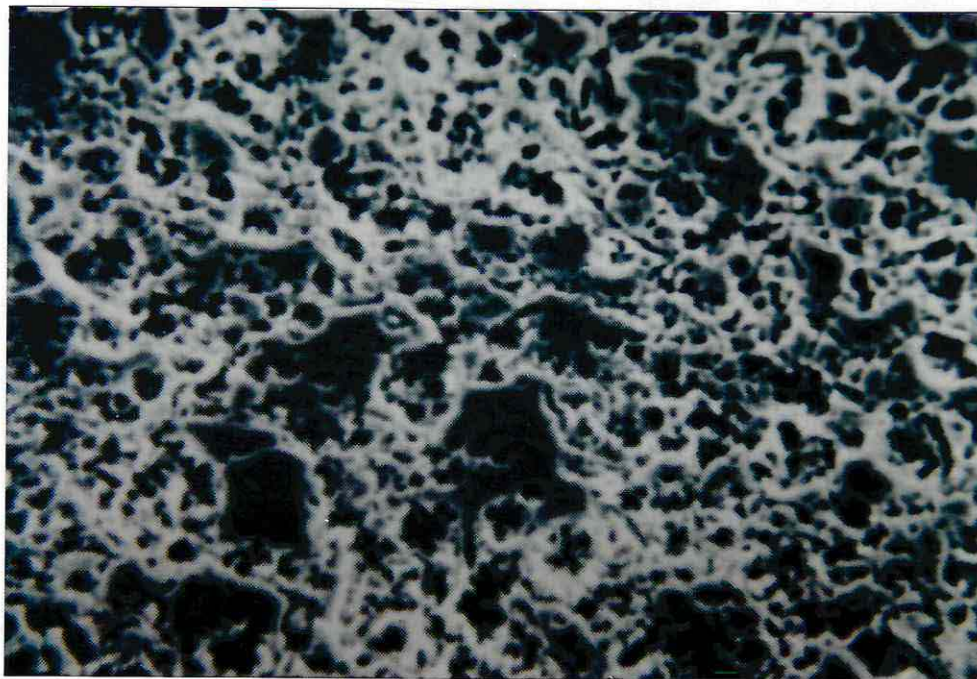


Foto 10. Cerámica fundida sobre lámina de platino, grabada al 20% con ácido hidrofúrico por 2,5 minutos.  
(x 1000)

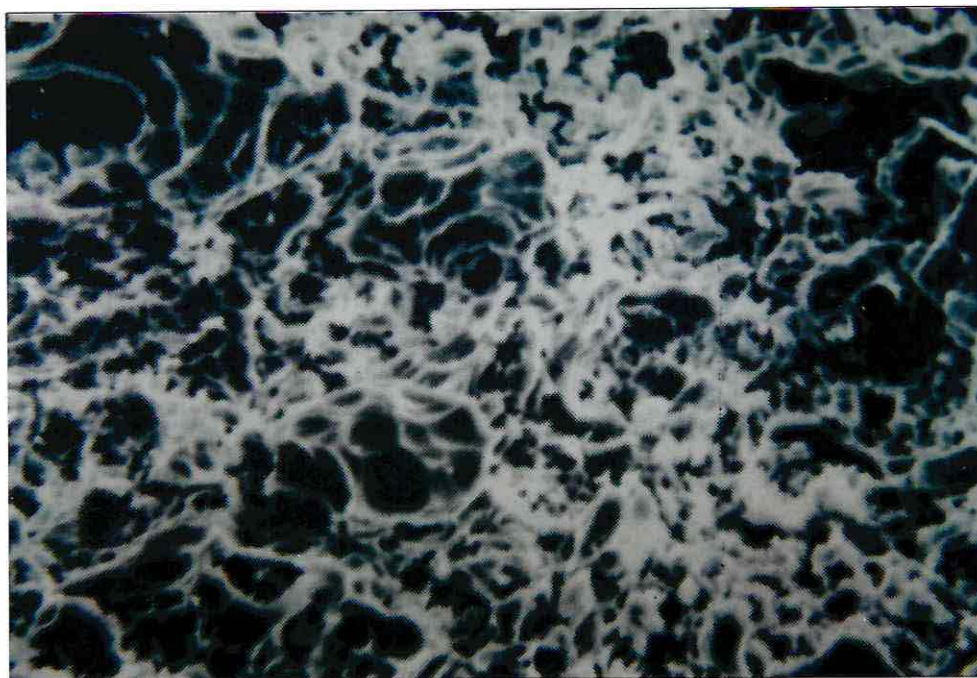


Foto 11. Cerámica fundida sobre investimentos, grabada al 20% con ácido hidrofúrico por 5 minutos.  
(x 1000)

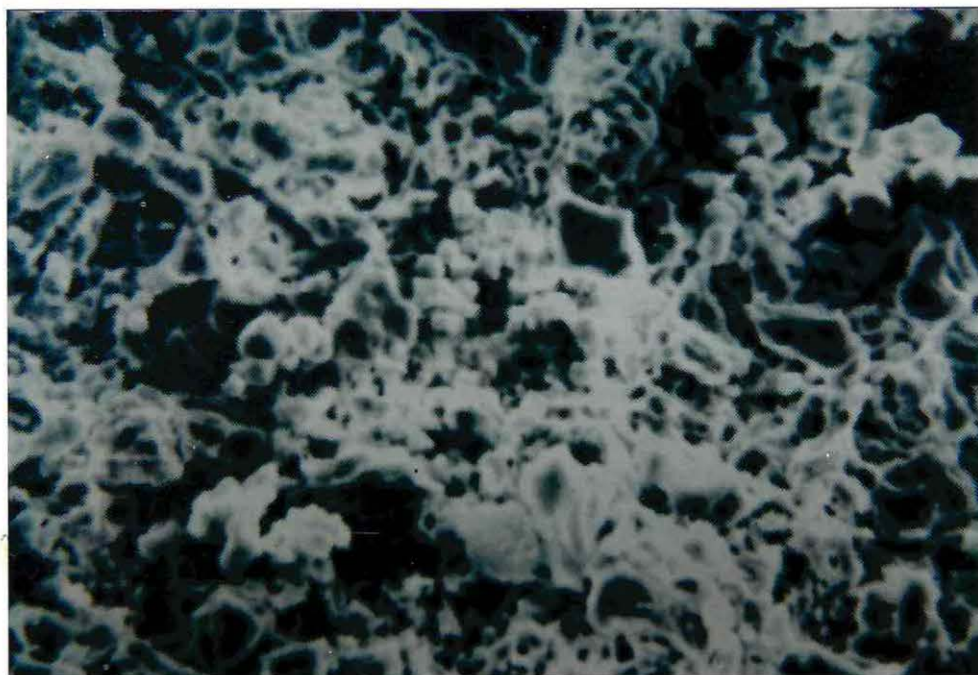


Foto 12. Cerámica fundida sobre lámina de platino, grabada al 20% con ácido hidroflluórico por 20 minutos. (x 1000)

Basándose en estas observaciones, se fundió la cerámica para un estudio sobre el investimento y lo grabaron por 2,5 minutos con ácido Hidroflluórico al 20%.

El estudio revelaba que el grabado de la cerámica por una parte, aumentó significativamente la fuerza de unión, también el uso de una cubierta de Silano sobre la cerámica aumentó efectivamente la fuerza de unión del composite en las condiciones de grabado y no grabado de la cerámica. La incorporación del adhesivo de dentina al Silano, aumentó la fuerza de unión sólo en la condición de cerámica no grabada. La fuerza de unión mas alta fueron desarrolladas cuando la cerámica grabada llevaba Silano sólo o con adhesivo de dentina.

Otros resultados del mismo estudio revelan que los tipos de fallas en la unión del composite con la cerámica varían, así tenemos que cuando la cerámica no es grabada y unida con una resina sin relleno o en que la cerámica sin grabar es tratada con Silano, las fallas fueron constantemente en la interfase cerámica-composite. Otras fallas en que la cerámica no es grabada y tratada con Silano y adhesivo de dentina las fallas son principalmente adhesivas, con algo de retención de la cerámica en los sitios de unión. Las fallas cuando la cerámica era grabada y cementada con resina sin relleno era generalmente del tipo mixto, siendo la mitad cohesiva dentro de la cerámica y el resto principalmente adhesivo.

Grupos en que la cerámica era grabada y tratada con Silano, o en que la cerámica grabada además del Silano tenía el adhesivo a dentina, tuvieron fallas que fueron completamente cohesivas dentro de la cerámica. Estos hallazgos fueron completamente coherentes con la fuerza de unión desarrolladas. Claramente la penetración de la resina en estos espacios aumentaría la unión micromecánica del composite como agente cementante o de unión de la corona jackets-cerámica grabada a la estructura dentaria (Stangel D. y cols, 1987).

#### 2.7.7. Unión final de la corona jacket-cerámica a la estructura dentaria.

Generalmente, las coronas de cerámica se adhieren al esmalte grabado con un composite fraguado por la luz que se fija mecánicamente a la interfase de la cerámica grabada. El grabado de la cerámica con ácido fluorhídrico en la superficie interna conduce a la aparición de flecos mecánicos, algo parecido a lo que sucede en el esmalte. Esta unión es reforzada mediante el uso de silanos durante la cementación, los cuales proporcionan una unión química adicional.

Si la colocación es cuidadosa, la unión de la cerámica y la resina es el doble de la unión esmalte-resina, de manera que las fallas adhesivas son muy raras con este tipo de coronas jacket-cerámicas grabadas en su interior.

Así, sobre la superficie interna de la cerámica grabada se aplica un agente de unión de silano, dejándose secar durante unos minutos (para evaporar el exceso de etanol).

Más tarde, sobre la corona grabada y la superficie de esmalte grabado se coloca una capa fina de agente de unión fosforado. Ambas se polimerizan durante 10 segundos. Para la colocación final se utiliza bien una resina compuesta químicamente polimerizable o una resina compuesta de fotocurado de partícula pequeña y baja viscosidad.

En general se prefieren los composite fotopolimerizables, debido a su mayor tiempo de trabajo. Colocando la jeringa del composite en un pequeño recipiente de agua caliente se reduce considerablemente la viscosidad.

Una vez se haya logrado la viscosidad correcta se coloca una capa delgada del composite sobre la superficie interna de la corona cerámica grabada.

Anteriormente el esmalte fue grabado (por 30-60 segundos), lavado (por 30-40 segundos), secado con aire libre de aceites. Se trata la dentina con adhesivos a dentina. El diente y la corona jackets-cerámica es cubierta con una delgada capa de resina compuesta y no se polimerizan, permitiendo el asentamiento completo de la corona, se ubica suavemente en el margen y se fija en su sitio. Un suave movimiento de lado a lado contribuirá a expulsar el exceso de material. El exceso de material es removido suavemente con un cepillo ligeramente humedecido con resina o composite como lo recomienda Tay W.M. y cols (1987). Este procedimiento reduce la tendencia de tirar hacia afuera el material y asegura un margen liso que es pulible.

Deben tomarse precauciones con el fin de detectar burbujas de aire que pudieran quedar atrapadas bajo la corona. Si las hubiera, la corona deberá ser levantada y probada de nuevo con más composite de fijación.

Una vez limpiados los márgenes, la corona es expuesta por primera vez a la luz fotopolimerizadora. Dado a que es imposible sobrepolimerizar y muy fácil subpolimerizar se indican tiempos de polimerización largos. Se requiere un mínimo de terminación si los márgenes encajan correctamente.

Una vez fraguado, se procede al acabado de los márgenes con diamantes microfinos y pastas de pulir diamante. Todas las superficies deben ser revisadas con seda dental sin cera para confirmar que no haya material residual.

Después de la adhesión final y la terminación de la última corona jacket la oclusión es examinada detenidamente y se hacen los ajustes necesarios. Se le entrega un espejo al paciente para que examine los resultados y se le aconseja no hacer presión sobre las coronas durante 24 horas, para asegurar la máxima adhesión.

Debe tenerse presente que la luz halógena al pasar por la dentina, disminuye su capacidad de polimerizar la resina de fotocurado (Chan D.C. y Boyer D.B., 1985). Strang R. y cols (1987) demostraron que la cerámica absorbe entre el 40-50% de la luz halógena y que grosores mayores de la cerámica demandan tiempos más largos de exposición. Los grosores entre 0,5 y 1mm de cerámica alcanzan una polimerización completa con 30 segundos de fotocurado; mientras que grosores sobre 4mm no alcanzan la polimerización completa, ni siquiera con 120 segundos de exposición.

## III O B J E T I V O G E N E R A L.

Comparar en términos de tracción y compresión las coronas jackets-cerámicas, grabadas con ácido en su interior y cementada con resina compuesta foto y químicamente polimerizable, con las técnicas convencionales usadas en Prótesis Fija.

## IV    O B J E T I V O S    E S P E C I F I C O S

1    Determinar experimentalmente la resistencia traccional de las coronas jackets-cerámicas, cementadas con resina compuesta foto y químicamente polimerizables.

2    Determinar experimentalmente la resistencia compresiva de las coronas jackets-cerámicas, cementadas con resina compuesta foto y químicamente polimerizables.

## V METODOLOGIA

## Materiales.

Para este estudio fueron extraídos 50 premolares por indicación ortodóncica y almacenados en agua destilada hasta su preparación. Las edades de los pacientes varió entre los 13 y 22 años. Era requisito que estos dientes estuvieran libres de caries y de cualquier tipo de restauración. Los dientes fueron aleatoriamente seleccionados para las pruebas de compresión y tracción.

Las preparaciones dentarias se llevaron a cabo de acuerdo a los patrones tradicionales de diseño clínico para la confección de coronas jackets-cerámicas.

Una vez realizadas todas las preparaciones dentarias, éstas fueron almacenadas en agua destilada a temperatura ambiente por un período de dos semanas hasta el momento de la cementación. Luego de cementadas todas las coronas jackets-cerámicas se guardaron en agua destilada a temperatura ambiente por 48 horas, hasta el momento de las pruebas con la máquina Instron.

Las coronas jackets-cerámicas fueron realizadas por un laboratorio dental para nuestro estudio. La cerámica utilizada fue VITADUR N de la Vita Zahnfabrik de la R.F.A. El color utilizado para la cerámica correspondió al B-2 del muestrario Vita. La cerámica fue trabajada sobre modelos refractarios (V.H.T. Industrial Investment de la Whip Mix corporation).

La cerámica fue diseñada de dos formas distintas, dependiendo de su finalidad.

1.- Por una parte tenemos el diseño para las pruebas de compresión, el cual semejaba un cuerpo cilíndrico, siguiendo el margen de cada preparación dentaria, con una altura promedio de 8 mm y un diámetro promedio 6 mm. La superficie oclusal de la corona jacket para esta prueba tenía vertientes con una angulación de 30 grados, para semejar la anatomía dentaria y recibir de esta forma la carga al momento de la prueba. Las coronas jackets-cerámicas no tenían aristas agudas (fig. 5).

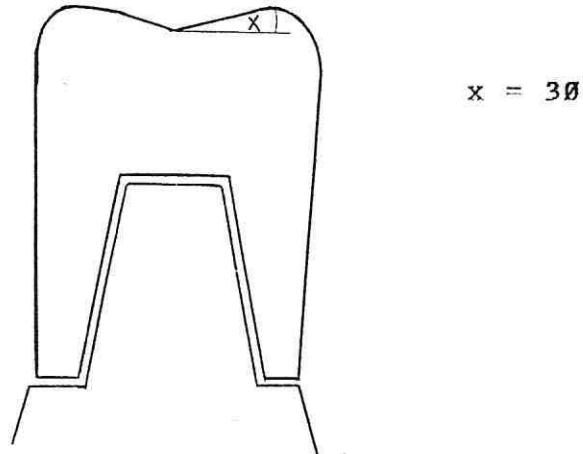


Fig.5 Corona jacket-cerámica para compresión.

2.- Para las pruebas de tracción los cuerpos cerámicos semejaron conos seccionados con una altura promedio de 12mm, con un diámetro mayor de 10 mm que correspondía a la superficie oclusal y un diámetro menor de 8 mm que correspondía al límite cervical. Obteniendo así retención de la cerámica a los cuerpos de prueba hechos en acrílico de autopolimerización. Al igual que las coronas jackets para la compresión, estos cuerpos cerámicos para tracción carecían de aristas agudas, (fig. 6).

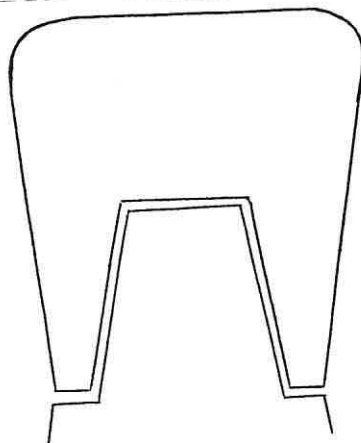


Fig.6 Corona jacket-cerámica para tracción.

Ambos tipos de coronas jackets-cerámicas fueron grabadas en su interior con ácido Fluorhídrico al 10% en estado de gel por 2,5 minutos.

Para el trabajo se confeccionaron cuerpos de acrílico de autopolimerización, de acuerdo a unas matrices que tenía la máquina Instron en sus porta mordazas, las cuales fueron uniformados en sus dimensiones por un torno de la Universidad Técnica Federico Santa María. En dichos cuerpos de acrílico fueron empotrados todos los dientes que iban a ser sometidos a tracción y compresión, y además los cuerpos cerámicos para las pruebas de tracción, (fig. 7).

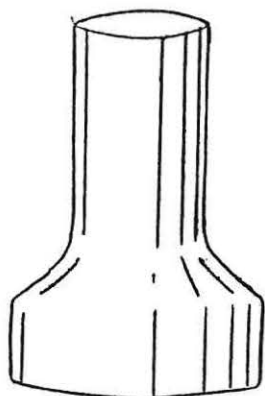


Fig.7 Cuerpo de acrílico de autopolimerización.

Así tenemos que para las pruebas de compresión se confeccionaron 25 cuerpos de acrílico en los cuales fueron ubicados los dientes preparados. El punto de referencia para la ubicación dentaria, en profundidad, fue el hombro de las preparaciones, el cual era completamente horizontal a un mismo nivel para las caras mesial, distal, vestibular y palatina; entonces los dientes fueron incluidos hasta 2 mm. antes de llegar al hombro de la preparación dentaria, en el centro de los cuerpos de acrílico. Las raíces tenían retenciones.

Estos cuerpos de prueba fueron sometidos a fuerzas de compresión ejercidas por la máquina Instron, la cual tenía un pistón que en su extremo llevaba una esfera de acero con un diámetro de 12,7 mm. El cual ejercía la compresión a una velocidad de croseta de  $\emptyset,05$  cm/minuto. Los resultados fueron entregados en Kg, hasta el momento de la fractura de las coronas jackets-cerámicas.

Para las pruebas de tracción se confeccionaron otros 50 cuerpos de acrílico idénticos a los realizados para las pruebas de compresión, en 25 de los cuales se ubicaron los dientes preparados y en los restantes 25 las coronas jackets-cerámicas.

Al ser las preparaciones dentarias para la prueba de tracción idem que para las pruebas de compresión, la inclusión de estos dientes en los cuerpos de acrílico se hizo de la misma manera, (fig. 8).

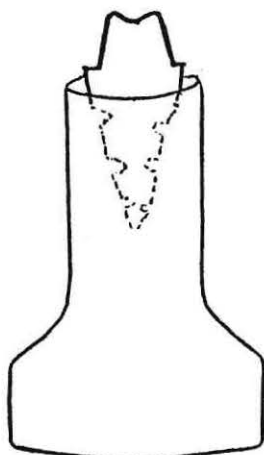


Fig.8 Preparación dentaria ubicada en el cuerpo de acrílico

Las coronas jackets-cerámicas fueron incluidas en los cuerpos de acrílico en promedio abarcando  $2/3$  de su altura, es decir, quedaba aproximadamente el  $1/3$  cervical de la corona a la vista, correctamente centrado en correspondencia con la respectiva preparación dentaria.

Para determinar la fuerza de tracción se calculó la superficie de la preparación dentaria bruñiendo un papel platinado sobre ésta, y luego con papel milimetrado se determinó el área. La superficie fue calculada en 25 dientes y se extrapoló al resto. Llegamos a determinar que en promedio el área para cada preparación dentaria sería de  $84 \text{ mm}^2$ .

La resina utilizada para la cementación correspondió a la marca comercial ADHERENCE M<sup>1</sup> de la Confi-Dental Products Co. hecho en U.S.A., se siguieron las instrucciones del fabricante para su utilización (cemento dual).

La lámpara para polimerizar la resina compuesta fue el modelo MAX de la Caulk. El tiempo de polimerización fue de 40 segundos para todas las preparaciones dentarias.

La máquina de ensayo utilizada correspondió al modelo Instron TTCM-10 de propiedad de la Universidad Técnica Federico Santa María, (foto 13).

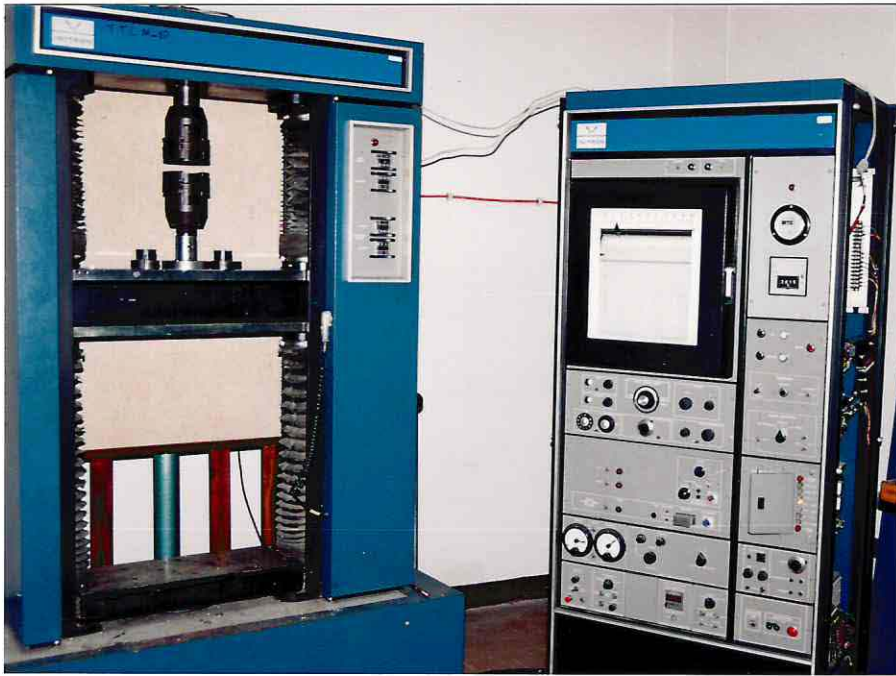


Foto 13. Máquina Instron modelo TTCM-10

## Métodos

### a) Prueba de Tracción.

Una vez conocida la máquina Instron que utilizaremos y teniendo los premolares con sus respectivas coronas jackets-cerámicas, sin cementar; se procedió primero a la construcción de un medio para adaptar los dientes a la máquina. Esta utilizaba unas mordazas machos que se llevaban a otras porta mordazas hembras. Los cuerpos de acrílico contruídos se ubicaban dentro de la mordaza macho, con forma adecuada para realizar la fuerza de tracción.

Se puso especial atención al centrado y paralelismo del eje entre el cuerpo de acrílico y la preparación dentaria, para lo cual nos ayudamos de un instrumento ideado por nosotros (lámina de cobre, fig.9).

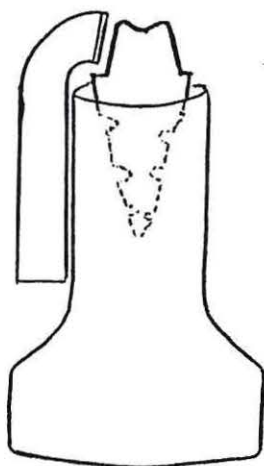


Fig.9 Lámina de cobre para insertar axialmente el diente con el cuerpo de acrílico

Luego se procedió a cementar con ADHERENCE M<sup>5</sup>, utilizando la lámpara de fotocurado, siguiendo las instrucciones del fabricante.

Para someter a tracción la máquina Instron tenía un porta mordazas fijo (el superior) y otro móvil (el inferior), (fig. 10 y 11). La dirección del eje mayor de la fuerza ejercida al momento de la tracción debería ser exacto al pasar por los cuerpos de acrílico, preparación dentaria y cuerpos cerámicos. Para corroborar la correcta axialidad de las fuerzas, se intrdujeron en las respectivas mordazas los cuerpos de acrílico, (foto 14).

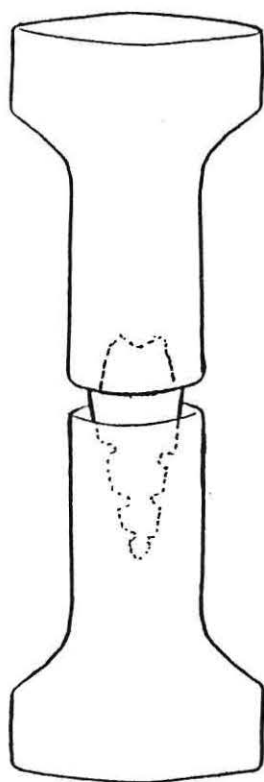


Fig.10 Cuerpo de prueba para ser sometido a tracción.

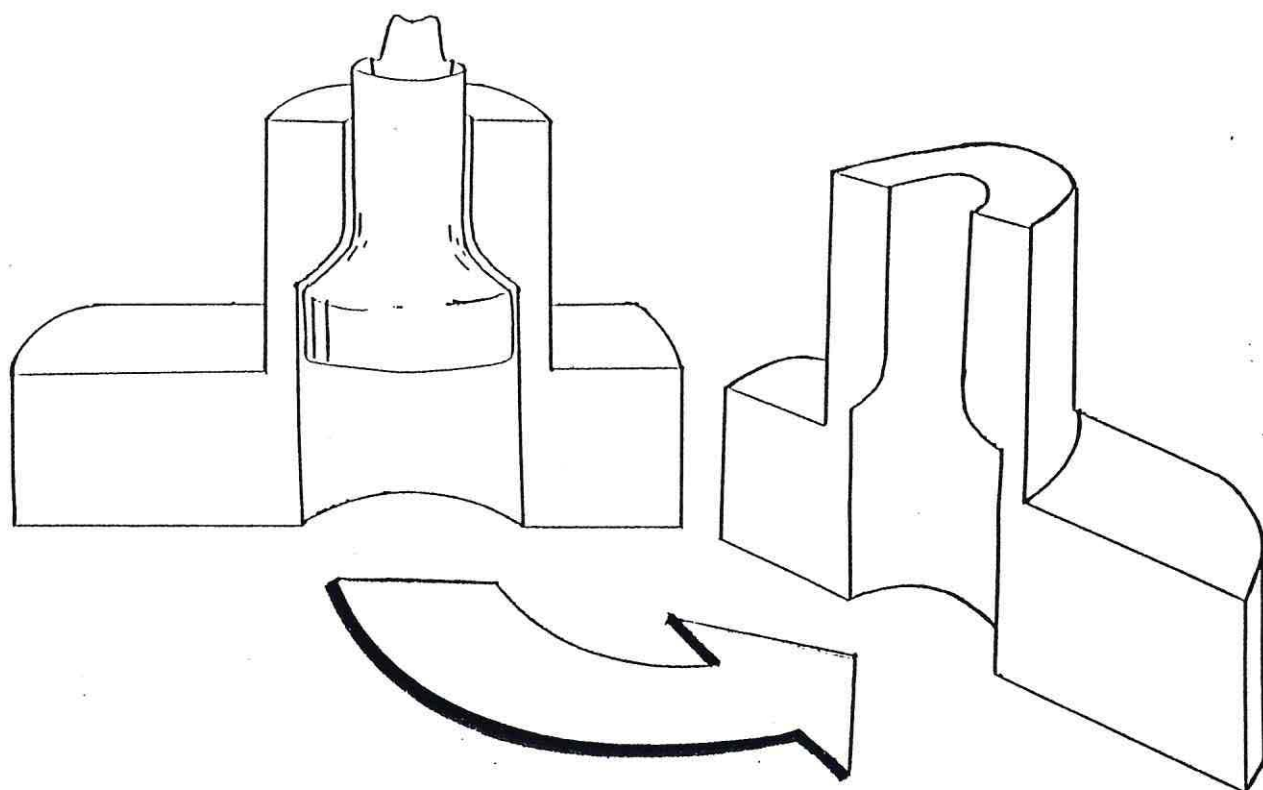


Fig.11 Cuerpo de acrílico ubicado en la mordaza.

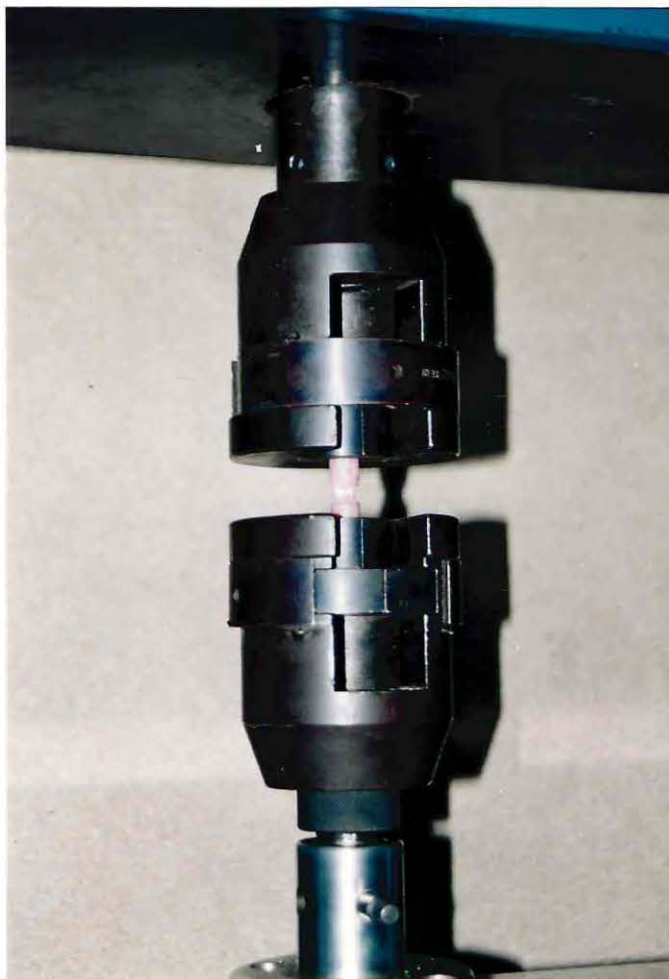


Foto 14. Cuerpo de prueba en portamordazas de la máquina Instron

Luego se ubican en el porta mordaza, se acercan y unen agregandoacrílico al cuerpo que llevaría las coronas jackets, ya que el diente estaba previamente ubicado en la masa acrílica.

Los valores de tracción fueron obtenidos al momento del desalojo de la corona y fue entregado en  $\text{kilógramos/cm}^2$

## b) Prueba de Compresión.

Para someter los cuerpos a la prueba de compresión se utilizó la máquina Instron, la cual contaba con una superficie plana móvil inferior y otra superior fija, a la cual se le adaptó un accesorio que semejaba un pistón con una esfera de acero en su extremo, (fig. 12).

Sobre la superficie plana se pusieron los premolares en acrílico con sus respectivas coronas jackets-cerámicas. Esta superficie plana subía o bajaba, dependiendo de la necesidad de compresión o tracción respectivamente. Para este ensayo subía a una velocidad de croseta de  $0,05$  cm/minuto, ejerciendo la fuerza compresiva sobre la cerámica que tenía una angulación cuspidea de  $30$  grados. Los valores fueron registrados cuando la cerámica sufrió la fractura y fue entregada en kilogramos.

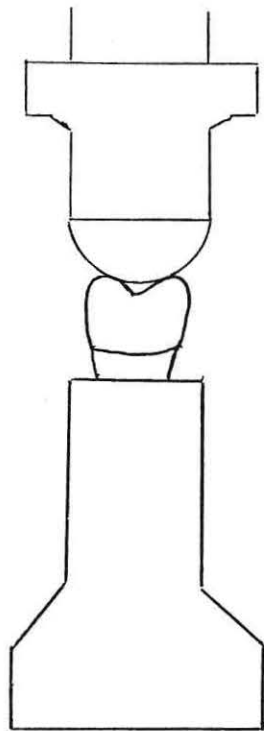


Fig.12 Cuerpo de prueba para compresión.

## VI RESULTADOS

## a.- Prueba de Tracción.

25 cuerpos de prueba fueron traccionados hasta el desalojo de la corona jacket grabada, de su preparación dentaria, tabla III.

Tabla III. Fuerza necesaria para el desalojo de la corona jacket-cerámica grabada (Kg/cm<sup>2</sup>).

Cuerpo de prueba Nº	Corona cerámica grabada
1	39,2
2	36,9
3	33,3
4	41,6
5	34,5
6	35,7
7	35,7
8	39,2
9	32,1
10	42,8
11	32,1
12	34,5
13	38
14	35,7
15	38
16	36,9
17	34,5
18	33,3
19	35,7
20	33,3
21	36,9
22	39,2
23	29,7
24	40,4
25	34,5
Promedio	36,1 SD 3,15

## b.- Prueba de Compresión.

Los 25 cuerpos de prueba fueron comprimidos hasta que las coronas jackets se fracturaran en la preparación dentaria. Los valores obtenidos se presentan en la tabla II.

Tabla II. Fuerza necesaria para fracturar las coronas jackets-cerámicas grabadas (kg).

Cuerpo de prueba Nº	Corona cerámica grabada
1	80
2	82
3	91
4	90
5	89
6	93
7	98
8	72
9	78
10	81
11	85
12	67
13	74
14	93
15	94
16	87
17	79
18	78
19	82
20	86
21	90
22	89
23	91
24	93
25	87
Promedio	85,16 SD 7,66

Los resultados al ser comparados con estudios anteriores de compresión, de coronas cerámicas convencionales cementadas con resina compuesta y sin grabar, nos sugiere que se aproxima a los valores conocidos de 129,2 Kg y muy distante a la resistencia a la compresión de coronas metal-cerámicas con valores de 453,6 Kg, (Bertram A.J. y cols, 1985).

## VII D I S C U S I O N.

Los resultados de las pruebas de compresión indican que las coronas jackets-cerámicas grabadas en su interior y cementadas con resina compuesta ante fuerzas compresivas nos dió un valor promedio de 85,16 Kg., lo cual es menor a las técnicas convencionales (sin grabar), con valores de 106,8 Kg. y muy distante a la resistencia compresiva de coronas metal-cerámica con valores de 323,5 Kg. (Bertram A.J. y cols, 1985); lo que les ha permitido ser el tratamiento de elección, sobre todo en restauraciones posteriores.

Tomando en cuenta los valores anteriores, nuestra técnica por ser altamente estética, pero de baja resistencia compresiva, estaría indicada en dientes anteriores, ya que éstos reciben una fuerza compresiva bastante menor.

Nuestra técnica podría mejorarse aumentando el espesor de la cerámica a expensas de la preparación dentaria, con el riesgo sí, de mortificar el órgano pulpar; y por otra parte utilizar cerámicas con mayor porcentaje de núcleos aluminosos.

Al realizar los ensayos de tracción, se observa que los tipos de fallas son principalmente del tipo adhesivo entre la resina compuesta y la estructura dentaria, quedando la resina adherida a la cerámica grabada, lo que avala la estrecha interacción micromecánica entre ambos materiales. Cabe recordar que el valor de la fuerza de unión entre la cerámica grabada por 2,5 minutos y la resina compuesta, varía entre 173,41 y 272,96 Kg/cm<sup>2</sup> (Stangel D. y cols, 1987).

Un estudio realizado por Bowen R.L. y Cobb E.N. (1983) respecto a los métodos de unión de la resina compuesta a la dentina y el esmalte, da valores para el uso de la técnica del grabado ácido más el agente adhesivo de 193,3 Kg/cm<sup>2</sup> cuando estamos sobre el esmalte y de 41,49 Kg/cm<sup>2</sup> para la dentina. Este último valor es ligeramente alcanzado por nuestro estudio cuando se suma la desviación estándar al promedio (38,25 Kg/cm<sup>2</sup>); lo anterior podría explicarse debido al gran desgaste dentario necesario para cumplir con los requisitos de una corona jacket-cerámica y entonces la resina compuesta se encontraría adherida principalmente a dentina.

Nuestro trabajo resulta ser un estudio netamente in vitro, interesante resultaría tener antecedentes con un estudio in vivo para manejar estas variables de tracción y compresión, además de la estética, la higiene, los cambios térmicos en boca, sensibilidad pulpar, etc.

## VIII C O N C L U S I O N E S.

La resistencia traccional resultó ser semejante a los valores entregados por estudios anteriores.

La resistencia compresiva es insuficiente para resistir la carga oclusal posterior.

## IX RESUMEN

50 coronas jackets-cerámicas grabadas en su interior, fueron fijadas con cemento dual a preparaciones dentarias de premolares naturales. 25 de estos cuerpos de prueba fueron sometidos a fuerzas de tracción y los otros 25 a compresión, con el objeto de comparar resultados mecánicos con las técnicas convencionales.

## X B I B L I O G R A F I A

Asmussen E. (1985): Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of Composite resins. *Operative Dentistry* 10: 61-73.

Asmussen E. and Munksgaard E.C. (1985): Adhesion of restorative resins to dentinal tissues. In Vanherle G., Smith D.C. (eds): *International Symposium on Posterior Composite Resin Dental Restorative*.

Baume L.J. and Fiore-Donno G. (1968): Response of the human pulp to a new restorative material. *Journal of the American Dental Association* 76: 1016-1022.

Bertram A.J. and cols (1985): A compressive strength study of complete ceramic crowns: Part II. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 65: 388-391.

Bloch W.W. and cols (1977): Pulpal response to a new visible light-cured composite restorative material: Fotofil. *Journal of Oral Pathology* 6: 278-287.

Brännström M. and Nyborg H. (1972): Pulpal reaction to composite resin restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 27: 181-189.

Brännström M. and Johnson G. (1974): Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. *Journal of Prosthetic Dentistry* 31: 422-430.

Brännström M. and Nordenvall K.J. (1978): Bacterial penetration, pulpal reaction and the inner surface of Concise enamel bond. Composite fillings in etched and unetched cavities. *Journal of Dental Research* 57: 3-10.

Brännström M. (1984 a): Communication between the oral cavity dental pulp associated with restorative treatment. *Operative Dentistry* 9: 57-68.

Buonocore M.G. and cols (1955) : A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal Dent Research* 34: 849-853.

Buonocore M.G. and cols (1956): A report on a resin capable of bonding to human dentin surfaces. *Journal Dent Reserch* 35: 846.

Calamia J.R. and cols (1985): Shear Bond Strength of Etched Porcelains. *Journal Dent Research* 64: 296.  
Abst N<sup>o</sup> 1096.

Chan D.C. and Boyer D.B. (1985): Curing light-activated composite resins through dentin. *Journal Prosthet Dent* 54: 643-645.

Chan D.C. and Jensen M.E. (1986): Denting permeability to phosphoric acid: effect of treatment with bonding resin. *Dental Materials* 2: 251-256.

Cherilyn G. and Tadanori T. (1990): Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations 64: 406-411.

Cox C.F. and cols (1987): Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed pulps. *Journal of Prosthetic Dentistry* 57: 1-8.

Coury T.L. y cols (1982): Adhesiveness of glass-ionomer cement to enamel and dentin: A laboratory study. *Operative Dentistry* 7: 2-6.

De Freitas J.F. (1984): Resistance of calcium hydroxide materials of phosphoric acid. *Australian Dental Journal* 29: 389-393.

Eick J.D. and Welch F.H. (1986): Dentin adhesives-do they protect the dentin from acid etching?. *Quintessence International* 17: 533-544.

Fusayama T. (1987): Factors and preventions of pulp irritations by adhesive composite resin restorations. *Quintessence International* 18: 633-641.

Gewinnett A.J.(1973): Human prismless enamel and its influence on sealant penetration. *Archives of Oral Biology* 18: 441-444.

Goto G. and Jordan R.E. (1972 b): The pulpal effects of 50 per cent phosphoric acid. Journal of the Canadian Dental Association 38: 248.

Hembree J.H. (1983): Marginal leakage of microfilled composite resin restorations. Journal of Prosthetic Dentistry 50: 632-635.

Hembree J.H. (1986): In vitro microleakage of a new dental adhesive system. The Journal of Prosthetic Dentistry 55: 442-445.

Heys R.J., Heys D.R. and Fitzgerald M. (1985): Histological evaluation of microfilled and conventional composite resins on monkey dental pulps. International Endodontics Journal 18: 260-266.

Howard E. (1988): Unión a la Dentina con Resinas Compuestas: Una Puesta al Día con Materiales y Técnicas. Artículo Nº 16 de Educación Continua. Volumen IV Nº 5: 90-97.

Jennings R.F. and Ranly D.M. (1972): Autoradiographic studies of P32 penetration into enamel and dentin during acid etching. Journal Dent Clid 39: 69.

Jensen M.E. and Chan D.C. (1985): Polymerization shrinkage and Microleakage. International Symposium on Resin Based Posterior Materials. Amsterdam, Elsevier Science Publishers, 243- 262.

Johnson R.H. and cols (1970): Pulpal irritation due to the phosphoric acid component of silicate cement. Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology 29: 447-454.

Lee H.L. and cols (1973): Effects of acid etchants on dentin. Journal Dental Research 52: 1228.

Liatukas E.L. (1985): An in vivo survey of pulp response to acid-etch technique. Journal Dental Research 64. Abstracts of Papers p 222. Abstract 427.

Macko D.J., Rutberg M. and Langeland K. (1978): Pulpal response to the application of phosphoric acid to dentin. Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology 45: 930-946.

Mc Cabe J.F. (1988): Anderson. Materiales de aplicación dental. Salvat Editores S.A. 27: 167; 29: 175.

McLean J.W. and Wilson A.D. (1977): The clinical development of the glass-ionomer cements: Formulations and properties. Australian Dental Journal 22: 31-36.

McLean J.W. and Prosser H.J. and Wilson A.D. (1985): The use of glass ionomer cements in bonding composite resins to dentine. British Dental Journal 158: 410-414.

Munksgaard E.C. and Asmussen E. (1985): Denting-Polymer Bond Promoted by GLUMA and Various Resins. Journal Dent Research 64: 1409-1411.

Nordenvall K.J. and Bränntröm M. and Torstenson B. (1979): Pulp reaction and microorganisms under ASPA and Concise composite fillings. Journal of Dentistry for Children 46: 449-453.

Pameijer C.H., Stanley H.R. and Dickinson A. (1986): Histological evaluation of a dentition adhesive. Journal of Dental Research 65. Abstracts of Papers p 251. Abstract 734.

Pashley D.H. (1984): Smears layer: physiological considerations. Operative Dentistry. Supplement 3: 13-29.

Pashley D.H. and Galloway S.E. (1985): The effects of oxalate on smear layers permeability and resistance to acid. Journal of Dental Research 64. Abstracts of Papers p 238. Abstracts 570.

Pashley D.H. and Michelich V. and Kehl T. (1981): Dentin permeability: effects of smear layer removal. Journal of Prosthetic Dentistry 46: 531-537.

Qvist V. (1975): Pulp reactions in human teeth to tooth colored filling materials. Scandinavians Journal of Dental Research 83: 54-66.

Retief D.H., Austin J.C. and Fatti L.P. (1974): Pulpal response to phosphoric acid. Journal of Oral Pathology 3: 114-122.

Retief D.H. (1978): The mechanical bond. International Dental Journal 28: 127-138.

Retief D.H. (1987): Arc Adhesive Techniques Sufficient to prevent Microleakage?. Operative Dentistry 12: 140-145.

Rosenstiel S.F. and cols (1991): Procedimientos clínicos y de laboratorio. Salvat, cap. 10: 199-205.

Silverstone L.M. and cols (1975): Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Research 9: 373-387.

Stangel D. and cols (1987): Shear Strength of the Composite Bond to Etched Porcelain. Journal Dent Research 66 (9): 1460-1465.

Stanley H.R., Swerdlow H. and Buonocore M.G. (1967): Pulp reactions to restorative materials. Journal of the American Dental Association 75: 132-141.

Stanley H.R., Going R.E. and Chauncey H.H. (1975): Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration. Journal of the American Dental Association 91: 817-825.

Stanley H.R., Bowen R.L. and Folio J. (1979): Compatibility of various materials with oral tissues: II. Pulp Responses to composite ingredients. Journal of Dental Research 58: 1507-1517.

Stanley H.R., Bowen R.L. and Cobb E.N. (1985): Pulp responses to experimental treatments of dentin for bonding composites. Journal of Dental Research 64. Abstracts of Papers p 222. Abstract 423.

Strang R. and cols (1987): The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. Br Dent J 163: 149.

Takio T. and cols (1984): Surface adhesion and retentive force of cements. The Journal of Prosthetic Dentistry 52: 57-60.

Tay W.M. and cols (1987): Effects of some finishing techniques on cervical margins of porcelain laminates. Quintessence Int 18: 600.

Torney D.L. (1978): The retentive ability of acid-etched dentin. Journal Prosthet Dent 39: 169.

Torstenson B., Nordenvall K.J. and Brännström M. (1982): Pulpal reaction and microorganisms under Clearfil composite resin in deep cavities with acid etched dentin. Swedish Dental Journal 6: 167-176.

Van Leeuwen M.J., Dogon I.L. and Heeley J. (1985): A histological study of two visible light cured esters of Bis-GMA. Journal of Dental Research 64. Abstracts of Papers p 222. Abstract 425.

Vanherle M.D. and cols (1986): Clinical investigation of dental adhesive systems. Part I: an in vivo study. The Journal of Prosthetic Dentistry 55: 157-163.

Vojinovic O., Nyborg H. and Brännström M. (1973): Acid treatment of cavities under resin fillings: bacterial growth in dentinal tubules and pulpal reactions. Journal of Dental Research 52: 1189-1193.

Wiseman M.A., Stangel I. and Germinario R.J. (1985): Cytotoxicity of Scotchbond assessed by a modified chromium-51 release method. Journal of Dental Research 64. Abstracts of Papers p 318. Abstract 1292.