



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**FRACASOS MAS FRECUENTES EN
RESTAURACIONES ESTÉTICAS CON LEUCITA
REFORZADA**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

RICARDO SÁNCHEZ VÁZQUEZ

**DIRECTOR: DR. MANUEL DAVID PLATA OROZCO
ASESOR: MTRO. MARTÍN ARRIAGA ANDRAGA**

MÉXICO D. F.

2005

m349348

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: RICARDO SÁNCHEZ

VÁSQUEZ

FECHA: 26/05/2010

FIRMA: [Signature]



AGRADECIMIENTOS

A mis padres.

Gracias por todo sus cuidados, cariño y abnegación durante todos estos años vida, sus desvelos, su preocupaciones, nunca olviden todo lo que los amo,

A mis hermanos.

Juan y Fernando por demostrarme su apoyo, incondicional, cariño y por enseñarme lo que es la perseverancia, los amo.

A mis tíos.

José Luis y Adela gracias a sus buenos consejos durante toda mi vida, su apoyo incondicional y cariño, los amo.

A mis cuñis.

Gracias vero por todos tus buenos consejos y tu apoyo de manera incondicional te quiero mucho. Lupita gracias por hacer tan feliz a mi hermano te quiero también mucho.

A doménica.

Gracias por todo tu apoyo, comprensión y cariño durante todos estos años de conocernos, así como por intentar que día a día sea una mejor persona, y también por la realización de esta tesina.

A Judith.

Gracias corazón por llegar a mi vida, por tus alegrías, tristezas ,enojos gracias por ser ese rayo de sol que todos los días me da fuerzas para vivir. Te amo con todo mi corazón.

Y por supuesto no puedo dejar de agradecer a todos mis verdaderos amigos que hicieron de todo estos años de carrera una experiencia inolvidable: Edgar, Oscar, Marcela, Melisa, Alicia, Luis Fernando, Salomón, Verónica, Esther, Karina, Mauricio. Los quiero mucho

Tal vez las lagrimas me han nublado la mente pero estoy seguro de algo, gracias por estar en mi vida y permitirme entrar en la suya.

Haz de tu vida un sueño y de tu sueño una realidad.

ÍNDICE

	Pag.
I. INTRODUCCIÓN.....	5
II. ANTECEDENTES.....	7
III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	12
IV. JUSTIFICACION.....	12
V. OBJETIVO GENERAL.....	12
CAPITULO 1	
LEUCITA.....	13
1.1 Características.....	13
1.2 Aplicaciones en la odontología.....	14
1.3 IPS Empresa.....	17
1.4 IPS Empresa 2.....	20
CAPÍTULO 2	
ADHESIÓN.....	21
2.1 Dentina.....	22
CAPÍTULO 3	
PREPARACIONES.....	32
3.1 Principios biológicos.....	32
3.2 Principios mecánicos.....	34
3.3 Preparaciones para Inlay, Onlay y Overlay.....	36
3.4 Preparaciones para carillas.....	42
3.5 Preparaciones para coronas totales.....	47
CAPÍTULO 4	
CONSIDERACIONES GENERALES.....	51
VI .CONCLUSIONES.....	55
VII. FUENTES DE INFORMACIÓN.....	56

I. INTRODUCCIÓN

La búsqueda de la estética dental se remonta a las primeras civilizaciones, desde entonces el arte dental ha formado parte del anhelo de mejorar el aspecto estético de los dientes y de la boca. Como lo mencionan las tablillas asiro-babilónicas de escritura cuneiforme que datan de los inicios de la civilización, que refieren lo siguiente:

“Si los dientes de un hombre amarillean mezclaran sal de Akkad, Ammi, lolium, pine-turpine y con los dedos frotaran sus dientes”.⁽¹⁾

Desde tiempos tan remotos se buscaba la estética dental, en la actualidad la tecnología ha permitido que los odontólogos puedan colocar restauraciones que muestran una estética mejor a las colocadas en el pasado, ya que la gran mayoría de los materiales que existen nos ofrecen una gran variedad de posibilidades de poder realizar restauraciones de muy alta calidad estética, durabilidad, gran resistencia, biocompatibilidad con el tejido circundante, translucidez y color casi igual al del diente natural. El desarrollo y evolución de las técnicas y materiales protésicos viene siendo incentivado a lo largo de los tiempos por la aspiración de lograr las características ya mencionadas:

En este empeño el siglo XX se revela, al menos en este aspecto, como el período más productivo de la historia de los materiales dentales, ya que alumbró no solo espectaculares avances en las composiciones de aleaciones metálicas, porcelanas, plásticos, o materiales accesorios (adhesivos, revestimientos, cementos, etc.) Sino también en el desarrollo de tecnología para su manipulación y aplicación práctica.

Es por esto que la odontología siempre ha experimentado desarrollos decisivos cada vez que la orientación hacia las necesidades de los pacientes provocaba un cambio fundamental en el pensamiento, mas allá de las mejoras alcanzadas en el ámbito del conocimiento de los materiales.

En la odontología actual, la exigencia de una mejor calidad de vida en el contexto de la estética oral ocupa un primer plano. Esto condujo al desarrollo de modernas tecnologías que garantizan mejores resultados de tratamiento.

La mayoría de los sistemas de porcelana dental ofrecen características similares a las del diente natural. Sin embargo, hay diversos factores que pueden llegar a desencadenar una serie de procesos que nos llevarán al fracaso de la restauración, empezando por la preparación del diente, baja resistencia a la flexión, estética, sellado marginal inadecuado y capacidad de abrasión alta, hasta complicaciones periodontales, endodónticos, ortodónticos, etc.

Un meticuloso plan de tratamiento y la integración de diversas especialidades odontológicas, así como la selección del material de restauración apropiado, que tenga características basadas en las condiciones clínicas del paciente, serán críticas para el éxito del tratamiento de restauración que se llevará a cabo.

Es por esto que todas estas características pasan a segundo plano cuando debido a múltiples factores, las restauraciones fracasan. Por lo que es preciso que todo cirujano dentista conozca de ante mano los factores que puedan conducirnos al fracaso.

Gracias a la UNAM por abrirme sus puertas y formarme como un profesional de excelencia. Agradezco al Dr. Manuel David Plata Orozco por la dirección de esta tesina y así como los buenos consejos para la realización de la misma; también un gran agradecimiento al Mtro. Martín Arriaga Andraca por su gran apoyo y excelentes enseñanzas, las cuales me ayudaran a ser día a día un magnifico Cirujano Dentista.

II. ANTECEDENTES

En 1728 Fauchard sugiere por primera vez la posibilidad del empleo de porcelanas en odontología ⁽¹⁾, todavía tendría que pasar mas de un siglo para hacerlo realidad.

El primero paso en el camino que conducirá al logro de la máxima estética posible lo da Land en 1886, quien confecciona la primera incrustación de porcelana sobre diente naturales, siendo este mismo autor quien confecciona la primera corona completa de porcelana en 1903, empleando una cerámica feldespática sobre una matriz de hoja de platino.⁽²⁾

Pero aunque estas primeras restauraciones cubrían de una manera aceptable el aspecto estético dejaban mucho que desear en lo que se refiere al principio de resistencia, ya que se fracturaban con facilidad se producían cambios volumétricos durante la cocción de la porcelana, lo que se traducía en ajustes marginales inadecuados y adición, presentaban una preparación de pilares muy difícil y agresiva.^(3,4)

Un avance importante en el campo de las porcelanas dentales ocurrió en la década de los setenta con la introducción de la porcelana aluminosa por Malean y Hugues en 1965. El resultado final fue que las restauraciones eran un 40% más resistentes que las de cerámica feldespática convencional. Sin embargo, la porcelana aluminosa tenia inconvenientes y es que aun siendo su estética buena, es inferior a la de las porcelanas feldespáticas ya que tenia un aspecto opalescente, es decir que tiene un aspecto blanquecino si los grosores de tallado no son los adecuados, de lo que se dedujo que otro de sus inconvenientes es que requería un tallado agresivo para conseguir una estética aceptable.⁽⁵⁾

En esta misma década aparecen las restauraciones ceramo-metálicas, y que con estas parecía que los problemas de las porcelanas estaban resueltos, pero no fue así ya que presentaban problemas estéticos, debido a la falta de transmisión luminosa por el metal subyacente y técnicos debido al diferente coeficiente de dilatación térmico existente entre el metal y la porcelana, a la unión metal-cerámica y a la adaptación marginal.

Hoy en día estas restauraciones son utilizadas de forma masiva, tanto en sectores anteriores como en posteriores, ya que representan una mejor estética, resistencia y funcionalidad aceptables, siendo el tallado menos agresivo que en las restauraciones ya mencionadas. A pesar de que han sido solucionados, en gran medida los problemas antes mencionados, no parecen ser la solución definitiva en los casos que exijan un elevado requerimiento estético.⁽³⁾

Posteriormente en la década de los setenta se hicieron nuevos intentos para aumentar la resistencia a la fractura de las restauraciones completamente cerámicas.

Así en 1974, Sounthan consiguió una mayor resistencia a la fractura revistiendo la hoja de platino con un material llamado Deck-Gold.

En 1977 Mclean y Sced unieron químicamente la porcelana a una delgada cofia metálica, técnica conocida como de la doble hoja de platino y comercializada como sistema vita.^(6,7)

En la misma época aparece el sistema Renaissance, que comprende una matriz metálica a base de una aleación de oro-paladio, cuyo grosor es de 0.05 mm.

Pero estas técnicas, como bien podemos deducir, no son realmente coronas de porcelana, ya que en todas ellas se incorporaba una mínima matriz metálica, presentando además el inconveniente de obtener un inadecuado ajuste marginal, debido principalmente a la dificultad para adaptar la matriz metálica al troquel.

A pesar de todos estos intentos los problemas asociados a la porcelana todavía persistían, lo que hacía que las indicaciones de estas restauraciones quedasen limitadas prácticamente en exclusiva para los sectores antero superiores.

Debido a todo esto los investigadores continuaron en la búsqueda de restauraciones de mejor estética y mayor resistencia a la fractura, que requieran una menor eliminación de estructura dentaria y que consigan un adecuado ajuste marginal, de tal manera que en las dos últimas décadas, hubo una gran profusión de innovaciones en el campo de las restauraciones completamente cerámicas, centrándose los estudios en la eliminación de la matriz de platino.

En 1983 Socio y Riley introducen el sistema Cerestore que consiste en la inyección de una cerámica aluminosa libre de contracción sobre un troquel, previa confección de un patrón de cera, obteniendo una cofia cerámica sobre la que añaden capas de porcelana convencional. ^(8,9)

Este tipo de restauraciones requiere un tallado muy extenso, tecnología complicada y equipamiento específico, presentando además un elevado porcentaje de fracturas por lo que se dejó de utilizar.

En 1984 Grossman y Adair publican sus primeras experiencias clínicas de laboratorio con el sistema Dicor consistente en un procedimiento de colado de cera perdida, de una cerámica basada en un vidrio de circonio. Hobo e Iwata presentaron en 1985 el sistema Cerapearl, similar al sistema Dicor pero basado en cristales de hidroxiapatita. En ese mismo año O'Brien desarrolla una cerámica de magnesia compatible con las porcelanas feldespáticas convencionales, origen de la técnica Hi-Ceram descrita por Claus en 1987, que consiste en un núcleo de alumina de alta fusión construido sobre un troquel de revestimiento especial piroresistente. El sistema Hi-Ceram fue el precursor del sistema In-Ceram desarrollado por Sadoun en Paris a base de un núcleo de barbotina sobre el que se infiltra una suspensión de vidrio y sobre el que luego se adicionan capas de porcelana feldespática convencional.⁽¹⁰⁾

Otra porcelana de elevada resistencia es el sistema Optec HPS, a base de una cerámica feldespática de alto contenido de leucita.

La cerámica Mirage II Fiber, incorpora una matriz de cerámica fibrosa de elevada resistencia que luego se recubre con una porcelana feldespática convencional.^(3,4)

En esta década de los noventa también se presenta el sistema IPS Empress, que consiste en una cerámica feldespática reforzada con leucita inyectada sobre un patrón de cera incluido en revestimiento.

Por último una expectativa interesante la constituyen las restauraciones cerámicas generadas por ordenador o sistema CAD/CAM.

Todos estos nuevos sistemas cerámicos tienen en común el presentar una excelente estética, pretender una elevada resistencia a la fractura, conseguir un ajuste marginal óptimo así como una preparación de los pilares más conservadora y en todos ellos se elimina la clásica matriz de platino.⁽¹⁰⁾

Las cerámicas mencionadas se pueden clasificar de la siguiente manera:

- ❖ Cerámicas convencionales de alta resistencia:
 - Optec HSP
 - Duracem LFC
 - Mirage I
 - Fortress
- ❖ Cerámicas coladas:
 - Dicor
- ❖ Cerámicas mecanizadas:
 - Cerec
 - Dicor MGC
 - Celay
- ❖ Cerámicas de inyección :
 - IPS Empress
 - IPS Empress 2
- ❖ Sistemas de núcleo duro:
 - Hi-Ceram
 - In-Ceram Mirage II Fiber.⁽¹⁰⁾

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El empleo cotidiano de leucita reforzada (IPS Empress) en el consultorio dental por parte del Cirujano Dentista nos ha llevado, a despertar gran curiosidad sobre las ventajas y desventajas de las características de esta cerámica en particular, ya que durante los últimos años ha tenido un gran auge y por lo tanto es una de las mas utilizadas.

JUSTIFICACIÓN

IPS Empress nos proporciona ventajas sobre los demás materiales pero en realidad no sabemos a ciencia cierta cuales son las causas que nos pueden conducir al fracaso en la empleo de este material en la practica odontológica.

OBJETIVO GENERAL

Conoceremos las principales desventajas en la colocación y utilización de este material en particular, para así poder ofrecer a nuestros pacientes una mejor atención en nuestra consulta privada.

CAPÍTULO 1

LEUCITA



Fig.1 Leucita forma basica

1.1 Características

Formula química: KAlSi_2O_6

Clase: Silicatos

Subclase: Tectosilicatos

Grupo: Feldespatoides

Etimología: Deriva de la palabra griega "*leukros*" que significa blanco.

Propiedades físicas:

Color: Blanco o grisáceo con ligeros tonos amarillentos o rosados.

Raya: Incolora o blanca.

Brillo: De vítreo a craso.

Dureza: 6 Mpa

Densidad: 2.5 g/cm^3

Óptica: Débil birrefringencia.

Química: Contiene 21.5% de K, 23.5% de Al_2O_3 y el 55% de SiO_2 . A veces el sodio puede reemplazar a parte del potasio. Atacable por ácido clorhídrico.

Forma de presentarse: En granos o cristales trapezoidales, raras veces en masa.

Génesis: Como producto de la cristalización de magmas pobres en sílice y ricos en potasio. Como elemento esencial de las lavas terciarias y recientes.⁽¹¹⁾

1.2 Aplicaciones en la Odontología

La leucita es una de las moléculas más utilizadas para mejorar las propiedades físicas de las cerámicas convencionales. Esta se incorpora a la cerámica a través de la fusión de feldespato o por adición deliberada de leucita sintética en forma de polvo.⁽¹²⁾

Las porcelanas dentales tradicionales contienen de un 20 al 40% de su masa de cristales de leucita. Es un mineral de silicato de aluminio potásico con un alto coeficiente de expansión térmica y una transformación polimórfica.

Esta transformación polimórfica es un cambio que se produce al enfriarse la porcelana feldespática dental, en el que la leucita sufre una transformación de cúbica a tetragonal, y esto se acompaña de una contracción volumétrica del 1.2%. Esta contracción inicia la formación de microgrietas dentro y alrededor de los cristales y el desarrollo de la fuerza de compresión tangencial alrededor de los mismos.⁽¹²⁾

En ausencia de esta transformación cristalográfica, la contracción de los cristales de leucita disminuiría, de ese modo se limitaría la formación de microgrietas y se minimizaría el desarrollo de la fuerza de compresión tangencial alrededor de las partículas de leucita.

Aunque la adición de polucita (leucita de cesio) fue efectiva en la estabilización de la leucita polimórfica cúbica a temperatura ambiente, el resultado de esta estabilización fue perjudicial a la resistencia de flexión de la porcelana reforzada con leucita y redujo la capacidad de desviación de grietas, y por tanto aumentó la velocidad de propagación de éstas.⁽¹²⁾

La leucita estabilizada tiene en conjunto una contracción baja durante el enfriamiento por la falta de transformación de cúbica a tetragonal y se reduce intrínsecamente su coeficiente de expansión térmica.

Estos factores combinados producen pequeñas fuerzas compresivas tangenciales residuales alrededor de los cristales de leucita cúbica estabilizada más que alrededor de la leucita tetragonal. Aparentemente, el desarrollo de estas fuerzas de compresión tangencial alrededor de los cristales de leucita es el responsable de una parte importante del refuerzo de las porcelanas Feldespáticas dentales.⁽¹²⁾

Este alto coeficiente de expansión térmica ($20-25 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) tiene efectos negativos en la porcelana con alto contenido en leucita, como podría ser, en ocasiones, responsable de la fractura de cerámica en la post-soldadura en prótesis metal-cerámica, aunque esta propiedad también es particularmente utilizada para que esas porcelanas sean diseñadas para adherirse a metales preciosos y aleaciones de níquel.⁽¹²⁾

Para evitar estos efectos negativos de la leucita, uno de los métodos que se han utilizado es el doble recambio iónico. Holloway, a partir de una solución de cloruro de sodio y litio, consigue mejorar la resistencia a la flexión. En el estudio por difracción de rayos X, se observó la presencia de alúminosilicato de litio en la superficie de las muestras estudiadas, y estos tienen un bajo coeficiente de expansión térmica.

En otro estudio realizado por Fischer sobre el doble recambio iónico, en el que inicialmente un proceso de recambio iónico en KNO_3 es complementado por un segundo proceso de recambio en una mezcla de KNO_3 y NaNO_3 , concluye que este método puede ayudarnos a incrementar la fiabilidad clínica de las restauraciones dentales de vitrocerámica, porque la resistencia y dispersión de fuerzas mejoran substancialmente con este tratamiento.⁽¹³⁾

En otro trabajo, Denry realizó la sustitución del Potasio por Rubidio o Cesio, transformando la leucita en leucita de rubidio o leucita de cesio, también llamada polucita, y con ello han conseguido disminuir la expansión térmica de la cerámica Optec-HSP, modificar su micro estructura, su patrón de desvío de grietas y la resistencia a la flexión del material. Estudios previos de estos mismos autores revelan que estos cambios se producen en una capa de un grosor estimado en $140 \mu\text{m}$.⁽¹³⁾

Con respecto a las microgrietas, de las que ya se han hablado, brevemente, diremos que la presencia de estas tiene dos consecuencias principales: éstas pueden actuar como causa de tensiones y por ello reducir la fuerza-resistencia de la cerámica, y además pueden reducir la unión entre las partículas de leucita y la matriz vítrea, reduciéndose la expansión térmica de la masa cerámica.⁽¹²⁾

De las microgrietas alrededor de las partículas de leucita podría esperarse el aumento de la tensión y reducción de la fuerza-resistencia, pero es difícil si esto es así realmente. La razón para esta duda es que las tensiones que crean las microgrietas están acompañadas por la fuerza de compresión tangencial residual en la matriz vítrea, alrededor de las partículas de leucita, y estas fuerzas compresivas son responsables de un efecto de refuerzo.

Mackert, en uno de sus trabajos, observa que existe una relación inversa entre el diámetro crítico de la partícula y la expansión térmica que lleva emparejada, y prueba la evidencia de que la microgrieta en porcelana dental puede minimizarse por una reducción significativa del diámetro de la partícula de leucita en menos de 4 μm .⁽¹²⁾

También se consigue mejorar una vitrocerámica reforzada incorporando partículas de cristal dispersas en su matriz vítrea, especialmente al incorporar una fase dispersa de cristales de alta fusión en una matriz de baja fusión. En el caso de utilizar partículas dispersas de vidrio que tengan propiedades mecánicas similares a su matriz vítrea, las partículas dispersas pueden ser ineficaces en reducir el número y tamaño de las grietas a menos que estén bajo tensión de compresión.⁽¹³⁾

1.3 IPS Empress (Ivoclar)

El sistema IPS Empress fue desarrollado por la Universidad de Zurich en 1983. Ivoclar Vivadent tomo el proyecto en 1986 y lo introdujo en el mercado odontológico en el año de 1990.

En este sistema se utiliza la técnica de cera perdida, pero sin el uso del vidrio fundido como en el sistema Dicor, sino el de un vidrio inyectado.

Pastillas de vidrio preceramizado del color deseado son derretidas e inyectadas al vacío, bajo presión hidrostática dentro del material de revestimiento. Esto permite un excelente grado de adaptación de la restauración cerámica al preparado protésico.

La cristalización superficial controlada a una temperatura entre 900-1200°C hace que pequeños cristales de leucita sean producidos. Estos cristales inicialmente se encuentran altamente desordenados, pero después crecen en tamaño (1 a 5 μm) y en volumen (40%) a través de un proceso llamado nucleación y se refuerza significativamente la microestructura cerámica por el proceso de dispersión.

La resistencia flexural del sistema IPS EMPRESS es de aproximadamente 120 MPa, resultado de áreas microscópicas de compresión alrededor de los cristales de leucita y deformación compresiva macroscópica en la superficie de las coronas, Inlays, Onlays, producidas por el stress interno a través del calor. La resistencia flexural se define como la capacidad de un material para evitar ser deformado elásticamente, es decir, para evitar ser doblado, es la propiedad mecánica más comúnmente considerada dependiendo del examen y del método de análisis empleado, así como las condiciones del terminado de las superficies.

La resistencia de los materiales frágiles es medida en flexión; durante la flexión la fuerza de tensión alcanza el máximo de una superficie, mientras que la fuerza de compresión alcanza el máximo en la superficie opuesta del material. Los materiales frágiles (cerámicas) suelen fracturarse durante la tensión, por lo que las pruebas de flexión proporcionan información sobre la fuerza tensional.

Todos los sistemas parecen adecuados para restauraciones unitarias, aunque existen diferencias considerables entre unos y otros pero a pesar de que existen diferentes estudios comparativos, hay que analizarlos con cautela, ya que existen diferencias metodológicas entre ellos, por lo que no podemos hablar de valores absolutos, además de que son estudios in vitro. En general todos los sistemas cerámicos tienen una menor resistencia a la flexión que las restauraciones ceremo-metálicas.

La posibilidad de adhesión a la estructura dentaria que presentan los sistemas cerámicos, se considera como un mecanismo adicional de resistencia ante la fractura de las restauraciones.

Otra ventaja de este sistema es facilitar una porcelana menos dura, tornando el desgaste de los dientes antagónicos mas semejante al desgaste fisiológico.⁽¹⁴⁾

Este sistema cerámico está disponible en varias tonalidades. No obstante, la técnica tiene la limitación de confeccionar restauraciones monocromáticas, ya que los lingotes derretidos poseen un solo color.

Para salvar esta limitante la caracterización final puede realizarse de dos maneras:

❖ Técnica de caracterización de la superficie (maquillaje)

En esta técnica, después de la inyección bajo presión del elemento previamente encerado, se aplican colorantes en las áreas deseadas, es decir, hay una caracterización intrínseca a través de una pintura, razón por la cual se denomina técnica de maquillaje.

❖ **Técnica de la estratificación (por capas)**

Se confecciona el encerado solamente en la porción mas interna para obtener una subestructura cerámica, y después se aplica una porcelana feldespática (IPS CLASSIC) para reconstruir los detalles anatómicos finales. Esta técnica confiere propiedades estéticas superiores, debido a la estratificación.⁽¹⁴⁾

1.4 Sistema IPS-Empress 2 (Ivoclar)

Semejante al predecesor en el que se refiere a la técnica de confección, el sistema IPS EMPRESS 2 se diferencia por su alto contenido cristalino de disilicato de litio. La ventaja de utilizarse cristales este tipo de cristales es que estos poseen un índice de refracción semejante al de la matriz vítrea, lo que permite que su volumen aumente hasta en un 60% sin perder la translucidez y consecuentemente altere la estética como ocurre con el sistema IPS EMPRESS.

La diferencia en el tamaño de estos(entre $0.5\mu\text{m}$) contribuye para que la estructura sea interconectada, lo que aumenta la resistencia y la tenacidad del material, llegando a ser 5 veces mayor que las porcelanas feldespáticas convencionales.

La cerámica de vidrio también es un vidrio de cerámica con cristales, pero de cristales de fluorapatita, generalmente en forma de agujas, muy similares a las encontradas en el esmalte humano.⁽¹⁴⁾

CAPÍTULO 2

ADHESIÓN

La adhesión a la estructura dental es uno de los temas más estudiados en la odontología, gracias al desarrollo que estos materiales han adquirido, hoy podemos ampliar nuestras posibilidades de tratamiento pegando fragmentos, realizando restauraciones adhesivas directas o indirectas, uniendo materiales restauradores a piezas protésicas y también facilitando la protección al complejo dentino-pulpar.

Aunque la adhesión al esmalte con la utilización de la técnica de acondicionamiento ácido, propuesta por Buonocore se haya demostrado un procedimiento seguro y eficiente, la unión a la dentina todavía es un desafío.

Factores como fuerza de adhesión, la capacidad de la interfase adhesiva para contener la microfiltración marginal y durabilidad de esta adhesión son muy importantes en el sentido de preservar la estructura dental remanente y su vitalidad, previniendo fracturas, recurrencia de caries, manchas e irritación pulpar.

De esta forma para que el profesional sea capaz de obtener un máximo de eficacia de los materiales adhesivos actuales, es de suma importancia que tenga un completo conocimiento de las características químicas y estructurales del sustrato con el cual va a interactuar, y del mecanismo adhesivo que utiliza.⁽¹⁴⁾

2.1 Dentina

Al contrario del esmalte que es un tejido muy mineralizado y que contiene solamente un 3% de materia orgánica, agua y un 97% de sales de calcio, la dentina es una mezcla biológica, 18% de matriz orgánica (fibras colágenas tipo I) ,12% de agua y un 70% de sustancias inorgánicas (cristales de hidroxiapatita).⁽¹⁵⁾

Micromorfológicamente ésta posee diversos túbulos que mantienen la comunicación con el tejido pulpar, siendo obliterados de manera parcial por los procesos odontoblasticos. Debido a la presión pulpar se estima en 10mm Hg, estos túbulos están constantemente llenos del fluido originado en la pulpa, generando de esta forma un fluido lento pero continuo.(Fig.2)

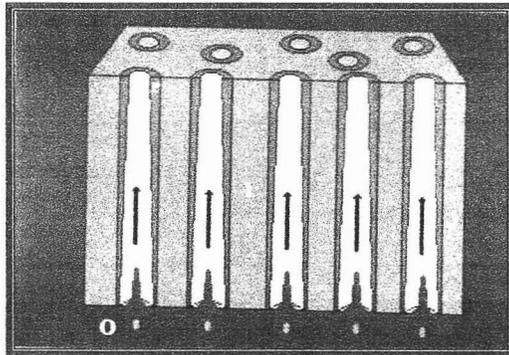


Fig. 2 Estructura de la dentina

Los túbulos de la dentina son cónico-alargados y se disponen de forma radial divergente de la pulpa para el esmalte.

Garberoglio & Brannstrom observaron que, en promedio la dentina superficial presenta un numero de 20.000 túbulos/mm² con un diámetro de 0,9mm de diámetro, la dentina media 29.000 tubulos /mm², con cerca de 1.2mm de diámetro y la dentina profunda 45.000 túbulos/mm² con 2.5 mm. de diámetro.⁽¹⁵⁾ (Fig.3)

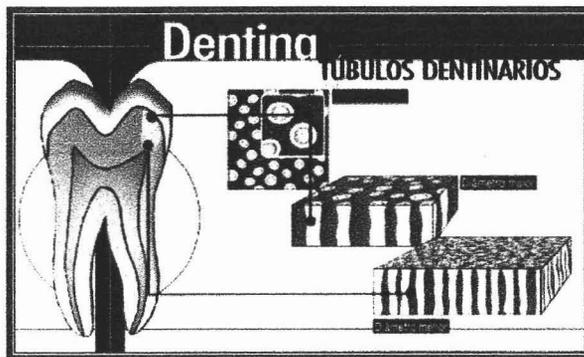


Fig. 3 Túbulos dentinarios

Circunscribiendo cada túbulo esta la dentina peritubular, que es extremadamente mineral. Localizada entre los tubulos se encuentra la dentina intertubular, la cual esta constituida de fibras colágenas envueltas por cristales de apatita.

Siempre que se manipula el esmalte o la dentina, se crea sobre la superficie una camada de residual de corte denominada smear layer o barro dentinario.⁽¹⁴⁾ (Fig.4)

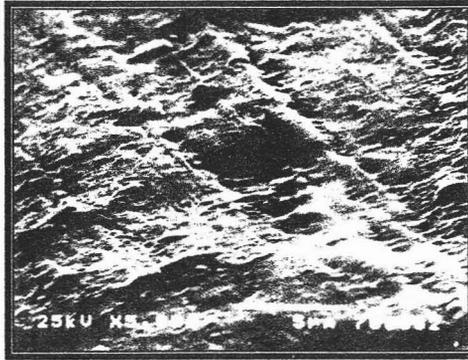


Fig. 4 Superficie de la dentina recubierta por la Smear Layer

Éste fenómeno fue inicialmente descrito por Boyde, en 1963, y resulta de la obstrucción de la luz de los túbulos dentinarios. Los materiales forzados para el interior de los túbulos son conocidos como smear plug.⁽¹⁴⁾ (Fig. 5)

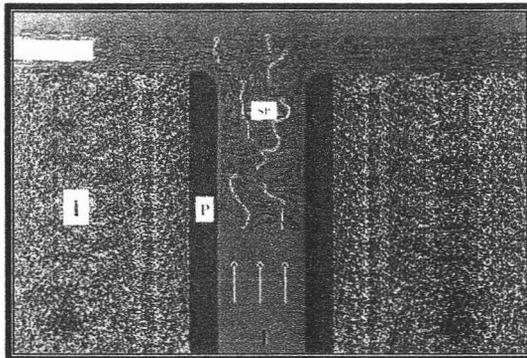


Fig. 5 Smear plug obstruyendo la luz del tubo dentinario.

La smear layer aísla el sustrato de la dentina subyacente, dificultando la interacción de los agentes adhesivos directamente con la dentina. Su espesor puede variar de 0.5 a 5mm de acuerdo al tipo de instrumento de corte empleado, utilización de refrigeración, velocidad de corte y región de la dentina preparada.⁽¹⁸⁾

Algunos autores argumentaron sobre las ventajas de la preservación de esta camada pues podría actuar como una barrera de difusión, disminuyendo la permeabilidad de la dentina.^(14,15)

Pashley y sus colaboradores comprobaron la capacidad de la smear layer de disminuir la permeabilidad de la dentina aproximadamente un 86%. Sin embargo la smear layer es porosa y tiene microcanales entre las partículas, que pueden permitir tanto la salida de fluido de la dentina como la entrada de toxinas microbianas y agentes destructivos de la pulpa.⁽¹⁴⁾

Brannstrom observo en la smear layer la presencia de bacterias viables, que podrían inducir al fracaso de las restauraciones. Además de estos esta camada puede ser hidrolizada por los fluidos pulpares o por los originados de la microfiltración marginal, y consecuentemente descompuesta con el paso del tiempo.

Durante la realización de procedimientos adhesivos, no podemos olvidar que el acondicionamiento ácido de la dentina remueve la smear layer, quedándose mas permeables. En el caso de fallos en la interfase adhesiva, así como el efectivo sellado, el acceso de sustancias toxicas y bacterias en dirección a la pulpa estará facilitado. Este fenómeno se denomina microfiltración marginal. (Fig. 6)



Fig. 6 Microfiltración marginal

Lo que buscamos al acondicionar la dentina es remover la smear layer y desmineralizar superficialmente la dentina intertubular y de ésta forma exponer la malla colágena, para que el adhesivo pueda interactuar con ella. Dos factores son importantes para tal interacción. El primero es que sea preservada la integridad estructural de las fibras colágenas, sin deshidratar, manteniendo la porosidad de los espacios interfibrilares, el segundo es que la profundidad desmineralización sea la menor posible.⁽¹⁴⁾

Nakagima y colaboradores sugirieron que la fuerza adhesiva no tiene una relación directa con el espesor de la camada híbrida. En el caso de que una camada muy grande de colágeno sea expuesta por el acondicionamiento, el adhesivo puede no ser capaz de impregnar totalmente la red de colágena, que puede quedarse desprotegida y ser hidrolizada con el paso del tiempo, comprometiendo la adhesión.^(16,17)

Nakabayashi y colaboradores consideraron que una desmineralización de solo 1 a 1.2Mm en la dentina es suficiente para una adecuada resistencia adhesiva, pues permite fácilmente la penetración completa de los monómeros.

Con relación a la aplicación del acondicionamiento ácido y adhesivo sobre el tejido pulpar expuesto, existen muchas controversias en la literatura.

Algunos autores como Brannstrom & Nordenvall mostraron que cuando pequeñas exposiciones pulpares eran puestas en contacto con soluciones ácidas sin que hubiera contaminación nada ocurría con la pulpa.⁽¹⁴⁾

Akimoto y colaboradores sugieren que recientes estudios han demostrado que el acondicionamiento ácido de la dentina vital y tejido pulpar no retarda la cura pulpar con diferenciación de células odontoblastoides y formación del puente de dentina, cuando la pulpa es cubierta con resina adhesiva. Sin embargo existen autores que argumentan sobre los efectos nocivos, no solamente del ácido, sino también de los monómeros resinosos no polimerizados y demás componentes de los adhesivos. Que tiene efectos irritantes y llevan al envejecimiento precoz seguido de necrosis pulpar.^(14,17)

El acondicionamiento ácido por si solo no puede ser el causante de los daños pulpares, pero la dentina acondicionada queda mas permeable y susceptible a la infiltración bacteriana con serio riesgos para la pulpa.

Existe también la citotoxicidad de los componentes resinosos que puede llevar a efectos inhibitorios sobre la síntesis de DNA, contenido total de proteínas, incluso con bajas concentraciones.⁽¹⁴⁾

Se sabe que la malla dentinaria desmineralizada debe mantenerse porosa para que los monómeros adhesivos puedan impregnarla. Después del acondicionamiento ácido y lavado, los espacios intertubulares están llenos de agua. Fue constatado por algunos estudios que al realizar el secado de la dentina con chorros de aire, ocurría la evaporación del agua que sustentaba las fibras colágenas, lo que resultaba en el colapso de la red fibrosa. En esta situación la porosidad ya no existe, y es imposible conseguir la penetración completa del adhesivo en toda la extensión del tejido desmineralizado. Los efectos nocivos del secado con aire fueron constatados por diversos estudios, con varios sistemas adhesivos, tanto como de fuerza de adhesión como en la microfiltración marginal.^(14,15) (Fig. 7)

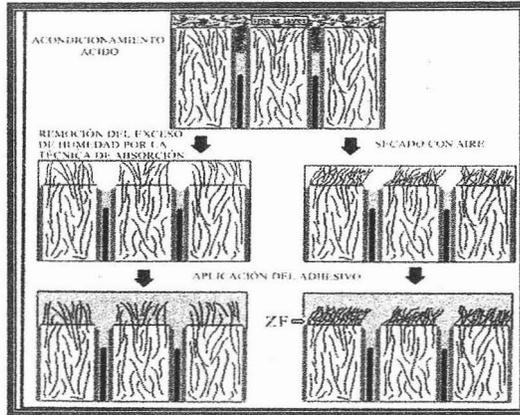


Fig. 7 Consecuencias del secado excesivo con aire

Para solucionar este problema fue propuesta la aplicación de los primers sobre el sustrato dentinario húmedo, ésta técnica es mas favorable que el secado de la dentina, siendo este un factor de extrema importancia para el éxito de la hibridación. Sin embargo surgieron muchas dudas con respecto a la cantidad de humedad que deberá de permanecer en la superficie. Otro efecto negativo del secado de aire es la proyección de los odontoblastos hacia el interior de los túbulos dentinarios lo que dará como resultado en su muerte celular.⁽¹⁴⁾ (Fig. 8)

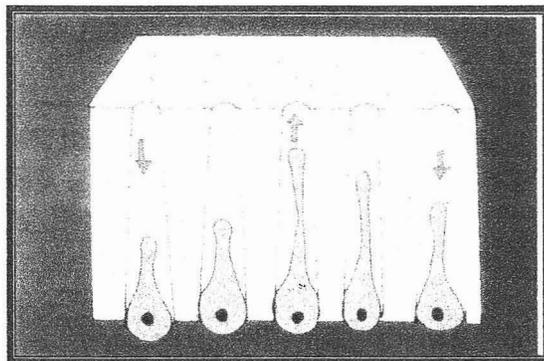


Fig. 9 Muerte celular de odontoblastos.

Tay y colaboradores observaron que al mismo tiempo que es importante la conservación de cierta humedad en la dentina durante el procedimiento adhesivo, por otro lado cuando esta es excesiva puede llevar a un deterioro de toda la interfase, resina-camada híbrida. En la presencia de hiperhumedad, las gotas de agua en la superficie proporcionan la separación de los componentes del primer, resultando en la presencia de espacios vacíos contenido de glóbulos de resina en interior de la camada de adhesivo.⁽¹⁷⁾

Aunque el exceso de agua no impide la formación de la camada híbrida, las estructuras arriba citadas nos impiden el sellado adecuado de todos los tubulos dentinarios, por la formación en estos lugares de los tags de resina. En ausencia de sellado, un movimiento de fluidos puede ocurrir, siendo acompañado de casos de sensibilidad postoperatoria. (Fig. 10)

La existencia de estos vacíos, cuando son sometidos a tensiones como las generadas por la contracción de polimerización o por las cargas oclusales, puede propiciar la propagación espontánea de los fallos de la interfase, causando el fracaso de la restauración.⁽¹⁷⁾

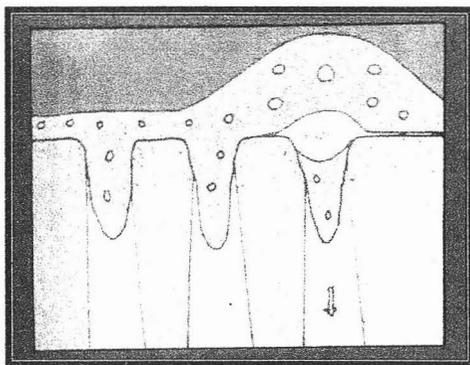


Fig. 10 Hiperhumedificación de la dentina.

Durante la realización de un proceso de adhesión en el caso en que el odontólogo tenga dudas sobre la existencia de un exceso de agua en la superficie este deberá de pasar suavemente la brocha aplicadora del primer sobre la superficie, extendiendo con esto las gotas de agua y permitiendo la adecuada hidratación.⁽¹⁷⁾

Se pueden utilizar varios medios para remover el exceso de humedad de la dentina, siendo preferible la utilización de la técnica de absorción por medios de bolitas de algodón estériles o papel absorbente. La superficie resultante debe de tener un aspecto húmedo. Estas técnicas deben de ser utilizadas de preferencia después de haber lavado el ácido con agua.⁽¹⁸⁾

Una posibilidad viable aunque no tan necesaria, es realizar primeramente el secado de la cavidad con chorros de aire, y enseguida, rehumedecer la dentina con agua o soluciones desarrolladas específicamente para este fin. Existen en el mercado soluciones a base de clorhexidina al 2%, o productos que contienen monómeros resinosos, como el Aqua Prep (Bisco).⁽¹⁴⁾

Tay concluyo que la superhumidificación o la resecaión son dos extremos de un espectro de sustratos de adhesión. Entre los dos existe una ventana de posibilidades. Es necesario localizar dentro de cada una de estas el mejor punto para un sistema adhesivo en particular; según las características químicas y la presencia o no de agua en su composición.⁽¹⁷⁾

Debemos también de recordar que clínicamente la única humedad permitida se refiere a la producida por el fluido dentinario, el agua o las soluciones desinfectantes.

La contaminación por saliva es inaceptable, pues esta contiene materiales proteicos viscosos, así como bacterias que pueden interferir en el proceso de adhesión.^(14,17)

Por esto es de fundamental importancia la utilización de aislamiento absoluto del campo operatorio que sea lo mas efectivo posible.

Sabemos que el contenido de minerales en la dentina puede aumentar con la edad, estimulado por la presencia de caries y exposiciones a la cavidad oral. En estos casos la dentina peritubular aumenta y los tubulos dentinarios se obstruyen por depósitos cristalinos. Ésta dentina denomina esclerótica, es mas resistente a soluciones ácidas acondicionadoras. La penetración del adhesivo es limitada y una fina capa híbrida se forma. La efectividad del adhesivo es menor en lesiones cervicales escleróticas que en la dentina normal.

CAPÍTULO 3

PREPARACIONES

Las preparaciones para prótesis fija son regidas por principios biológicos y mecánicos que interfieren directamente con el estado de salud bucal y con la durabilidad del trabajo protésico rehabilitador.

Según Shillinburg y colaboradores la selección del material y del tipo de restauración tiene como principales parámetros:

- ❖ Destrucción estructural del diente
- ❖ Retención
- ❖ Estética
- ❖ Control de la placa bacteriana
- ❖ Consideraciones de costo

Para la realización de una preparación dentro de los parámetros establecidos debemos de tomar en cuenta dos principios: los biológicos y los mecánicos.⁽¹⁴⁾

3.1 Principios biológicos.

Como principios biológicos consideramos:

- ❖ Preservación de la vitalidad pulpar
- ❖ Preservación de la estructuras periodontales

El mantenimiento de la vitalidad pulpar esta inversamente relacionada con el potencial irritante que los procedimientos en prótesis fija pueden desencadenar de manera especial durante la fase del tallado de las preparaciones.

La profundidad de la preparación cavitaria está directamente relacionada con el número de túbulos dentinarios expuestos; cerca del límite amelodentinario, el número de canalículos es de aproximadamente 20.000/mm², cerca de 1,0mm de la pulpa este número llega a 45.000 canalículos por mm².

Esto representa que cuanto mayor sea la profundidad de la preparación, mayor la permeabilidad dentaria y la susceptibilidad de la pulpa a los agentes irritantes, sean ellos físicos (calor, frío), químicos (resinas, agentes hemostáticos) o biológicos (contaminación bacteriana).

Por lo tanto el mantenimiento de la vitalidad pulpar debe de ser cuidadosamente evaluado, indicando el tratamiento endodóntico solo cuando sea necesario.⁽¹⁴⁾

Según Schetritt & Steffensen los dientes endodónticamente tratados, localizados en la región posterior, tienen una mayor incidencia de fracturas verticales.⁽²²⁾

Jackson & Skidmore afirmaron que el 5.7% de los dientes tratados con prótesis parciales fijas requieren de tratamiento endodóntico posterior a su colocación; atribuyeron este bajo índice a la mejor técnica operatoria, al uso de instrumentos rotatorios cortantes de buena calidad y a la subsecuente protección del complejo dentino-pulpar.⁽²²⁾

La salud periodontal, a su vez, es fundamental para la durabilidad del éxito de cualquier tratamiento protésico rehabilitador. El mantenimiento del espacio biológico y/o su recuperación son imprescindibles en el planeamiento de las preparaciones y también esenciales para la estética de las prótesis.⁽¹⁴⁾

Debido a que existen en la actualidad diversas modalidades de procedimientos quirúrgicos periodontales, cualquier descuido del profesional respecto a la apariencia armoniosa del margen gingival con relación al trabajo protésico quedara evidente. El responsable de la rehabilitación debe de tomar en cuenta este hecho, y estar actualizado con relación a los recursos periodontales, indicándolos como una ayuda para la obtención de un buen resultado estético. De esta forma los cuidados durante la preparación y la crítica selección del tipo y localización de la terminación cervical son fundamentales para la estética y para el mantenimiento del estado periodontal.

Martignoni & Schonenberg subdividen la adaptación marginal, principal responsable por el perfil de emergencia, en tres componentes protésicos básicos:

- ❖ El cierre marginal medido en micrómetros;
- ❖ El contorno horizontal;
- ❖ El contorno vertical.⁽¹⁹⁾

3.2 Principios mecánicos

Los principios mecánicos necesarios para las preparaciones cavitarias y coronarias son:

- ❖ Integridad marginal
- ❖ Retención
- ❖ Resistencia o estabilidad
- ❖ Rigidez estructural

Martignoni & Schonenberger mencionan las siguientes condiciones técnicas para permitir la confección de restauraciones integradas a la anatomía dental en las preparaciones:

- ❖ Espacio suficiente para los materiales de restauración
- ❖ Forma de la preparación que garantice la retención, la resistencia y la estabilidad
- ❖ Control del “área crítica” , es decir de la unión entre el tejido dental y el material restaurador
- ❖ Función
- ❖ Estética.⁽¹⁹⁾

Evaluando cada uno de estos factores, observamos diferencias significativas entre las preparaciones “clásicas” cuando aplicamos los nuevos materiales restauradores.

Un ejemplo de esto es la corona clínica corta, donde es fácil la obtención de un espesor oclusal necesario, para la rigidez estructural en un material libre de metal. Por otro lado debido a los avances en la adhesión y el mayor uso en cementación adhesiva, la menor altura de la corona no siempre es tan crítica para la obtención de retención y resistencia de estas prótesis.⁽¹⁴⁾

El desarrollo de materiales de estéticos con mejores propiedades físico-mecánicas aporta, de cierta manera, mayor preservación de estructura dental cuando hay la exigencia estética por parte del paciente. La principal ventaja de estos nuevos materiales es poder obtener estética con preparaciones parciales o totales, pero ésta gran variedad de materiales y de preparaciones puede dificultarle la selección al profesional o inducirlo a errores, los cuales se reflejarán en un menor tiempo de vida por parte de las restauraciones colocadas.⁽¹⁴⁾

Como alternativas de preparaciones para prótesis libres de metal en la actualidad existen:

- ❖ Inlays o preparaciones puramente intracoronarias
- ❖ Onlays, cuando se hace necesario el recubrimiento de algunas de las cúspides en dientes posteriores
- ❖ Overlays, cuando hay necesidad de recubrir todas las cúspides en dientes posteriores
- ❖ carillas
- ❖ Coronas totales.⁽¹⁴⁾

3.3 Preparaciones para inlay, onlay y overlay

Están indicados para las restauraciones parciales tipo inlay, onlay y overlay los siguientes materiales:

- ❖ Las porcelanas feldespáticas reforzadas por leucita (optec HSP)
- ❖ Las porcelanas feldespáticas reforzadas por leucita prensables (optimal pressable Ceramic OPC, Finesse All-Ceramic
- ❖ IPS Empress)
- ❖ Porcelanas feldespáticas realizados con el sistema VITAPRESS
- ❖ Aluminia infiltrada por vidrio (In-Ceram Spniell)
- ❖ Porcelanas aluminizadas procesadas por ordenador (Cerec II, Celay)⁽¹⁴⁾

Según Touati y sus colaboradores, nos dicen que algunos factores tecnológicos contribuyeron para una mayor aplicación de las cerámicas en este tipo de restauraciones en las que destacan:

- ❖ Avances en los revestimientos refractarios
- ❖ Uso de agentes de silanizados

- ❖ Uso de cementos de resina compuesta
- ❖ Perfeccionamiento de las técnicas de adhesión ⁽²⁰⁾

Por consiguiente la selección del caso es de fundamental importancia para la durabilidad del trabajo.

Las preparaciones Inlays/Onlays son más indicadas para premolares y molares vitalizados con pérdida estructural media en el sentido vestibulolingual. Si la pérdida estructural es mayor y la cúspide tiene menos de 1.5mm de ancho se recomienda su revestimiento. Es aconsejable también un análisis oclusal previo con el fin de tomar una decisión entre inlay u onlay, pues no es aconsejable que el contacto oclusal coincida con los márgenes de la preparación. Si esto ocurriera, el espesor de la preparación debe garantizar la integridad estructural para evitar fracturas a mediano plazo. (Fig.11)

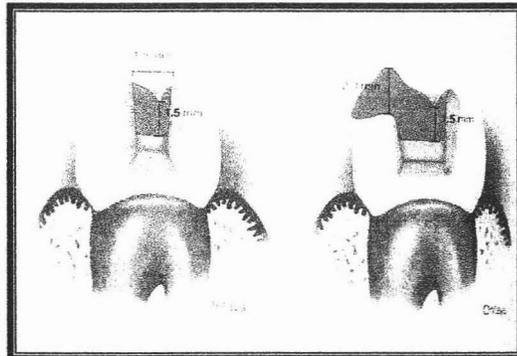


Fig. 11 El ancho del istmo es factor decisivo en la indicación del tipo de preparación

Las preparaciones Overlays son más indicadas cuando la caries socava las cúspides, cuando el ancho del istmo es muy grande o cuando se trata de dientes tratados endodónticamente.

Son contraindicadas en los pacientes con hábitos parafuncionales o dientes con coronas clínicas excesivamente cortas.

Touati y colaboradores mencionan que una reconstrucción con sobrecontorno en la cara proximal de 1.0 a 1.5mm de soporte dental no puede crear condiciones ideales de soporte para la cerámica y puede resultar en una fractura de esta misma.⁽²⁰⁾

Un ejemplo de esto ocurre para conseguir el punto de contacto de dientes de forma triangular o para el cierre de un diastema.

Con relación a la preparación cavitaria, el profesional deberá de estar atento a las diferencias relativas a las preparaciones que eran realizadas con aleaciones metálicas.

En estas reconstrucciones con metales, el espesor del desgaste es menor, la regularidad de las paredes es deseable, pero menos crítica y los biseles cavosuperficiales son fundamentales para una buena adaptación. En las cerámicas, el espesor es crítico, tanto para soportar las cargas oclusales como para contraindicar los biseles cavosuperficiales indeseables, debido a las probabilidad de fracturas.⁽²⁰⁾

Inicialmente se hace la remoción del material restaurador preexistente, teniendo el cuidado de remover pigmentos resultantes de contaminación bacteriana y/o productos de corrosión (por ejemplo de amalgama).

La preparación propiamente dicha debe de tener las siguientes características:

- ❖ Caja oclusal con profundidad mínima de 1.5mm en la región de la fosa oclusal y expulsividad alrededor de 10° sobre el eje longitudinal del diente (Fig.12)

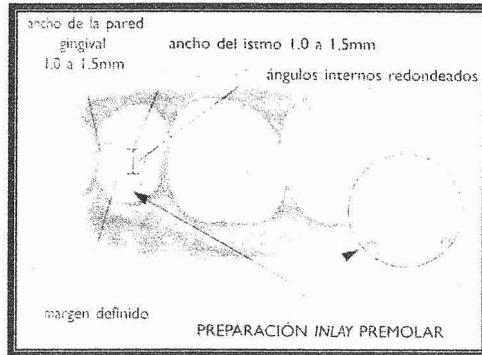


Fig.12 vista oclusal para preparación inlay

- ❖ En las cajas proximales, el ángulo cavosuperficial debe estar entre 60° y 80° con relación a la cara proximal, sin ningún tipo de bisel (Fig13).

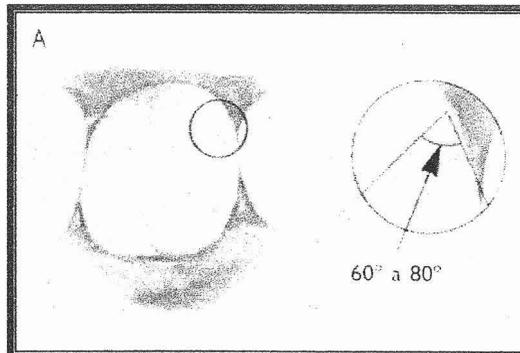


Fig.13 El ángulo de la caja proximal en relación con la faz proximal debe ser menor de 90°

- ❖ En el borde de la cavidad, el espesor mínimo debe de ser mínimo de 2.0mm; en el caso de estar bajo un punto de contacto oclusal, aumenta 2.5mm y el borde marginal debe de tener una terminación en chaflán para ganar espesor;
- ❖ En la(s) cúspide(s) a ser recubiertas, el espesor del desgaste debe de ser de 1.5mm a 2.00mm siendo el mínimo de 1.5 mm.⁽¹⁴⁾(Fig.14).

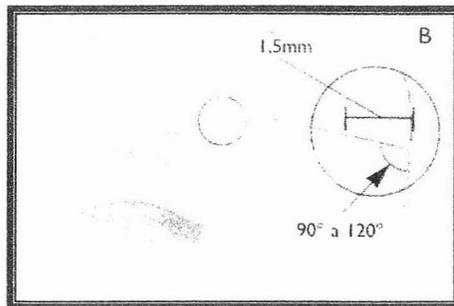


Fig. 14 observe el espesor del desgaste y ángulo formado con la faz lingual

- ❖ Istmo oclusal con un ancho mínimo de 1.5 a 2.00mm (Fig15).
- ❖ Los ángulos internos deben de ser redondos y el cavosuperficial de 90°.

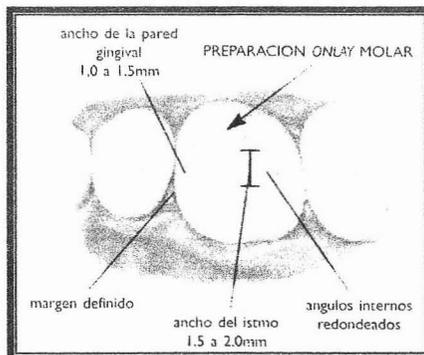


Fig. 1.5 Ancho del istmo oclusal

Los instrumentos rotatorios de corte fueron también cambiados para adecuarse a estas preparaciones; las piedras diamantadas troncocónicas ganaron ángulos internos redondeados; algunos fabricantes poseen las puntas con las mismas formas y diferentes granulaciones para facilitar el acabado de la restauración. Cuando se hace la confección del chanfer en el cavosuperficial oclusal, pueden ser utilizadas piedras diamantadas esféricas.

El uso de cementos adhesivos hacen que no sean necesarias formas de retención y estabilidad, pudiendo ser mas conservadores.⁽¹⁴⁾

La secuencia clínica para la ejecución de los Inlays puede ser resumida de la siguiente manera:

- ❖ Remoción del material restaurador existente
- ❖ Remoción de la caries
- ❖ Regularización de las superficies a ser preparadas con la colocación de un material de relleno (ionomero de vidrio)
- ❖ Preparación de la caja oclusal con una punta diamantada troncocónica de granulación media y ángulo interno redondeado; el istmo debe de tener mas de 2.0mm de ancho y expulsividad de aproximadamente 10°
- ❖ Preparación de la caja proximal con una punta diamantada troncocónica de granulación media y ángulo redondeado; la caja proximal no puede tener bisel; pero el ancho vestibulolingual debe ser abierta a punto de permitir la cavitación.
- ❖ El ángulo cavosuperficial debe ser de 90° o ser preparado en forma de concavidad chanfereada.
- ❖ Esta concavidad chanfereada debe ser realizada con una piedra diamantada esférica.⁽²⁰⁾

En el caso de Onlays y Overlays, existen algunas etapas adicionales:

- ❖ Con una piedra de diamante troncocónica de punta redondeada en forma ovoide se realiza la reducción de la superficie oclusal en las cúspides donde habrá revestimiento oclusal; pueden ser hechos surcos de orientación los cuales son, posteriormente, eliminados por las puntas troncocónicas. La reducción oclusal debe tener un espesor mínimo de 1.5 y 2.00mm.^(14,20)

3.4 Preparaciones para carillas

Los materiales mas utilizados para la fabricación de carillas son:

- ❖ Porcelanas feldespáticas reforzadas por leucita (Optec HSP)
- ❖ Porcelanas feldespáticas reforzadas por leucitas prensables(Optimal Pressable ceramic OPC)
- ❖ Finess All-Ceramic, IPS Empress)
- ❖ Porcelanas aluminizadas procesadas por ordenador(Cerec II, Celay, Procera All Ceram)⁽¹⁴⁾

Las indicaciones para la colocación de carillas son:

- ❖ Anomalías de color; restrictivas a uno o varios dientes
- ❖ Anomalías de forma
- ❖ Textura superficial anormal
- ❖ Problemas de alineamiento dental
- ❖ Cierre de diastemas;
- ❖ Para restablecer la guía anterior; en la faz vestibular cuando hay desgastes múltiples; en la palatina, creando función canina o guía anterior parcial.

Las contraindicaciones para la colocación de carillas son:

- ❖ Estructura de esmalte insuficiente alrededor de la corona
- ❖ Grandes pérdidas de estructura dental
- ❖ Cuando hay una indicación para restaurar con resinas compuestas
- ❖ Cuando hay una parafuncion o traslape vertical acentuado.⁽²⁰⁾

Las preparaciones para carillas pueden ser mínimamente invasivas, envolviendo solamente la cara en cuestión; pueden recubrir el borde incisal u la zona oclusal.

El planeamiento del tipo de preparación depende de algunos factores:

- ❖ El tipo de oclusión del paciente
- ❖ La extensión de las anomalías de forma o de estructura del esmalte
- ❖ La altura de la corona clínica o el remanente después de caries o fracturas
- ❖ Necesidad de cierre de diastemas

El espesor de la preparación propiamente dicha depende del grado de pigmentación dental; en promedio es de 0.5mm. Según Touati en la cara vestibular la reducción va de 0.2 a 0.4mm en la región cervical, aumentando hasta 0.3 a 0.5mm en el tercio medio de la corona.⁽²⁰⁾

Cuando la pigmentación es mas marcada, ésta reducción debe de estar acentuada, alrededor de 0.7 a 0.8mm para preservar parte de la estructura del esmalte. En caso de que el espesor del desgaste sea insuficiente, resultara en el sobrecontorno de la carilla y la inflamación de los tejidos gingivales, con una deficiencia estética. Rufenacht menciona que este espesor de desgaste varía con el color del sustrato; para alterar mas de dos grados en la escala de color; se debe optar por una mayor profundidad de la preparación, aproximadamente de 0.5 a 0.7mm.⁽²⁰⁾

Para mejor control del espesor del desgaste existen puntas diamantadas que calibran la profundidad del desgaste a través de surcos de orientación.⁽²⁰⁾

Inicialmente se hace el desgaste en la cara vestibular con doble inclinación para preservar la forma anatómica del diente. Después de esta etapa, se debe de hacer una regularización de la superficie con puntas diamantadas, en forma de chanfer para la terminación redondeada, la cual debe de ser dirigida hacia las caras proximales para un mejor resultado estético de la carilla, pero sin romper el punto de contacto proximal. (Fig. 16)

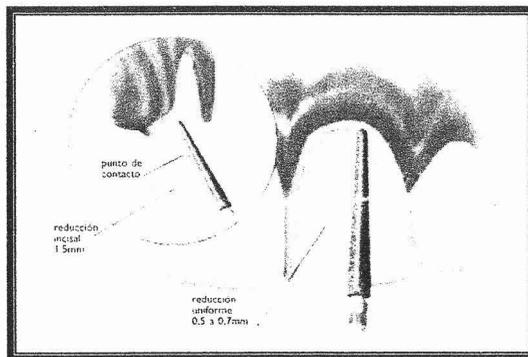


Fig. 16 Regularización de surcos de orientación

Como terminación cervical, se debe definir un chanfer. Para no invadir el epitelio de unión y también garantizar la localización de la terminación intrasulcar; se coloca un hilo de retracción no impregnado dentro del surco gingival. Cuando existe la necesidad de involucrar la cara palatina, la profundidad debe ser alrededor de 0.5 a 0.7mm, con la terminación localizada fuera del área de contacto oclusal céntrico.⁽²⁰⁾

En estos casos, la reducción de la superficie incisal debe tener un espesor de 1.5mm.

Las ventajas del recubrimiento del borde incisal según Touati son:

- ❖ Restringir las fracturas de ángulos
- ❖ Posibilitar el ajuste de la oclusión
- ❖ Facilitar la colocación de la terminación fuera del área de estrés oclusal
- ❖ Favorecer la obtención de la estética
- ❖ La utilización y la prueba de la faceta laminada tiene mejor visibilidad.⁽²⁰⁾

En los casos de carillas colocadas en la cara palatina para la transformación de la guía anterior; muchas veces es necesario solamente un desgaste superficial del esmalte dental.

En las caras proximales, cuando existe el contacto entre los dientes adyacentes, la terminación debe ser localizada en la cara vestibular; con un ángulo cavosuperficial de 110 a 120°, preservando el esmalte en el contacto proximal a través de la colocación de matrices metálicas para protección de las estructuras dentales adyacentes durante la preparación.⁽²⁰⁾

Excepciones ocurren en el caso de cierre de diastemas, con extensión de la preparación hacia la cara proximal.⁽²⁰⁾

La secuencia clínica de preparación para las carillas es resumida de la siguiente manera:

- ❖ Remoción de las restauraciones colocadas que se encuentren en mal estado, sustituyéndolas por restauraciones con sistemas adhesivos compatibles a los utilizados en las carillas
- ❖ Surcos de orientación con piedras diamantadas marcadoras de profundidad. El desgaste debe de tener cerca de 0.3mm el tercio cervical y 0.5mm en los tercios medio e incisal y doble inclinación para facilitar la reconstrucción de la anatomía dental y evitar sobrecontornos
- ❖ Confección del chanfer proximal definiendo una línea de término que puede o no romper el contacto proximal. Si la indicación de la carilla fue solo por el cambio de color o de textura superficial, no se rompe el contacto proximal; si hubiera una indicación para cambios de forma o cierre de espacios interdentes, se puede penetrar ligeramente en la cara proximal
- ❖ Reducción axial vestibular, uniendo los surcos de orientación con doble inclinación cervical y dos tercios incisales
- ❖ Acabado y pulido de la preparación con puntas de diamante
- ❖ Cuando la reducción incisal u oclusal esta indicada, se inicia con surcos de orientación en la cara vestibular para resultar en profundidad de hasta 1.5mm; se unen estos surcos con una fresa diamante en forma de rueda y en la cara palatina o lingual, se hace un chanfer hasta un tercio del ancho . La terminación de chanfer no debe de estar localizada en áreas de estrés oclusal. Si hubiera la necesidad de aumentar el ancho de la corona, este desgaste puede ser mas corto.

Carillas con revestimiento incisal u oclusal sufren esfuerzo predominantemente compresivo, no solamente de flexión.⁽²⁰⁾

3.5 Preparaciones para coronas totales

Están indicados para la fabricación de coronas totales los siguientes materiales:

- ❖ Porcelanas feldespáticas reforzadas con leucita prensables (Optimal Pressable Ceramic OPC, Finesse All-Ceramic, IPS Empress)
- ❖ Porcelana con disilicato de litio (IPS Empress 2)
- ❖ Cerámica, vítrea fundida (Dicor, Dicor Plus)
- ❖ Aluminia infiltrada por vidrio (In-Ceram Alumina e Inceram Zirconio)
- ❖ Hi-Ceram
- ❖ Procera Allceram.⁽¹⁴⁾

Las indicaciones para la colocación de coronas totales son:

- ❖ Dientes anteriores donde la estética sea de primordial importancia
- ❖ Coronas clínicas largas y con buen remanente dental
- ❖ Nivel de la preparación supragingival o intrasurcal

Esta contraindicada la colocación de coronas totales cuando existen los siguientes factores:

- ❖ Falta de soporte de la preparación dental a la porcelana
- ❖ Espesor insuficiente en la cara lingual (menor que 0.8mm según Chiche&Pinault)
- ❖ Dientes antagonistas ocluyendo en el tercio cervical de la corona; en el caso de los dientes anteriores
- ❖ Hábitos parafuncionales

La secuencia clínica para la elaboración de preparaciones de coronas totales esta descrita a continuación:

- ❖ Remoción de caries y materiales de revestimiento anteriores, sustituyéndolos, cuando hay la necesidad de regularización de las paredes, por materiales adhesivos a la dentina como cementos de ionomero de vidrio y resinas compuestas, utilizando sistemas compatibles con los de la cementación.

- ❖ Según Mormann y sus colaboradores, al contrario de lo que puede parecer, esta contraindicado el mantenimiento de la caja oclusal debido a menores valores de resistencia a la fractura en dientes donde se preservó la caja sin el relleno; los autores recomiendan redondear los ángulos internos en estos casos. ⁽²⁰⁾

- ❖ Reducción de la superficie oclusal, pudiendo ser precedida por surcos de orientación para prevenir pequeños espesores en esta superficie, lo que disminuiría la resistencia de la porcelana.

La reducción oclusal debe ser suficiente para garantizar la resistencia estructural del material restaurador; no obstante, la altura de la preparación es esencial para la resistencia a los esfuerzos laterales, principalmente en coronas parciales. En las preparaciones con poca altura ocurre una concentración de esfuerzos debido a su tamaño. Según Chiche&Pinault la reducción ideal en altura es de 2.0mm a un tercio de la corona anatómica, dependiendo del espesor obtenido en cara incisal u oclusal.⁽¹⁴⁾(Fig. 17)

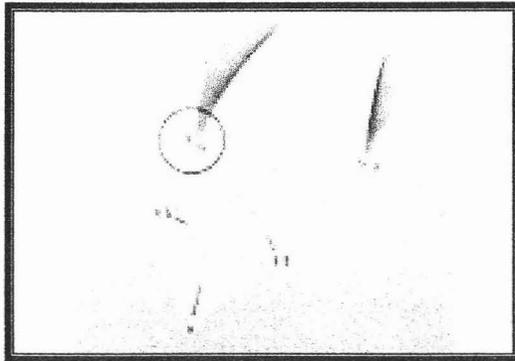


Fig. 17 Preparación de un diente anterior

- ❖ La reducción de la superficie axial debe de resultar en un espesor mínimo relativo al material restaurador considerado. El espesor de la preparación en las paredes axiales debe ser suficiente, al menos 1.0mm en la cara vestibular (Fig. 18).

**ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA**

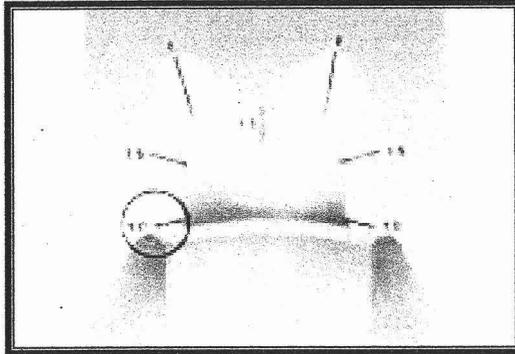


Fig.18 Preparación de un diente posterior

La terminación de la preparación debe de ser hombro redondeado, de preferencia con espesor de 1.0mm en las caras vestibular y lingual y 0.6mm a 1.2mm en las proximales (Fig. 19).

No están indicados chanfers cortos, hombros con ángulo interno de 100° o terminación en filo de cuchillo.

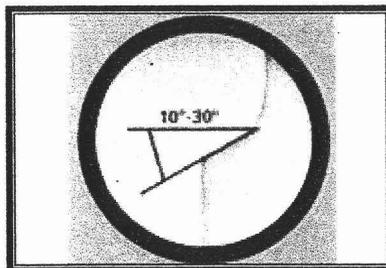


Fig. 19 Terminación hombro redondeado

Según Bottino y sus colaboradores, no es el volumen excesivo de material restaurador lo que dará resistencia a la restauración, sino el soporte, ancho alto uniformidad de la preparación; caso contrario según los mismos autores estas restauraciones estarán mas susceptibles al fracaso.⁽²⁰⁾

CAPÍTULO 4

CONSIDERACIONES GENERALES

Estudio realizados ha determinado que ciertos factores como el biselado de la preparación no son determinantes en la microfiltración marginal para restauraciones tipo inlay y onlay como los demostró en su estudio Alison y colaboradores ⁽²²⁾, donde se realizaron 24 cavidades tipo II, 12 con bisel en la cara oclusal y 12 sin éste, en premolares extraídos. La porcelana fue fabricada bajo los estándares establecidos por IVOCLAR, así como la cementación con resina dual que el fabricante recomienda (Varoliant II), una vez colocadas las restauraciones fueron sumergidas en agua termocíclica y analizadas utilizando un microscopio electrónico. Fueron cuestionadas la calidad de la interfase entre el esmalte y la resina cementante. Los resultados demostraron tener la misma adaptación tanto preparaciones biseladas como las no biseladas.⁽²³⁾ Por lo que se determina que los materiales cerámicos presentan ciertas ventajas sobre los materiales convencionales (amalgama, incrustaciones metálicas) ya que éstas no se necesitan biselar las preparaciones.(Fig. 20)

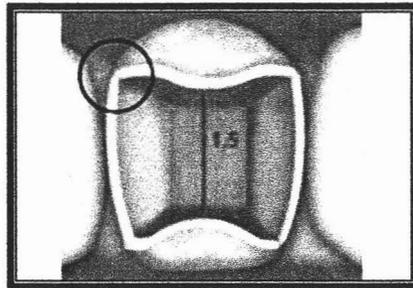


Fig.20 Biselado de la cavidad

En otro estudio realizado por la Universidad Umea en Suecia se realizó un estudio clínico de 2 años, en base a los criterios de la CDA (California Dental Association) en el que se observa el comportamiento en restauraciones inlay realizadas con IPS Empress en el que se observan resultados satisfactorios, sin embargo en un 23% se observó cambio de color en las restauraciones.

Con el paso del tiempo fue observada una discrepancia en la anatomía, principalmente en el margen gingival (13% de los casos). Se presentó un solo caso de fractura durante el tiempo de realización del estudio. Fue una pequeña fractura de la superficie del glaseado en la cara lingual de la restauración sin extenderse al margen gingival.

Con respecto a éste estudio los autores refieren que es importante una adecuada cavidad lo suficientemente profunda para evitar que el material corra el riesgo de una fractura.⁽²³⁾ (Fig. 21)

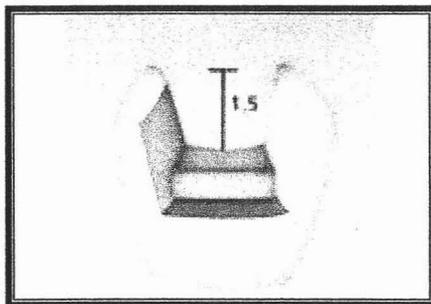


Fig.21 Profundidad de la cavidad

Otro factor predisponente a la fractura probablemente sea el tipo de cementación utilizada. De este modo se ha observado un alto índice de fracturas cuando se utilizan cementos a base de ionomero de vidrio, en

comparación con los resultados obtenidos utilizando resinas duales como agente cementante.

Todas las onlay demostraron excelentes resultados en relación al color y a la superficie (forma anatómica).

En el 2000 Molin y colaboradores realizaron una evaluación clínica de 5 años de 3 sistemas cerámicos utilizados en preparaciones inlay el objetivo de ese estudio era determinar la evaluación de las cualidades clínicas y la duración de estos 3 sistemas contra un sistema de oro. Para el estudio 20 pacientes fueron tratados con Cerec, Mirage, Empress y Oro colocados en una selección al azar en dientes mandibulares, las restauraciones fueron examinadas por dos calibradores inmediatamente después de su colocación, y 1, 3 y 5 años después de ésta. Los inlay fueron catalogados usando el sistema de evaluación de calidad de la CDA.

Los resultados refieren que 2 Empress requirieron reemplazo debido a fractura, entre la examinación 1 y la 2. Entre el examen 3 y el 4 fueron reemplazados 2 Empress, ya que presentaron fractura. Un Cerec fue reemplazado después de 3 meses y un otro fracturado entre el examen 3 y el 4, éste fue reemplazado por una restauración de Oro fundido.

El examen demostró que el cambio de color aumento de un 15 a un 50% entre el examen 1 y el 4 para todos los sistemas cerámicos. La interfase es visible entre la restauración y el diente a lo largo del margen gingival es observable en un 5% en el examen 1 a un 70% en el examen 4. Una diferencia de color en el margen entre en el diente y la restauración fue observada de 0 a 5% en el examen 1, comparado de un 30 a 50% en el examen 4. ⁽²⁴⁾

Con ese estudio se concluye después de 5 años de observación el 8% de las restauraciones cerámicas se fracturaron. Solo el 92% de estas tuvieron observaciones satisfactorias mientras que en las restauraciones con base en oro el 100% de estas no presentaron ninguna alteración visible.

En otro estudio realizado por Lothar ⁽²⁴⁾ se investigo la fuerza compresiva de dos sistemas cerámicos para coronas IPS Empress, In-Ceram, y un sistema metal cerámico . Los resultados obtenidos en este estudio fueron los siguientes:

- ❖ Todas las coronas In-Ceram que fueron propadas su centro quedo intacto solo la coronas venners fueron las unicas que sufrieron fractura. La fuerza media de fractura fue de 964.3 N
- ❖ Las coronas IPS Empress en su totalidad sufrieron fractura. La fuerza media fue de 814.1 N
- ❖ Por otra parte las coronas ceramo-metálicas su fuerza media de fractura fue a los 1494.1 N ninguna de ellas sufrio fractura.

Las coronas metal-cerámicas sirvieron como control de comprobación durante este estudio. Se observo que las resistecia a la fractura por parte de las coronas metal-cerámicas es mas elevada que los sistemas totalmente cerámicos.⁽²⁴⁾

VI. CONCLUSIONES

Podemos concluir en base a la bibliografía consultada y a los estudios realizados por los autores ya mencionados los siguiente:

- ❖ Las condiciones que nos llevan al fracaso en la utilización de leucita reforzada comienzan con un diagnóstico clínico adecuado, es decir la selección del material restaurador con respecto a las condiciones de la cavidad.
- ❖ Así como la selección adecuada del material cementante a utilizar.
- ❖ Podemos clasificar los resultados en cuanto a fracasos observados como mediatos y a largo plazo, entre los que se destacan como mediatos una mala técnica de obtención del color y a la largo plazo podemos destacar la microfiltración marginal en casi todas las restauraciones
- ❖ Podemos observar que las comparaciones realizadas entre los sistemas totalmente cerámicos y los metalo-cerámicos nos arrojan resultados, donde se puede se puede observar las ventajas significativas que tiene los sistemas metalo-cerámicos sobre los sistemas totalmente cerámicos.

Es necesario un largo periodo de observación clínica para determinar fracasos existentes utilizando en este tipo de sistemas.

VII. FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Jones D. Desarrollo de la cerámica dental. Clínicas odontológicas de Norteamérica 1985; IV: 648-671.
2. Ring M. Historia ilustrada de la odontología. Barcelona. editorial A Barcelona. 1989. pp.110-115
3. López J, Marcos I. La cerámica mirage fiber. Estomodeo. 1991; 37 11-14
4. Suárez M, López J, Martínez J. Evaluación clínica de las restauraciones cerámicas sobre núcleo fibroso. Estomedeo 1993; 45: 20-23
5. SHerrill G, O'brien W. Tranverse strenth of aluminous and feldespathic porcelain. J Dent Res1974; 53: 683-690
6. Muñoz C. A comparative study of strength of aluminous porcelain jacket crowns constructed with the conventional and twin foil technique. J Prosthet Dent 1982; 48: 271-282
7. Philip G, Brukl C. Comprensive strengths of conventional twin foil, and all ceramic crowns. J Prosthet Dent 1984; 52: 215-223
8. Sozio R, Riley J. Cerámica sin contracción. Clínicas odontológicas de Norteamérica 1985; IV: 737-750
9. Gascón F, Torrella F. Cerámica de inyección (Sistema cerestore). Acta valenciana 1986; 1:61-70

10. López J, García J, Manzanaque S, Madrigal b. Coronas de recubrimiento total cerámicas criterios de selección. Revista europea de Odonto-estomatología 1999; IX: 249-257
11. Enciclopedia Salvat. 13ª Ed. Barcelona. Editorial Salvat editores S.A. 1997 pp. 3039-3041
12. Mackert J , Twiggs S, Evans-Williams A . *Isothermal Anneal effect on leucite content in dental porcelains*. J Dent Res 1995; 74: 1259-1265.
13. Fischer H, Marx R. *Improvement of strength parameters of aleucite-reinforced glass ceramic by dual-ion exchange*. J Dent Res 2001; 80: 336-339.
14. Bottino M. Estética en rehabilitación oral. 1ª. ed. brasil 2001. pp. 27-209
15. Marshall G. Dentin microstructure and characterization. Quintessence int 1993; 24: 606-617
16. Nakagima M, et al. Tensile bond strength and sem evaluation of caries affect dentin using dentin adhesives. J Dent Res 1995; 74: 1679-1688
17. Tay F, Gwinnett A, Wei S. The overwet phenomenon a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. Am J Dent 1996; 9: 100-104.
18. Braz R, Carvalho C. Avaliacao dos metodos de secagem n tecnica de adesao umida. in reuniao. cientifica da sociedade brasileira de pesquisa odontológica 1998; b042: 108

19. Schetritt A, Steffensen B. Diagnosis and management of vertical root fractures. *J Can Dent Assoc* 1995; 61:1 65-170
20. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Odontología estética en restauraciones cerámicas*. 1^a.ed. Brasil. Editorial Santos, 2000 Pp. 235-276.
21. Allison J, Annette C, Nairn H, Michael. An In Vitro Evaluation of the Marginal Integrity of a Porcelain Inlay System. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 517-523.
22. Per T, Johan G. A 2 Year Clinical Follow-up Study of IPS Empress Ceramic Inlays. *Inta J Prosthodont* 1995; 8: 456-460.
23. Mollin M, Karlsson S. A Randomized 5 Year Clinical Evaluation of 3 Ceramic Inlay Systems. *Int J Prosthodont* 2000; 13:194-200.
24. Probster L. Compressive Strength of two Modern All Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont* 1992; 5 : 409-414.