

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
POSGRADO DE PROSTODONCIA

**PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.  
DISEÑO Y CONSIDERACIONES  
A TOMAR EN CUENTA PARA SU ÉXITO**

Trabajo especial de grado presentado ante la ilustre Universidad Central de Venezuela por la Odontólogo Rosybé Albarrán Viloría, para optar al título de Especialista en Prostodoncia.

Caracas, Abril de 2004.

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
POSGRADO DE PROSTODONCIA

**PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.  
DISEÑO Y CONSIDERACIONES  
A TOMAR EN CUENTA PARA SU ÉXITO**

Autor: Od. Rosybé Albarrán Viloría.

Tutor: Prof. Amarelys Pérez Sánchez.

Caracas, Abril de 2004.

Aprobado en nombre de la Universidad Central de Venezuela por el siguiente jurado examinador:

---

(Coordinador) Nombre y Apellido

---

Firma

---

Nombre y Apellido

---

Firma

---

Nombre y Apellido

---

Firma

Observaciones

---

---

---

Caracas, Abril de 2004.

## DEDICATORIA

A Dios que todo lo puede, por hacer que mi meta más querida se haga realidad.

A mis padres, a quienes debo todo lo que soy, ejemplo de lucha y constancia. Sin ustedes esta meta no hubiese sido realidad.

A mis hermanos, quienes desde siempre me han apoyado incondicionalmente.

A Goyo, quien desde el cielo siempre ha estado a mi lado vigilando cada uno de mis pasos.

## **AGRADECIMIENTOS**

Mis sinceros agradecimientos a todas aquellas personas que me han brindado su colaboración y han hecho posible la realización del presente Trabajo Especial de Grado y muy especialmente a:

Castor Velázquez, Doctor en Odontología, Especialista en Prótesis Fija y Removible; por su valiosa enseñanza en la realización de este trabajo. Gracias por permitirme el privilegio de haber estado a su lado como su alumna durante este trabajo especial de Grado.

Mi tutora, Profesora Amarelys Pérez Sánchez, Odontólogo especialista en Prostodoncia, por su dedicación, paciencia, trabajo y asesoría durante la realización de este trabajo monográfico. Realmente aprecio su aporte en todas las etapas de este trabajo especial de Grado.

Prof. Olga González Blanco, Odontólogo, Magíster Scientiarum en Odontología Restauradora y Oclusión; por su valiosa enseñanza de los aspectos metodológicos que

permitieron la realización y culminación de este trabajo especial de grado.

Los Odontólogos, Francisco Minuta, Mauro Velázquez, Carolina Hurtado y Nataly Akhras, con quienes compartí el día a día de esta incomparable experiencia.

## LISTA DE CONTENIDOS

	<b>Página</b>
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTOS.....	v
LISTA DE GRÁFICOS.....	ix
RESUMEN.....	xiii
I.- INTRODUCCIÓN.....	1
II.- REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1.- FACTORES A TOMAR EN CUENTA PARA EL DISEÑO DE UNA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.....	3
1.1 Factores estéticos.....	3
1.2 Factores oclusales.....	6
1.3 La brecha edéntula.....	11
1.4 Tipo de pilar en prótesis fija.....	12
2.- DISEÑO DE LOS DIENTES PILARES PARA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.....	17
3.- MATERIALES ESTÉTICOS PARA LA ELABORACION DE UNA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.....	35
3.1 Cerámicas en prótesis fija libre de metal.....	35
3.2 Resinas en prótesis fija libre de metal.....	54
4.- MANEJO CLINICO PARA LA ELABORACIÓN DE UNA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.....	62

5.- CEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.....	65
5.1 Prótesis fija de cerámica.....	66
5.2 Prótesis fija de resina.....	77
6.- VENTAJAS Y DESVENAJAS DE UNA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.....	80
7.- INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES DE UNA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.....	83
III.- DISCUSION.....	87
IV.- CONCLUSIONES.....	97
V.- REFERENCIAS.....	100

## LISTA DE GRÁFICOS

<b>Gráfico</b>		<b>Página</b>
Gráfico 1.	Contornos gingivales antes y después de la cirugía periodontal para corregir la arquitectura gingival. <i>Tomado de Novaes, 1999</i> .....	4
Gráfico 2.	Línea labial alta.....	5
Gráfico 3.	Línea labial media.....	6
Gráfico 4.	Línea labial baja.....	6
Gráfico 5.	Zona edéntula en el sector anterior de brecha edéntula corta. <i>Tomado de Hornbrook, 1999</i> .....	12
Gráfico 6.	Extensión longitudinal ideal de un muñón artificial. <i>Tomado de Pegoraro, 2001</i> .....	15
Gráfico 7.	Muñón artificial corto favorece la concentración de tensiones y predispone a la fractura. <i>Tomado de Pegoraro, 2001</i> .....	15
Gráfico 8.	Altura de la pared axial, conicidad y relación entre diámetro y altura de la pared axial ideales. <i>Tomado de Pegoraro, 2001</i> .....	19
Gráfico 9.	Altura corta e inclinación acentuada de las paredes que no impedirán la rotación de la corona. <i>Tomado de Pegoraro, 2001</i> .....	19
Gráfico 10.	Margen bien adaptado a la línea de terminación y un margen desadaptado. <i>Tomado de Bottínno, 2001</i> .....	20
Gráfico 11.	El espacio biológico incluye el surco gingival (A-B) de aproximadamente 0.8 mm, el epitelio de unión (B-C) 0.7 a 1.3 mm, la inserción de tejido conectivo (C-D) 1.07 mm, el espacio biológico (B-D) promedia 2mm. <i>Tomado de Koth, 1991</i> .....	21

Gráfico 12.	Preparación de tipo incrustación en molar. <i>Tomado de Bottino, 2001</i> .....	23
Gráfico 13.	Preparación de tipo incrustación en premolar. <i>Tomado de Bottino, 2001</i> .....	23
Gráfico 14.	Preparación onlay. <i>Tomado de Bottino, 2001</i> .....	24
Gráfico 15.	Ancho del istmo oclusal. <i>Tomado de Bottino, 2001</i> .....	25
Gráfico 16.	Preparación para incrustación de resina reforzada con fibra. <i>Tomado de Freilich, 1998</i> ...	26
Gráfico 17.	Preparación onlay para resina reforzada con fibra. <i>Tomado de Freilich, 1998</i> .....	27
Gráfico 18.	Preparación para prótesis fija libre de metal. <i>Tomado de Bottino, 2001</i> .....	28
Gráfico 19.	Preparación para un puente fijo de resina reforzada con fibra. <i>Tomado de Freilich, 1998</i> ...	29
Gráfico 20.	Terminación en chaflán profundo indicada en prótesis fija libre de metal. <i>Tomado de Bottino, 2001</i> .....	29
Gráfico 21.	Terminación en hombro redondeado indicada en prótesis fija libre de metal. <i>Tomado de Bottino, 2001</i> .....	30
Gráfico 22.	Terminaciones con bisel en el borde, chaflán angosto, con ángulo superior a 100° y en filo de cuchillo están contraindicadas en prótesis fijas libre de metal. <i>Tomado de Bottino, 2001</i> .....	30
Gráfico 23.	Gráfico 23. Viga apoyada en ambos extremos. <i>Tomado de Tylman, 1956</i> .....	32
Gráfico 24.	Gráfico 24, diferentes secciones de vigas. <i>Tomado de Tylman,</i> .....	32
Gráfico 25.	Representación esquemática de un puente libre	

	de metal con sus medidas. <i>Tomado de Melle, 1999</i> .....	34
Gráfico 26.	Dislocación (a) y su traslación ante la acción de una carga (b y c). Mecanismo en metales. <i>Tomado de Macchi, 2000</i> .....	38
Gráfico 27.	Subestructura metálica de una prótesis metal-porcelana. <i>Tomado de Pegoraro, 2001</i> .....	39
Gráfico 28.	Translucidez de la cofía de In-Ceram (Vita, Bad Säckingen, Alemania). <i>Tomado de Anderson, 1998</i> .....	43
Gráfico 29.	Prótesis fija de tres unidades en el sector anterior del sistema In-Ceram. <i>Tomado de Blatz, 1999</i> .....	44
Gráfico 30.	Copiado del muñón de modelo por medio de un escáner (sonda táctil) (esquema: Nobel-Biocare). <i>Tomado de Fritz, 1999</i> .....	48
Gráfico 31.	Fresado del muñón del modelo refractario a mayor tamaño (esquema: Nobel-Biocare). <i>Tomado de Fritz, 1999</i> .....	50
Gráfico 32.	Fresado de la superficie después del prensado (esquema: Nobel-Biocare). <i>Tomado de Fritz, 1999</i> .....	51
Gráfico 33.	Diagrama del proceso de confección con Procera ® AllCeram (esquema: Nobel-Biocare). <i>Tomado de Fritz, 1999</i> .....	52
Gráfico 34.	Prótesis fijas de resina reforzada con fibras en la cual la fibra se encuentra sustituyendo la estructura metálica. <i>Tomado de Bottino, 2001</i> ...	56
Gráfico 35.	Fibras con características trenzadas y entrelazadas. <i>Tomado de Bottino, 2001</i> .....	57
Gráfico 36.	Representación esquemática de las propiedades mecánicas de las fibras con relación a su orientación. <i>Tomada de Bottino, 2001</i> .....	58

Gráfico 37.	Puente fijo implantosoportado elaborado en Targis/Vectris (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein). Tomado de Kaiser, 1998.....	60
Gráfico 38.	Try-in del sistema Variolink II (Vivadent).....	68
Gráfico 39.	Silanización de la superficie acondicionada con Monobond-S (Vivadent) durante 60 segundos y secado con aire, permitiendo la unión química de la cerámica a la resina de cementación. Tomado de Bottino, 2001.....	72
Gráfico 40.	Cuerpo de prueba de Empress2 asperezada con piedra montada diamantada y microarenado con óxido de aluminio 50 micrómetros. 500x de aumento y 1.500x de aumento. Tomado de Bottino, 2001.....	75
Gráfico 41.	Cuerpo de prueba de Empress2 asperezada con piedra montada diamantada y microarenado con óxido de aluminio 50 micrómetros, y acondicionada con ácido fluorhídrico 10% por 2 minutos. 500x de aumento y 1.500x de aumento. Tomado de Bottino, 2001.....	76
Gráfico 42.	Cuerpo de prueba de Empress2 asperezada con piedra montada diamantada y acondicionada con ácido fluorhídrico 10% por 2 minutos. 500x de aumento y 1.500x de aumento. Tomado de Bottino, 2001.....	76
Gráfico 43.	Selección de los agentes cementantes para Prótesis Parciales Fijas Metal Free. Tomado de Bottino, 2001.....	79

## RESUMEN

Nuestra cultura le ha dado una gran importancia a una sonrisa agradable, en la cual los labios son el marco de unos dientes bellos, proporcionando un aspecto juvenil. Actualmente tanto la función como la mejora estética de la sonrisa son indispensables en el tratamiento restaurador. Las cerámicas en Odontología siempre han ocupado un lugar muy importante, su translucidez, transmisión de la luz y biocompatibilidad son propiedades que las hacen atractivas como material restaurador de elección, sin embargo su naturaleza frágil limita su uso, por lo que durante los últimos años Odontólogos y fabricantes han desarrollado diferentes métodos para reforzar las cerámicas con el objetivo final de conseguir un material cerámico que tenga suficiente resistencia para permitir la fabricación de prótesis fijas libres de metal. Recientemente han surgido las resinas compuestas para laboratorio reforzadas con fibras, las cuales poseen ciertas características favorables para la fabricación de prótesis fijas libres de metal. Sin embargo la longevidad de estos puente fijos libres de metal es controversial debido a que no hay suficiente evidencia científica que demuestre una vida útil larga; por lo que hay que ser muy específico en cuanto a sus indicaciones y usos.





## **I - INTRODUCCION**

La preocupación por la estética pasó a ocupar un lugar muy destacado en la Odontología, en años pasados, se aceptaba, que la función era la principal razón para la rehabilitación bucal, mientras que el resultado estético era secundario; sin embargo, hoy en día se deben mantener los más altos requisitos funcionales y estéticos para así obtener la mejora estética de la sonrisa que es indispensable.

Durante años, las restauraciones metal-cerámicas se han utilizado para restaurar el daño de la estructura dentaria, estas, han permitido la combinación estética de la porcelana y la resistencia de la aleación metálica. Sin embargo, su translucidez es muchas veces afectada por la estructura metálica, que restringe el paso de la luz a través de la restauración.

Se sugiere que la principal ventaja de las restauraciones libres de metal, es permitir una mejor transmisión de la luz a través de la restauración. Sin embargo, existe gran controversia y se ha señalado que la cofia cerámica, debido a su alto contenido de cristales puede ser tan opaca que restringiría el paso de la luz a través de la restauración como lo haría una cofia

metálica, sumado a esto su naturaleza frágil limita el uso de estos materiales.

La combinación de la tecnología cerámica y la investigación de los polímeros, agregada a la integración de las fibras tuvo como resultado el desarrollo de nuevos materiales, resinas compuestas para laboratorio, las cuales poseen resistencia a la abrasión, durabilidad y estética excelentes para la fabricación de prótesis fijas libres de metal

Se hace necesario conocer las especificaciones para diseñar estas prótesis, los diferentes tipos de materiales estéticos con los que contamos hoy en día, así como sus indicaciones y contraindicaciones para que estas restauraciones libres de metal además de estética nos brinden resistencia, estabilidad del color, precisión de ajuste y biocompatibilidad con los tejidos; por lo tanto el objetivo del presente trabajo es analizar el diseño y consideraciones a tomar en cuenta para el éxito de la prótesis fija libre de metal.

## **II – REVISION DE LA LITERATURA.**

### **1 – FACTORES A TOMAR EN CUENTA PARA EL DISEÑO DE UNA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.**

Antes de iniciar un tratamiento con restauraciones libres de metal es necesario evaluar, diagnosticar y modificar varios aspectos, para así proporcionar a la restauración final los resultados ideales <sup>(9,11)</sup>.

#### **1.1 – Factores estéticos.**

En el sector anterior, donde el éxito al restaurar puede ser una ardua tarea, deben ser evaluados varios aspectos; los tejidos blandos enfermos responden pobremente a los procedimientos de preparación y toma de impresión, estos, deben ser estabilizados por medio de una terapia periodontal en etapas tempranas del tratamiento, de igual forma, los contornos gingivales desfavorables deben ser corregidos <sup>(9, 22, 41)</sup> (Gráfico 1). Los rebordes edéntulos podrían requerir de una reducción para crear suficiente espacio para el pónico, de un recontorneado para disponer de un reborde uniforme o de un aumento de reborde donde las demandas estéticas lo ameriten <sup>(9)</sup>. Las malposiciones dentarias también pueden ser un efecto estético negativo en la restauración final, estas deben ser

confirmadas en los modelos diagnósticos y corregidas en el encerado terapéutico y posteriormente en el paciente por medio de Ortodoncia.



Gráfico 1. Contornos gingivales antes y después de la cirugía periodontal para corregir la arquitectura gingival. *Tomado de Novaes, 1999.*

De igual forma, dientes vitales o no vitales cuyas coloraciones puedan causar algún problema estético, deben ser blanqueados lo necesario para ayudar a la restauración a enmascarar el problema <sup>(9)</sup>.

La evaluación de la sonrisa del paciente, tanto normal como máxima debe ser de rutina en esta etapa del tratamiento, la cantidad de dientes expuestos durante la sonrisa depende del grado de contracción de los músculos de la expresión, del nivel de los tejidos blandos, particularidades esqueléticas y del diseño de los elementos restauradores (forma o aspecto del diente) <sup>(32)</sup>.

Existen tres tipos de sonrisas relacionadas con la altura del labio superior, relativas al incisivo central superior, estas son:

Línea labial alta: en esta el labio superior es empujado hacia arriba durante la sonrisa y el paciente muestra la corona de los dientes en su totalidad, así como la papila interdental, el margen libre de la encía y 5mm o más de encía adherida, en estos casos es mucho más fácil visualizar los defectos del margen de la encía y del margen de la restauración (Gráfico 2).

Línea labial media: en esta se muestra la corona del diente sin llegar al borde gingival y no presenta mayor dificultad para los procedimientos restauradores (Gráfico 3) . Línea labial baja: la encía nunca es mostrada <sup>(8, 32)</sup> (Gráfico 4).



Gráfico 2. Línea labial alta.



Gráfico 3. Línea labial media.



Gráfico 4. Línea labial baja.

### **1.2 – Factores oclusales.**

Según el glosario de términos prostodónticos (1999) <sup>(52)</sup>, oclusión se define como la relación estática entre las superficies de corte o masticatorias de los dientes maxilares y mandibulares o de dientes análogos. Esta relación integrada por dientes, periodonto, articulación temporomandibular y neuromusculatura tanto en dentición natural como en prostodoncia debe constar de

patrones oclusales en los que las fuerzas sean dirigidas de la manera más favorable <sup>(22, 53)</sup>.

Al examinar las arcadas dentarias de perfil, se observa la relación en sentido axial-mesiodistal; en la arcada mandibular tanto los dientes anteriores como los posteriores tienen una inclinación mesial; en la arcada maxilar existe un patrón en el que los dientes anteriores presentan una inclinación en sentido mesial y los molares tienen una inclinación en sentido distal<sup>(39)</sup>.

En el plano frontal puede observarse la relación axial-bucolingual; en la arcada maxilar los dientes posteriores presentan una ligera inclinación bucal; en la arcada mandibular los dientes posteriores tienen una ligera inclinación lingual <sup>(39)</sup>.

En la relación interarcada normal, los dientes mandibulares tienen una posición en sentido lingual y mesial en relación con los dientes maxilares y la línea bucooclusal de los dientes mandibulares ocluye con la línea de la fosa central de los dientes maxilares, a la vez la línea linguooclusal de los dientes maxilares ocluye con la línea de la fosa central de los dientes mandibulares <sup>(22,39)</sup>.

Toda restauración fija afecta la oclusión y nuestro propósito es no hacer daño, por lo que nuestra restauración fija deberá preservar lo anteriormente expuesto; las malposiciones que puedan causar un efecto negativo en la restauración final deberán ser diagnosticadas y tratadas en etapas tempranas del tratamiento <sup>(9,22)</sup>.

La restauración con prostodoncia fija deberá implicar: (1) Contactos simultáneos y equilibrados en todos los dientes en máxima intercuspidadación, (2) un plano fisiológico de oclusión, (3) guía anterior funcional que protegerá a los dientes posteriores de contactos oclusales interceptivos en posiciones excéntricas, (4) carga axial de todos los dientes posteriores, (5) una forma anatómica que minimice la acumulación interdental de alimentos y contribuya a la trituración eficiente de los alimentos, (6) contactos dentales oclusales y proximales que proporcionen estabilidad a largo plazo, (7) relación estética y fonética de los dientes anteriores <sup>(22)</sup>.

Varios autores <sup>(5, 11,53)</sup> consideran que solo patrones oclusales favorables, como es el caso de los dientes anteriores deben ser tomados en cuenta para prótesis fija libre de metal.

McLean <sup>(35)</sup> reportó 2,1% de falla clínica para coronas total cerámicas con núcleo aluminoso en el sector anterior y 15.9% de fallas clínicas en el sector posterior en un lapso de siete años; la mayor carga masticatoria en la zona de los molares fue la razón propuesta por los autores para el incremento en el porcentaje de fracturas en el sector posterior.

Como resultado de cargas oclusales, tensiones crónicas, cambios térmicos e imperfecciones en la microestructura cerámica, se han observado fracturas en media luna en coronas total cerámicas, sin embargo, cuando las coronas completamente cerámicas son cargadas en el centro del borde incisal, a lo largo del eje longitudinal del diente se reduce este fenómeno de fracturas en media luna <sup>(37, 48)</sup>.

En un estudio realizado por Koutayas *et al.* <sup>(28)</sup> se evaluó la influencia del diseño y la dirección de la carga en la resistencia a la fractura de las prótesis fijas libres de metal, 48 puentes fueron fabricados para reemplazar un incisivo central superior, 24 de estos tuvieron un diseño convencional con dos retenedores y los otros 24 tuvieron un diseño con un solo retenedor (prótesis fija a extensión), fueron fabricados con cerámica infiltrada In-Ceram® (Vita, Bad Säckingen, Alemania) y con porcelana

feldespática; fueron sometidos a cargas estáticas en dirección al eje longitudinal de los pilares de 0 grados, y con una inclinación de 45 grados.

En el diseño convencional un conector se fracturó primero, pero el pónico permaneció conectado al otro retenedor, la resistencia a la fractura fue mayormente afectada por la dirección de la carga, mientras que el diseño del conector no tuvo ninguna influencia significativa. Valores de resistencia a la fractura más bajos fueron obtenidos con la inclinación de 45 grados, por lo que en el estudio se concluyó que puentes cerámicos cargados verticalmente (0 grados) tienen un mejor pronóstico que restauraciones cargadas más horizontalmente; el descenso en los valores de resistencia a la fractura para las inclinaciones de 0 a 45 grados fue de un 25% en el diseño de dos retenedores y de un 59% en el diseño de un retenedor.

También se debe tener presente que la carga de mordida máxima en una mujer es de 35,8 a 44,9 Kg., en el hombre es de 53,6 a 64,4 Kg., y se ha señalado que la carga aplicada a un molar suele ser varias veces la aplicada a un incisivo <sup>(28, 39)</sup>. También debe tomarse en cuenta el tipo de dentición antagonista a la restauración total cerámica, Schwartz *et al.* <sup>(46)</sup> encontraron

que las prótesis fijas que antagonizan contra dentaduras totales tienen una mayor longevidad, en su estudio encontraron que el desalojo de las prótesis, la fractura de los retenedores y pónicos, ocurría casi exclusivamente con denticiones naturales antagonistas, lo que indicaba una mayor transmisión de carga a la prótesis fija.

Por otra parte, pacientes con tendencias a hábitos parafuncionales como el bruxismo, aplican mayor cantidad de tensiones y con mayor frecuencia a las restauraciones, exponiendo a estas a un mayor número de problemas <sup>(9,21, 48, 53)</sup>.

### **1.3 – La brecha edéntula (número de pónicos).**

Las restauraciones total cerámicas pueden ser usadas en cualquier sector, sin embargo, es prácticamente imposible su uso en la zona de los dientes posteriores donde la resistencia a la flexión es un factor importante, en brechas edéntulas largas (dos o más pónicos), y en zonas edéntulas que en sentido vertical no permitan la colocación de conectores lo suficientemente anchos y altos para conferirle rigidez y resistencia a la restauración. <sup>(5, 47, 48, 53)</sup>.

La mayoría de los sistemas cerámicos tiene solo de un cuarto a un tercio de la resistencia de las restauraciones metal-cerámicas y debido a la gran cantidad de fuerzas que pueden generarse en el sector posterior, hay autores <sup>(5, 47, 53)</sup> que opinan que sus uso se debería considerar solo para zonas edéntulas en el sector anterior cuando la oclusión sea favorable y la brecha corta (Gráfico 5).



Gráfico 5. Zona edéntula en el sector anterior de brecha edéntula corta. Tomado de Hornbrook, 1999.

#### **1.4 – Tipo de pilar en prótesis fija.**

La prostodoncia fija se relaciona con el reemplazo de dientes por medio de sustitutos artificiales que son cementados, adheridos o retenidos a dientes naturales, raíces o implantes dentales, siendo estas las tres opciones para el anclaje primario de la prótesis <sup>(22, 52)</sup>.

Cuando el anclaje primario es un diente natural, es necesario evaluar parámetros individuales como la proporción

corona-raíz, morfología radicular y condiciones oclusales y periodontales <sup>(22)</sup>.

Los dientes con resorción ósea periodontal moderada podrían ser menos deseables como anclaje, a causa del soporte periodontal reducido, furcaciones expuestas y concavidades radiculares que complican el tratamiento <sup>(22)</sup>. Específicamente en prótesis fijas libres de metal la movilidad del diente pilar es un factor decisivo en la longevidad de la prótesis; movibilidades incrementadas y ligeras rotaciones de los pilares han demostrado disminuir la resistencia a la fractura de dentaduras parciales fijas total cerámicas <sup>(27, 28)</sup>.

En un estudio in Vitro realizado en dentaduras parciales fijas elaboradas con In-Ceram, se evaluó la resistencia a la fractura de las restauraciones cuando los pilares presentaban o no ligamento periodontal, cuando los pilares tuvieron ligamento periodontal la resistencia a la fractura disminuyó significativamente, por lo que en el estudio se concluyó que el grado de movilidad del diente pilar influye en el éxito clínico de la prótesis <sup>(28)</sup>.

Los dientes tratados endodónticamente pueden funcionar exitosamente como anclajes para un prótesis fija libre de metal, sin embargo, debe tenerse en cuenta que estos pueden estar debilitados por la pérdida de dentina (en el caso de haber sido preparados excesivamente) y que la coloración de los dientes no vitales puede causar un efecto estético desfavorable <sup>(9, 11)</sup>. Autores <sup>(10, 48)</sup> señalan que un diente no vital podría ser un factor de riesgo cuando son pilares de brechas edéntulas largas, debido a que la resistencia del diente está determinada por la cantidad de estructura dentaria remanente, un incremento significativo de fallas ha sido observado cuando dientes no vitales son utilizados como pilares <sup>(48)</sup>.

Si la cantidad de tejido dentario remanente es escasa, el diente tratado endodónticamente será restaurado con un muñón artificial, el diámetro de este dependerá de la preparación endodóntica <sup>(22, 48)</sup> (Gráfico 6). Postes cortos y anchos predisponen a la fractura radicular (Gráfico 7), para evitar esto la prioridad de la terapia endodóntica deberá ser la pérdida mínima de estructura dentaria<sup>(48)</sup>.

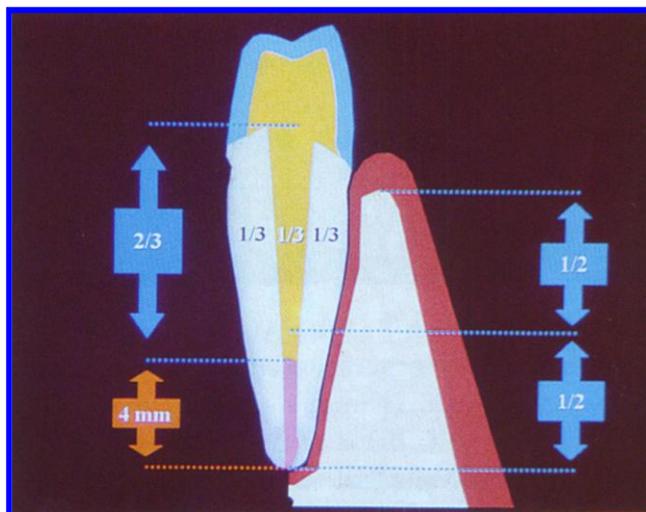


Gráfico 6. Extensión longitudinal ideal de un muñón artificial. Tomado de Pegoraro, 2001.

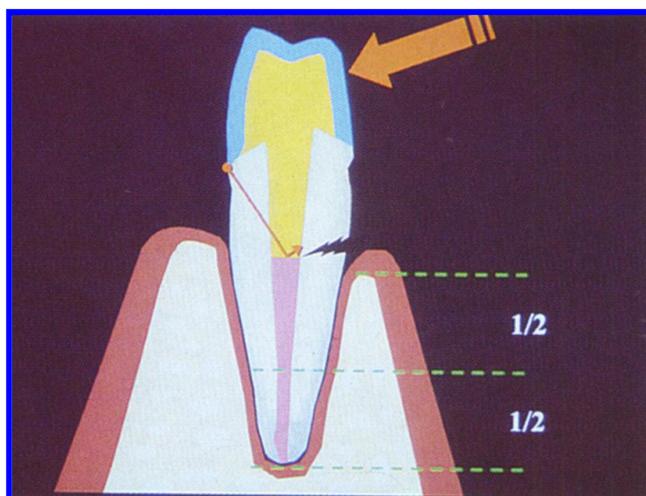


Gráfico 7. Muñón artificial corto favorece la concentración de tensiones y predispone a la fractura. Tomado de Pegoraro, 2001.

Sin embargo Krejci, Boretti y Lutz <sup>(30)</sup> defienden que en dentaduras parciales fijas confeccionadas en cerómero, gracias a la adhesión a dentina verificada clínicamente, no tiene importancia si los dientes pilares son vitales o no.

En el caso de los implantes dentales no existe un sistema de captación y transmisión de fuerzas oclusales como en el periodonto de los dientes naturales; las cargas oclusales son transmitidas directamente hacia el hueso alveolar sin ningún tipo de efecto de amortiguación, sin embargo se ha demostrado una correcta integración de los implantes oseointegrados en los sistemas de control neurofisiológicos del órgano masticatorio; como posibles elementos de control nervioso se discute el papel de las terminaciones nerviosas del área del hueso que rodea al implante <sup>(24)</sup>.

Sin embargo en la confección de prótesis fijas soportadas por implantes pueden surgir los siguientes problemas: (1) En el caso de ser prótesis fijas atornilladas las aperturas para los tornillos suelen causar problemas estéticos y funcionales. (2) El espacio libre necesario por motivos higiénicos entre la encía y el cuerpo de la prótesis resulta problemático para la estética y la fonética. (3) En muchos casos la posición del implante es desfavorable y frecuentemente no pueden llevarse a cabo una configuración estática, funcional y estética de la restauración <sup>(24)</sup>.

## **2 – DISEÑO DE LOS DIENTES PILARES PARA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL**

Se entiende por preparación de un diente el tratamiento mecánico de la enfermedad dental o del daño a los tejidos, restaurando un diente hasta su forma original <sup>(22)</sup>; a su vez, las preparaciones para prótesis parcial 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 <sup>(5)</sup>.

Durante la fase de planificación, la selección del tipo de material restaurador es importante en el sentido de orientar la ejecución clínica de la preparación a ser realizada. Los conceptos básicos de las preparaciones cavitarias y coronarias permanecen presentes, no obstante, son necesarias adaptaciones para adecuar las preparaciones a los materiales estéticos utilizados en la elaboración de prótesis fija libre de metal <sup>(5)</sup>.

Según Shillimburg y colaboradores <sup>(45)</sup>, el grado de estructura dentaria remanente orientará el diseño de la restauración, cuando hay una mayor cantidad de estructura dentaria remanente, están indicadas las restauraciones

intracoronarias; si el remanente es insuficiente para retener una restauración intracoronaria, se deberá elegir una extracoronaria con la que también podemos mejorar contornos, relaciones oclusales y estética.

Una vez establecido el plan de tratamiento se procede a la reducción de los dientes pilares con el objetivo de que puedan recibir una prótesis fija y es indispensable seguir ciertos principios biomecánicos <sup>(5, 13, 22, 45)</sup>.

Dentro de los principios mecánicos tenemos: Retención y resistencia; para que una restauración cumpla con su objetivo, debe conservar su posición sobre el diente, debemos tener en cuenta que ningún cemento compatible con la estructura dentaria viva posee propiedades adecuadas de adhesión para que la restauración permanezca en su sitio únicamente gracias a él. La retención evita la salida de la restauración a lo largo del eje longitudinal de la restauración, y la resistencia impide el desalojo de la restauración por medio de fuerzas dirigidas en dirección apical u oblicua <sup>(21, 45)</sup>. Dentro de los factores que impiden el desprendimiento de la restauración tenemos: (1) Altura de la pared axial, (2) convergencia de la preparación o conicidad, (3) libertad de desplazamiento (única vía de inserción), (4) la

relación que existe entre el diámetro de la preparación y la altura de la pared, (5) irregularidad circunferencial y axial <sup>(5, 13, 45)</sup> (Gráficos 8 y 9).

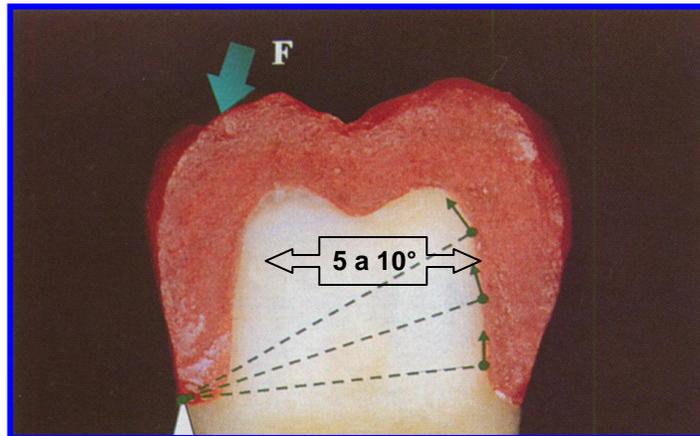


Gráfico 8. Altura de la pared axial, conicidad y relación entre diámetro y altura de la pared axial ideales. Tomado de Pegoraro, 2001.

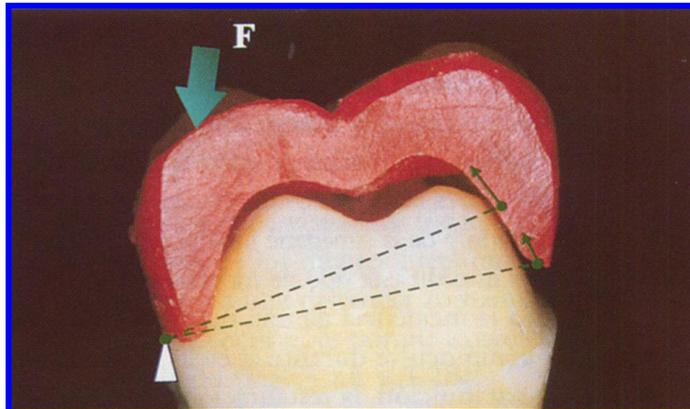


Gráfico 9. Altura corta e inclinación acentuada de las paredes que no impedirán la rotación de la corona. Tomado de Pegoraro, 2001.

Contrario a esto, Hansson *et al.* <sup>(21)</sup> señalan que las prótesis fijas cementadas con tecnología adhesiva tienen su principal retención y resistencia gracias a los cementos

resinosos y al grabado ácido del esmalte; sin embargo las fallas que han presentado estas, han enfatizado los principios tradicionales de preparación dental para resistir las fuerzas que tratan de desalojar la restauración.

Las preparaciones deben poseer durabilidad estructural; es decir, una restauración debe contener una masa de material que pueda soportar las fuerzas de la oclusión, ésta masa debe quedar confinada al espacio creado por la preparación dentaria <sup>(45)</sup>. Integridad marginal; la restauración podrá sobrevivir en el entorno biológico de la cavidad oral solo si los márgenes están bien adaptados a la línea de terminación <sup>(5, 13, 45)</sup> (Gráfico 10).

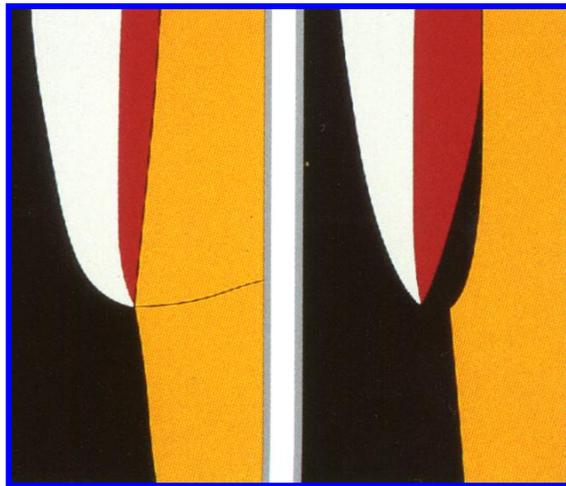


Gráfico 10. Margen bien adaptado a la línea de terminación y un margen desadaptado. Tomado de Bottínno, 2001.

Dentro de los principios biológicos tenemos: preservación de la vitalidad pulpar; el mantenimiento de la vitalidad pulpar está inversamente relacionado con el potencial irritante que los procedimientos en prótesis parcial fija puedan desencadenar, especialmente durante la fase de preparaciones <sup>(5)</sup> . Conservar la mayor cantidad posible de tejido dentario posibilita el logro de este propósito, así como la regulación de la velocidad y la profundidad del desgaste <sup>(13)</sup> .

Preservación de las estructuras periodontales; la salud periodontal, es fundamental para la durabilidad y el éxito de cualquier tratamiento restaurador, el mantenimiento del espacio biológico es imprescindible, por lo que es necesario márgenes suavizados y totalmente expuestos a la acción de la limpieza <sup>(5)</sup> (Gráfico 11).

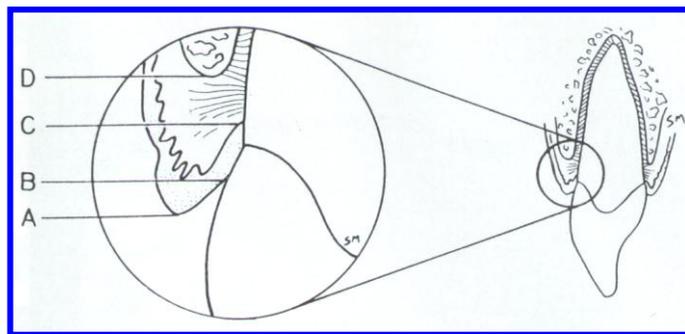


Gráfico 11. El espacio biológico incluye el surco gingival (A-B) de aproximadamente 0.8 mm, el epitelio de unión (B-C) 0.7 a 1.3 mm, la inserción de tejido conectivo (C-D) 1.07 mm, el espacio biológico (B-D) promedia 2mm. Tomado de Koth, 1991.

Como alternativas de preparaciones para prótesis libres de metal tenemos:(1) Incrustaciones o preparaciones estrictamente intracoronarias, (2) incrustación con protección cuspídea , cuando se hace necesario el recubrimiento de algunas cúspides en dientes posteriores, (3) overlays, cuando hay necesidad de recubrir todas las cúspides en los dientes posteriores, (4) coronas totales <sup>(5)</sup> .

Incrustaciones: están indicados cuando la pérdida de estructura es media en el sentido vestibulolingual <sup>(5, 45)</sup> , si la pérdida estructural es mayor y la cúspide tiene menos de 1.5 mm de ancho, se recomienda cubrirla con otro tipo de restauración <sup>(5)</sup> .

La preparación propiamente dicha debe tener las siguientes características: (1) Caja oclusal con profundidad mínima de 1,5 mm y expulsividad de 4 a 10 grados, (2) en las cajas proximales, el ángulo cavosuperficial debe estar entre 60 y 80 grados con relación a la superficie proximal, sin ningún tipo de bisel <sup>(5, 30, 55)</sup>, (3) en el borde de la cavidad el espesor mínimo debe ser de 2mm, en el caso de estar bajo un punto de contacto oclusal, aumenta a 2,5mm y el borde marginal debe ser en chaflán marcado o ancho para ganar espesor <sup>(5, 16, 18)</sup> . (4) Istmo oclusal

con ancho mínimo de 1.5 a 2m m <sup>( 5, 16, 18, 30, 55)</sup> (Gráfico 12 y 13)

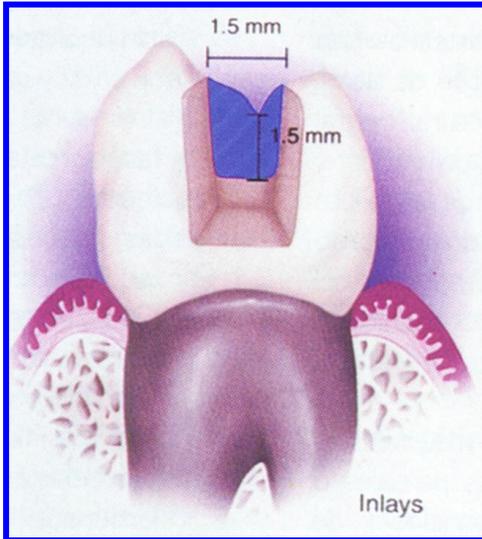


Gráfico 12. Preparación de tipo incrustación en molar. Tomado de Bottino, 2001.



Gráfico 13. Preparación de tipo incrustación en premolar. Tomado de Botino, 2001.

Incrustación con protección cuspldea: si la pérdida de estructura de alguna de las cúspides es considerable, y la cúspide tiene menos de 1,5mm de ancho se recomienda su revestimiento. En este caso la preparación es igual a la anteriormente descrita, adicionando un nuevo requerimiento: en la cúspide a ser recubierta, el espesor, del desgaste debe ser de 1,5 a 2mm, siendo el mínimo de 1,5mm (5, 6, 22.) (Gráficos 14 y 15).

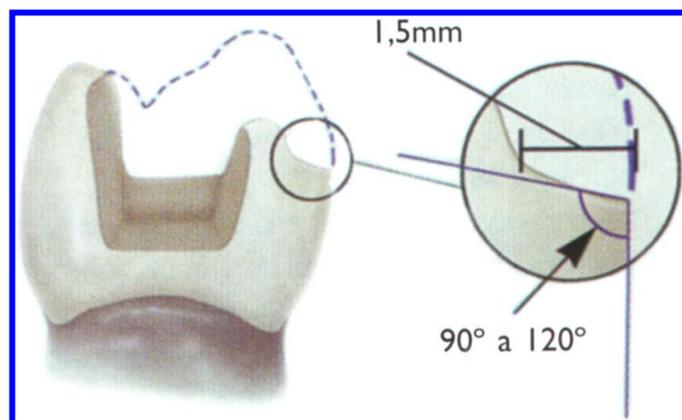
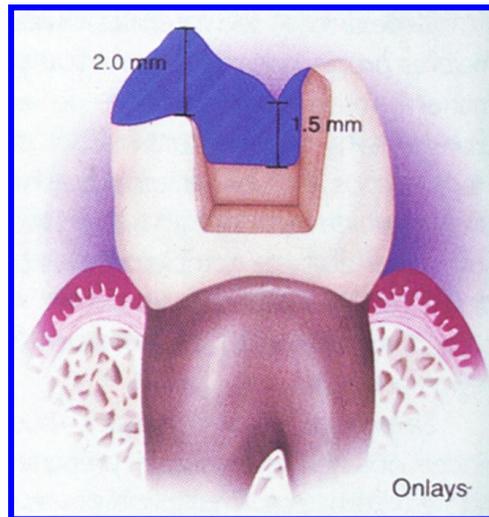


Gráfico 14. Preparación onlay. Tomado de Bottino, 2001.

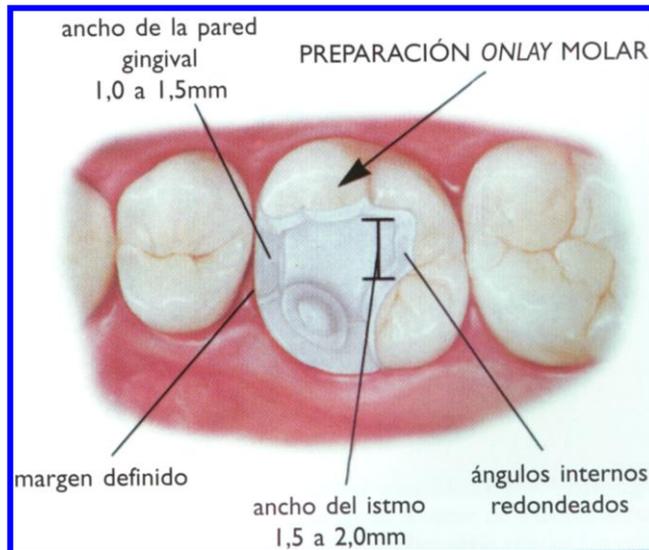


Gráfico 15. Ancho del istmo oclusal. Tomado de Botíno, 2001.

Overlays: cuando la caries socava las cúspides, cuando el ancho del istmo es muy grande o cuando se trata de dientes tratados endodónticamente la preparación de elección es el Overlay, la preparación sigue los parámetros anteriormente mencionados para cubrir todas las cúspides <sup>(5, 6, 22)</sup>.

En los tres tipos de preparaciones todos los ángulos internos deben ser redondeados (no debe haber ninguna arista interna aguda ni irregularidades) <sup>(5, 16, 18, 55)</sup>. En el caso de incrustaciones e incrustaciones con protección cuspeada, es necesario un análisis previo de la oclusión, pues no es

recomendable que el contacto oclusal coincida en la interfase diente-restauración <sup>(5)</sup> .

El tallado dental para prótesis de resina reforzada con fibras ha de prever el espacio suficiente para la fibra de la estructura interna de refuerzo <sup>(5, 16)</sup> . Las características que debe tener la preparación son las siguientes: suficiente cantidad de reducción dental, configuración de márgenes y colocación de las cajas proximales en las paredes axiales adyacentes a los espacios edéntulos <sup>(16)</sup> . Las cajas proximales deben ser de 2 a 4 mm (en molares) de ancho y no necesitan más de 1 mm. de profundidad; el ancho del istmo también se encuentra aumentado deberá ser de 2 a 3mm de anchura, estos detalles crean un espacio adicional para la subestructura de fibra <sup>(16)</sup> (Gráficos 16 y 17) .

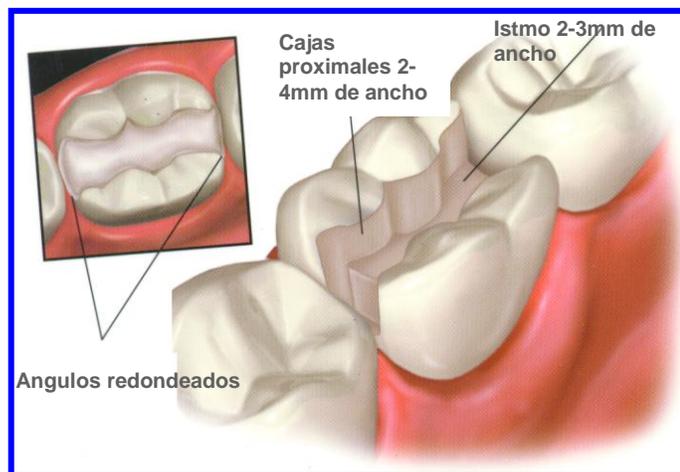


Gráfico 16.  
Preparación para  
incrustación de  
resina reforzada  
con fibra. Tomado  
de Freilich, 1998.

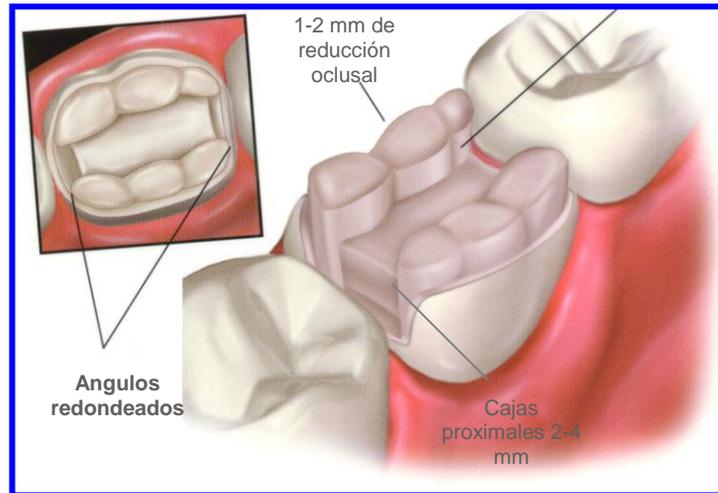


Grafico 17. Preparación overlay para resina reforzada con fibra. Tomado de Freilich, 1998.

Coronas totales: se ha sugerido para las prótesis fijas libres de metal la necesidad de que el tallado vestibular, proximal e incisal sea mayor que el requerido para una prótesis metal-cerámica, para obtener así un volumen adecuado de material que otorgue resistencia a la restauración <sup>(5, 9, 47)</sup> , sin embargo Bottino y colaboradores<sup>(5)</sup> indican que no es el volumen excesivo de material restaurador lo que dará resistencia a la restauración, sino el soporte, ancho, alto y uniformidad de la preparación; es decir la cantidad y calidad de estructura dentaria remanente.

La reducción oclusal debe ser suficiente para garantizar la resistencia del material restaurador, no obstante la altura de la preparación es indispensable para la resistencia a los esfuerzos

laterales, la reducción ideal en altura es de 2mm <sup>(5, 45, 47)</sup> . La reducción de la superficie axial debe resultar en un espesor mínimo relativo al material restaurador y debe ser de 1 a 1.5mm, la expulsividad más segura está alrededor de 8 a 10 grados, resultando en soporte y resistencia adecuada para la cerámica <sup>(5, 9, 47)</sup> (Gráfico 18) .

Se debe tener en cuenta en todo momento que si la preparación es para una prótesis de resina reforzada con fibra, es necesario el tallado en las caras proximales para el alojamiento de las fibras <sup>(5)</sup> (Gráfico 19).

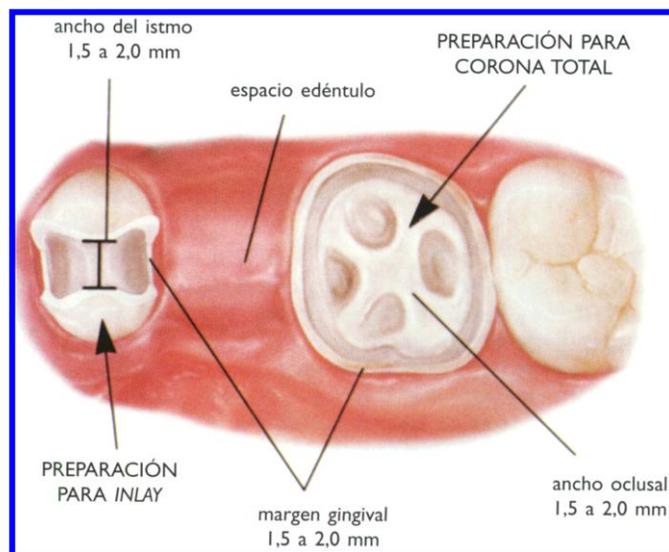


Grafico 18. Preparación para prótesis fija libre de metal. Tomado de Bottino, 2001.

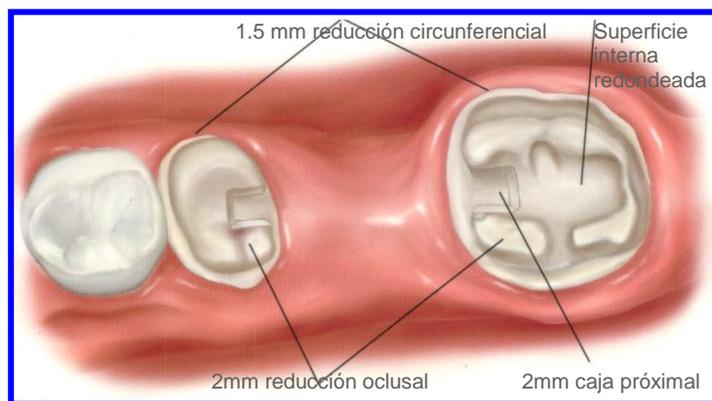


Gráfico 19. Preparación para un puente fijo de resina reforzada con fibra. Tomado de Freilich, 1998.

En cuanto a la terminación de la preparación existen diferentes opiniones; hay autores <sup>(5, 16, 18, 22)</sup> que sugieren que la terminación para la mayoría de los materiales restauradores estéticos es un chaflán con un espesor del 1,2 mm como mínimo, llamado también chaflán largo, marcado, o pesado (Gráfico 20). Sin embargo, las preparaciones con terminaciones de tipo hombro redondeado han demostrado disminuir tensiones <sup>(9)</sup>, por lo que también pueden estar indicadas <sup>(9, 5, 22)</sup> (Gráfico 21).

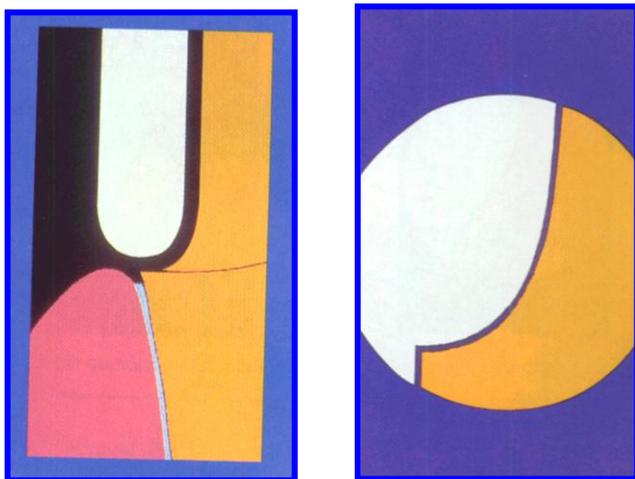


Gráfico 20. Terminación en chaflán profundo indicada en prótesis fija libre de metal. Tomado de Bottino, 2001.

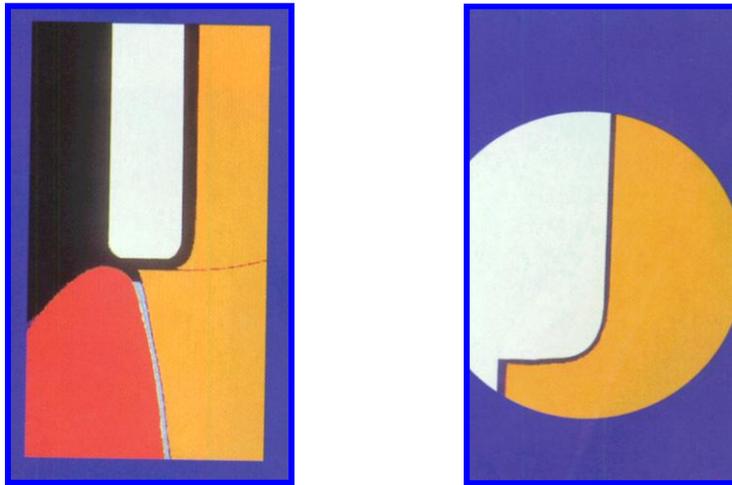


Gráfico 21. Terminación en hombro redondeado indicada en prótesis fija libre de metal. Tomado de Bottino, 2001.

No están indicados chaflanes cortos, hombros con ángulo interno mayor de  $100^\circ$  o terminaciones en filo de cuchillo <sup>(5)</sup>, ya que debido al poco espesor de material cerámico podrían fracturarse durante la colocación, con los procedimientos adhesivos <sup>(6)</sup> o durante la función <sup>(9)</sup> (Gráfico 22).

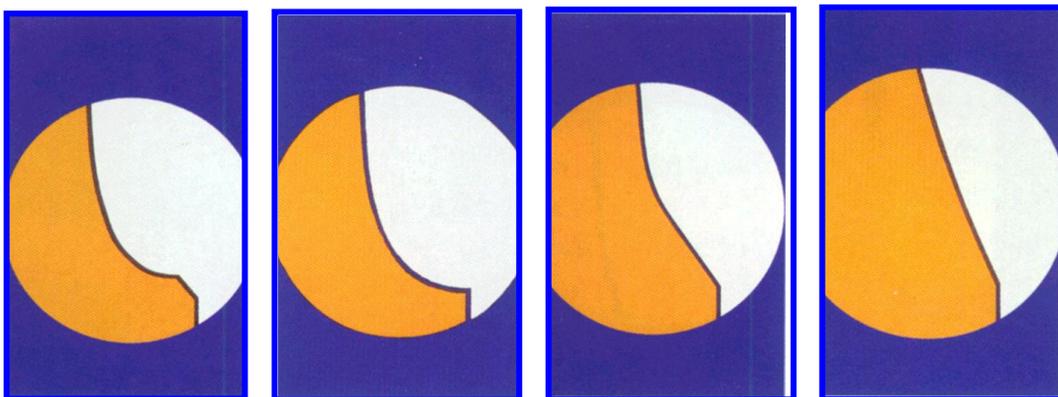


Gráfico 22. Terminaciones con bisel en el borde, chaflán angosto, con ángulo superior a  $100^\circ$  y en filo de cuchillo están contraindicadas en prótesis fijas libre de metal. Tomado de Bottino, 2001.

Referente a la colocación del margen siempre que sea posible los márgenes deben ser colocados supragingivalmente sobre el esmalte de la corona anatómica, para mejor visualización, preparación y reproducción, además de tener menor potencial irritante. No obstante, cuando el compromiso estético es determinante como en la región antero superior asociada a una línea labial alta , no es posible la colocación del margen supragingival, y será necesario su colocación subgingival (5, 9, 22).

Otro aspecto importante en el proceso de diseño y fabricación de una prótesis fija libre de metal son las dimensiones que debe llevar el puente (principios mecánicos del diseño); Tylman <sup>(60)</sup> menciona que la falla mecánica de un puente siempre es debida a un mal diseño, sin embargo, un mal diseño puede proceder de la falta de conocimiento de los principios mecánicos o de la aplicación errónea de los mismos. Los principios que se aplican en el diseño de los puentes fijos son los mismos que se aplican en el diseño de una viga fija en ambos extremos o fija en un extremo y apoyada en otro (Gráfico 23).

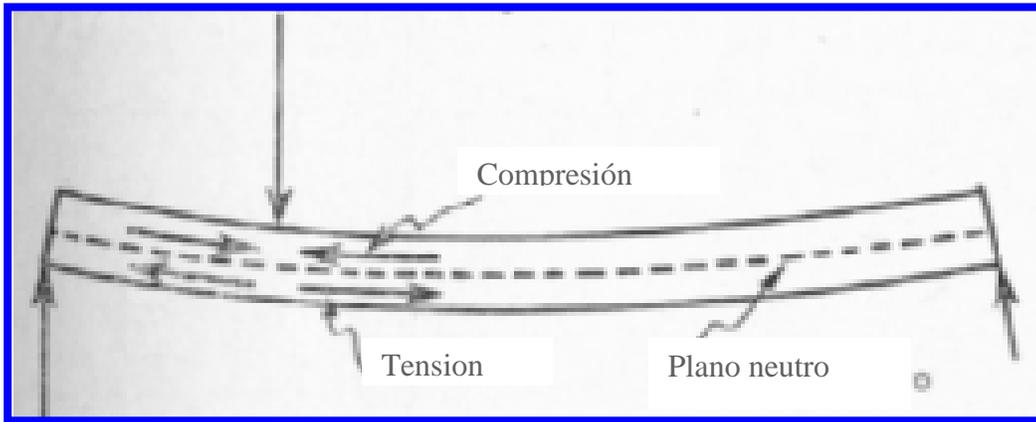


Gráfico 23. Viga apoyada en ambos extremos. Tomado de Tylman, 1956.

En este sentido se señala que la sección de la viga debe ser tal que los esfuerzos máximos de tensión y compresión no excedan el límite proporcional de la misma; la resistencia de la viga puede variarse cambiando la forma y dimensión de la sección transversal de la misma. Por ejemplo; en el Gráfico 24, *B* es dos veces más resistente que *A*, y *C* es cuatro veces más resistente que *A* aunque las áreas de *B* y *C* son iguales <sup>(60)</sup>.

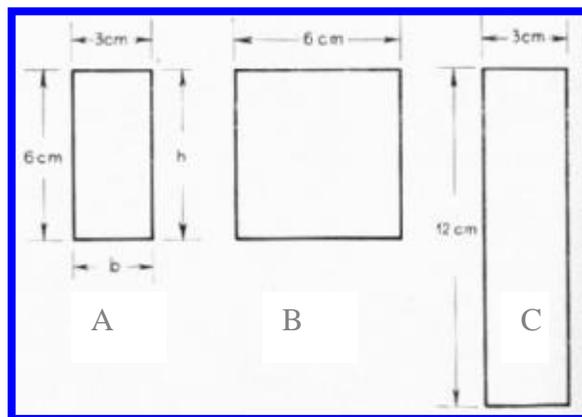


Gráfico 24, diferentes secciones de vigas. Tomado de Tylman, 1956.

Fritz *et al.* <sup>(17)</sup> consideran que en este sentido, el modelado de un armazón totalmente cerámico se debe realizar según las directrices y reglas habituales de encerado de una subestructura metálica en un puente metal-cerámico. Se han de tener en cuenta algunos aspectos; la longitud máxima de la brecha edéntula no puede sobrepasar los 12 mm, los conectores deben ser de una altura de 3 mm y un ancho de 2 mm, con ello se obtiene una superficie de 6 mm<sup>2</sup> como requerimiento mínimo para las uniones en la zona proximal del puente.

Sin embargo Kheradmandan<sup>(27)</sup> sugiere la utilización de conectores de 4 mm de ancho por 4 mm de largo. Otros fabricantes demandan, para armazones íntegramente cerámicos, una superficie de 12 mm<sup>2</sup> en la zona dentaria anterior y hasta de 20 mm<sup>2</sup> en la zona dentario posterior; es aconsejable realizar, si lo permiten las condiciones del espacio, una dimensión más grande de la zona de unión, debido a que la resistencia a la flexión aumenta con respecto a la altura del conector, es conveniente llevar a cabo un aumento de la altura de los mismos<sup>(17)</sup> .

En cuanto a las prótesis fijas libres de metal fabricadas en resinas reforzadas con fibras además de lo anteriormente

mencionado, debe destacarse también, que en estos materiales la dimensión y forma basal de la barra pónica (barra compuesta por fibras) resulta determinante para la estabilidad de la estructura del puente; se ha demostrado que la forma rectangular posibilita una máxima estabilidad, siendo la dimensión vertical, es decir, la altura de la barra, la que desempeña siempre un papel primordial; la cual debe ser de aproximadamente de 2,5-3 mm y con un ancho de 2 mm para actuar sobre seguro <sup>(3)</sup>.

Melle *et al.*<sup>(36)</sup> sugieren el uso de conectores de 5,1 mm y de hasta 6,5 mm de alto para prótesis libres de metal reforzadas con fibras, con una longitud intermedia entre pilares de 13,6 mm (espacio correspondiente a dos pónicos) como máximo (Gráfico 25).

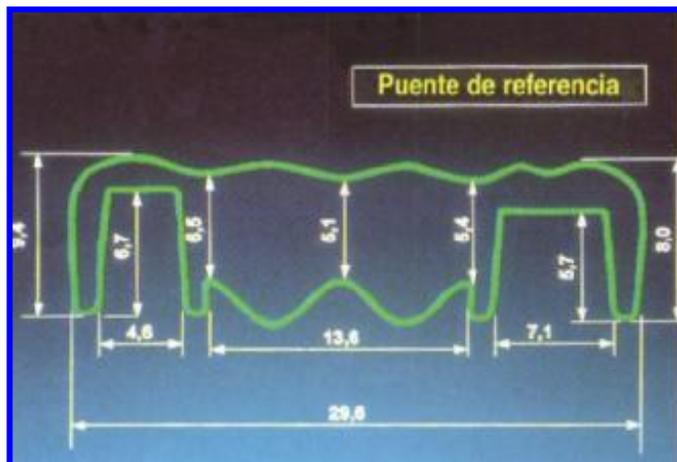


Gráfico 25.  
Representación esquemática de un puente libre de metal con sus medidas.  
Tomado de Melle, 1999.

### **3 – MATERIALES ESTÉTICOS PARA LA ELABORACIÓN DE UNA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.**

#### **3.1 – Cerámicas en prótesis fija libre de metal.**

Las cerámicas fueron probablemente los primeros materiales fabricados artificialmente por el hombre, el temprano desarrollo de estos materiales tuvo lugar en China y Europa durante el período de la revolución industrial. La palabra griega *Keramos* , significa alfarería o material del fuego. El fuego es conocido por el hombre hace unos 400.000 años aproximadamente y eventualmente durante este período podría haberse producido accidentalmente el primer material quemado o cocido en el fuego.

Con el desarrollo de la agricultura, la cría de ganado, la economía y el establecimiento de comunidades aparecen las primeras vasijas, muy toscas, hace aproximadamente 6000 o 7000 años. Históricamente tres tipos básicos de materiales cerámicos fueron desarrollados. Las lozas de barro cocidas a muy bajas temperaturas y muy porosas; el gres el cual apareció en la China en el año 100 a.c, es cocido a temperaturas más altas que la loza y posee mayor resistencia.

El tercer material es la porcelana, obtenida a partir de arcilla blanca fluida que produce un gres blanco translucido, aparece 1000 años d.c, esta, mucho más resistente que las dos anteriores. La mayoría de estas porcelanas chinas fueron llamadas pasta dura de porcelana, y se hace referencia a este producto como la verdadera porcelana, altamente translúcida y con una composición tradicional de 50% de kaolín ( $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ), 25% de feldespato ( $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) y 25% de cuarzo ( $\text{SiO}_2$ ). Las primeras porcelanas usadas en odontología en el siglo XVIII estuvieron fundamentadas bajo esta misma composición, en 1728 Fauchard es el primero en sugerir el uso de la porcelana en odontología, pero es hasta 1774 cuando Duchateau fabrica la primera dentadura hecha de porcelana <sup>(62)</sup>.

La porcelana se ha utilizado en la Odontología para construir restauraciones rígidas y prótesis, sola o como recubrimiento de estructuras metálicas (porcelana fundida sobre el metal), se hace referencia a este material con la denominación de porcelana dental o cerámica dental <sup>(33)</sup>.

La tecnología de la cerámica dental es una de las áreas de crecimiento más rápido de los materiales dentales en cuanto a investigación y desarrollo se refiere; los trabajos avanzan en el

desarrollo de las porcelanas de alta resistencia y de baja fusión con duración química aceptable <sup>(42)</sup>.

Puede definírsela como un material compuesto por óxidos metálicos que es conformado y luego consolidado por un tratamiento térmico a alta temperatura y en cuya estructura final se diferencian fases amorfas (vidrio) y cristalinas (cristales), por lo que puede ser considerada como un vidrio con carga reforzada <sup>(33)</sup>.

La conducta frágil de las cerámicas y su baja resistencia a la tracción <sup>(4, 5, 13, 19, 22, 26, 33, 35, 42, 62)</sup>, en contradicción con las que se predicen de las uniones entre sus átomos (uniones iónicas y/o covalentes), se puede entender al considerar la concentración de tensiones alrededor de los defectos presentes y así amplificar localmente la tensión externa, de este modo, el valor de la tensión en la punta de la fisura que se inició en un defecto es superior al de la tensión aplicada, en estas zonas el fenómeno de ruptura es catastrófico y se propaga rápidamente a través de el material. Debido a que las cerámicas no tienen un mecanismo para soportar la tensión sin que ocurra la fractura, como en el caso de los metales, las cerámicas y vidrio tienen

resistencia a la tracción mucho más bajas que las de compresión (33, 42, 51 ) (Gráfico 26).

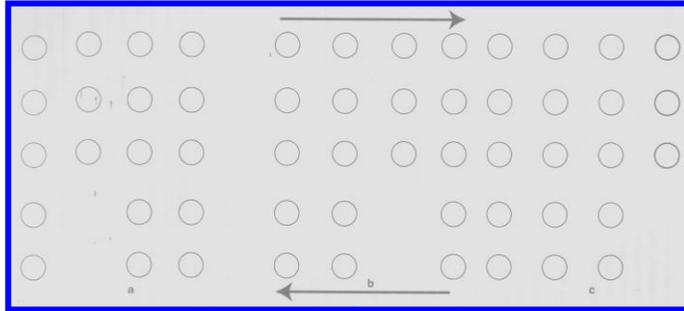


Gráfico 26.  
Dislocación (a) y su traslación ante la acción de una carga (b y c). Mecanismo en metales. Tomado de Macchi, 2000.

Se han hecho grandes esfuerzos para que las propiedades que se requieren en las cerámicas, como cualidades estéticas, alta resistencia a la compresión, durabilidad química y biocompatibilidad, superen sus deficiencias principales, como la fragilidad y baja resistencia a la tracción. Los métodos más empleados para corregir los defectos se dividen en dos categorías generales: métodos para fortalecer los materiales frágiles (las porcelanas dentales) y los que se encargan de diseñar componentes para reducir al mínimo la concentración de tensión y tensiones de tracción (42).

Dentro de los métodos para fortalecer los materiales frágiles esta la incorporación de cristales (4, 26, 33, 35, 42), lo que hace que la propagación de los defectos o rajaduras se vea dificultada o detenida, en este caso, el aumento logrado en las

propiedades mecánicas variará en función de la cantidad y tipo de cristales incorporados a la estructura bifásica. Estas propiedades mecánicas son las que determinan la posibilidad de uso de una porcelana en particular <sup>(33, 42)</sup>.

Así, por ejemplo, en una carilla o incrustación, la porcelana está razonablemente apoyada sobre la estructura dentaria remanente y una elevada resistencia flexural puede no ser demasiado crítica. En una corona o con mayor razón en un puente, una resistencia flexural elevada es absolutamente necesaria para que no se produzca la fractura de la restauración durante sus uso <sup>(33)</sup>; en el caso de las coronas de metal-cerámica utilizan una subestructura metálica lo que evita que la parte interna de la porcelana se someta a grandes tensiones de tracción <sup>(42)</sup> (Gráfico 27).

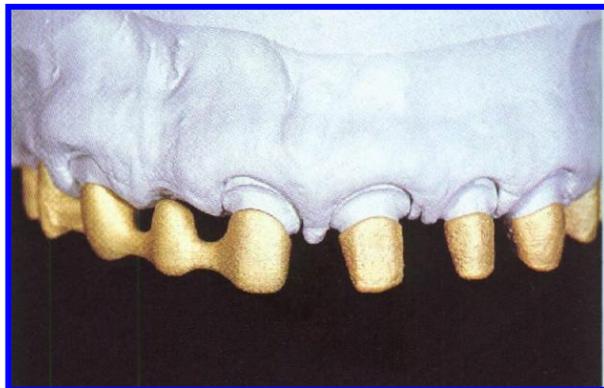


Gráfico 27. Subestructura metálica de una prótesis metal-porcelana. Tomado de Pegoraro, 2001.

El segundo método que se encarga de diseñar componentes para reducir al mínimo la concentración de tensión y tensiones de tracción, se basa en un diseño adecuado de la preparación dental y la restauración, evitando así la concentración de tensiones; los cambios bruscos en la forma y grosor del contorno cerámico actúan como productores de tensiones y hacen que la restauración sea más propensa al fracaso; los ángulos agudos en la preparación del diente, y en la superficie de la cofia metálica crean este tipo de área de concentración de tensión en la cerámica, por lo que la preparación dental se tiene que diseñar sin ángulos agudos y de manera que permita obtener un grosor uniforme de la porcelana, para así evitar cambios repentinos en el grosor de la misma <sup>(5, 42)</sup>.

La introducción por Mc Lean en 1960 de cerámicas reforzadas con alumina representaba una buena alternativa a la corona metal-cerámica, de cualquier manera, ningunas cifras de larga vida útil fueron publicadas. Sin embargo, en años recientes otras cerámicas reforzadas con alúmina han sido nuevamente introducidas en la Odontología restauradora, la resistencia a la fractura de estas cerámicas es tres o cuatro veces mayor que la resistencia a la fractura de las cerámicas convencionales, por lo

que se ha sugerido su uso como material para los núcleos de puentes fijos en sustitución del metal <sup>(4, 26, 35, 44)</sup>.

En las dos últimas décadas, se ha centrado la investigación en el refuerzo de la cerámica dental mediante la modificación de la microestructura de la porcelana <sup>(45)</sup>, específicamente para las prótesis fijas libres de metal contamos con los siguientes sistemas cerámicos:

In-Ceram alúmina (Vita, Bad Säckingen, Alemania)

Este sistema emplea óxido de aluminio como material de núcleo <sup>(34, 45, 47)</sup>. Una impresión del modelo maestro es hecha con un material de impresión elastomérico, se hace el vaciado con un yeso especial para producir un troquel sobre el cual es aplicado In-Ceram alúmina (Vita, Bad Säckingen, Alemania) <sup>(5, 19)</sup>.

El polvo de alúmina es mezclado con agua desionizada y mezclado hasta alcanzar una consistencia cremosa, esta solución de alúmina es denominada “desliz” (slip), se pincela en el modelo de yeso mediante un método llamado de desliz sobre el modelo (slipcasting); posteriormente, el líquido es removido de los poros del yeso por acción de la capilaridad, las partículas se

aglomeran sobre el modelo y forman una estructura firme y densa <sup>(5, 19, 45)</sup>.

En este momento la alúmina se esculpe y se le da forma a los copines, en esta etapa la estructura es muy débil, por lo que se debe manipular con mucho cuidado <sup>(19)</sup>. El núcleo de alúmina es lentamente sinterizado a 1120°C durante 2 horas para remover el agua, y fundir parcialmente las partículas de alúmina<sup>(19)</sup>, en esta etapa, la resistencia de los núcleos o copines ha incrementado pudiendo ser tallados con piedras de diamante, sin embargo la estructura sigue siendo relativamente débil <sup>(5, 19)</sup>. Luego, el vidrio es utilizado para rellenar los poros de la alumina y en una segunda cocción a 1100°C durante 4 ó 6 horas, el vidrio fluye dentro de los poros por acción de la capilaridad y es infiltrado, obteniéndose una gran resistencia; el exceso de vidrio se remueve con un arenado de partículas de alúmina; este proceso recibe el nombre de infiltración<sup>(19)</sup>.

In-Ceram alumina (Vita, Bad Säckingen, Alemania) tiene una resistencia a la flexión de 600 MPa<sup>(5, 19, 45, 47, 50)</sup>, sin embargo este valor puede disminuir si al diseño de la dentadura parcial fija se le agregan pónicos o si el espesor del copin disminuye <sup>(19)</sup>. El índice de refracción del copin va a verse

determinado por el índice de refracción de los cristales de alumina <sup>(33)</sup> ; en este sentido, Mc Lean *et al.* <sup>(35)</sup> señalan que la cofia cerámica, debido a su alto contenido de cristales puede ser tan opaca que restringiría el paso de la luz a través de la restauración como lo haría una cofia metálica en una restauración metal-cerámica, en consecuencia para poder permitir la transmisión de la luz se deben utilizar cofias cerámicas más delgadas sin dejar de sacrificar la resistencia del material, por lo que el espesor recomendado para la cofia de In-Ceram (Vita, Bad Säckingen, Alemania) es de 0.5 mm (Gráfico 28). Este sistema esta indicado para prótesis parciales fijas de tres elementos solo en el sector anterior <sup>(4, 5, 19, 45, 47)</sup> (Gráfico 29).



Gráfico 28. Translucidez de la cofía de In-Ceram (Vita, Bad Säckingen, Alemania). Tomado de Anderson, 1998.

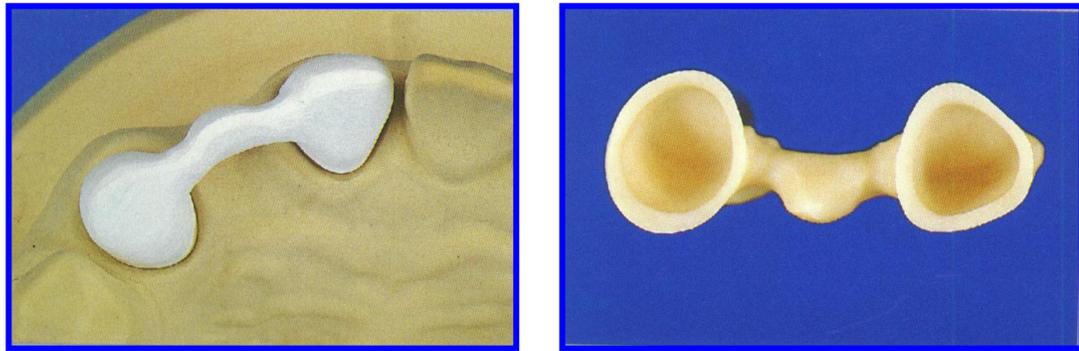


Gráfico 29. Prótesis fija de tres unidades en el sector anterior del sistema In-Ceram. Tomado de Blatz, 1999.

#### In-Ceram Zirconio (Vita, Bad Säckingen, Alemania)

Este sistema manteniendo los procedimientos de infiltración de vidrio fundido en el interior de la estructura anteriormente descritos, promueve una mezcla de óxido de zirconio y óxido de alúmina como material para la realización de la estructura <sup>(4, 5, 34)</sup>, el óxido de aluminio constituye aproximadamente el 67% de la estructura cristalina, lo restante de la estructura se forma con óxido de zirconio <sup>(5)</sup>. Se han reportado valores de 800 MPa de resistencia a la flexión para este sistema, sin embargo la translucidez de este sistema es mucho menor que la de los demás sistemas, por lo que debido a su opacidad sus usos se ven limitados a el sector posterior, pudiéndose confeccionar dentaduras parciales fijas de tres unidades sobre dientes o implantes <sup>(5, 19)</sup>.

En ambos sistemas In-Ceram, el resto de la restauración se confecciona en cerámica feldespáltica y por medio de la técnica de estratificación<sup>(19)</sup>.

#### IPS Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)

Este sistema es una cerámica vitrificada esta consiste en una estructura cristalina en la que los cristales son embebidos por una matriz vítrea<sup>(5)</sup>, tiene un 60% de en volumen de cristales de bisilicato de litio<sup>(50)</sup>.

Su procesado se basa en la técnica tradicional de la cera pérdida, el material restaurador se compone de pastillas de cerámica vitrificada; los trabajos se moldean en cera y se reviste con revestimientos refractarios especiales en un sistema de mufla<sup>(10)</sup>. Son calentados en hornos especiales ya que la inclusión de la porcelana se realiza bajo una presión aproximadamente de 0.4 MPa<sup>(5, 50)</sup>.

De esta manera se confecciona el núcleo de la restauración cerámica, el resto de la restauración se realiza por medio de la técnica de estratificación<sup>(5)</sup>. Esta estructura proporciona una resistencia a la flexión de  $350 \pm 50$  MPa, por lo que se

recomienda sus uso en prótesis fijas de tres unidades hasta el segundo premolar <sup>(23)</sup>.

Kheradmandan *et al.* <sup>(27)</sup> realizaron un estudio comparativo en el que evaluaron la resistencia a la fractura de cuatro tipos de dentaduras parciales fijas de tres unidades en el sector anterior, 32 prótesis fijas fueron confeccionadas para sustituir un incisivo central superior; las muestras se dividieron en cuatro grupos: puentes galvano-cerámicos, puentes de In-Ceram (Vita, Bad Säckingen, Alemania), de Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) y un grupo control de puentes metal-cerámicos. Todas las muestras fueron sometidas a cargas cíclicas en un simulador de la masticación, el cual fue programado para desarrollar 1200000 ciclos masticatorios, los cuales se corresponden con 5 años de tiempo de servicio de las prótesis, estas cargas fueron aplicadas lingualmente en el pónico y en un ángulo de 45°.

Las prótesis metal-cerámicas y galvano cerámicas demostraron un porcentaje de supervivencia del 100% a los 5 años, las prótesis confeccionas en Empress 2 tuvieron un porcentaje de supervivencia del 75% a los 5 años (vida media de 4 años) ,y para las prótesis confeccionadas en In-Ceram el

porcentaje de supervivencia a los 5 años fue del 37,5% (vida media de 3 años). Los autores concluyen que la resistencia a la fractura encontrada para los puentes galvano-cerámicos, metal-cerámicos y Empress 2 son suficientes para obtener una buena vida útil, sin embargo, para el sistema In-Ceram no es igual.

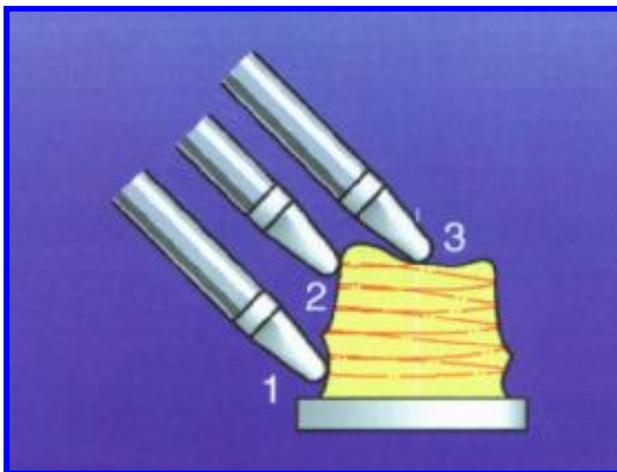
CAD/CAM Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Goteborg/Suecia).

Procera es un sistema que utiliza un proceso industrial computarizado CAD/CAM (Diseño asistido por computadora / Procesado asistido por computadora), este sistema fue desarrollado por Anderson para la elaboración de coronas y prótesis fijas con una subestructura de titanio recubiertas por porcelana de baja fusión <sup>(17)</sup>. Esta tecnología se ha utilizado para producir coronas y puentes totalmente cerámicos; la confección de un puente de tres unidades se realiza a partir de la elaboración de tres piezas individuales: los dos anclajes del puente (cofias) y un intermedio (póntico), posteriormente por medio de una técnica de unión especializada es posible la unión de las partes del puente en un colado de sinterizado <sup>(5)</sup>.

Luego de realizar las correspondientes preparaciones dentales procedemos a la obtención de la impresión y del modelo

maestro de forma convencional; los muñones preparados se sellan con una laca para muñones (Die-Haradeus, Girrback, Pforzheim), la aplicación de un espaciador de troqueles no es necesaria. A continuación en el laboratorio dental se realiza el encerado del armazón del puente y se deja listo para un posterior copiado por medio de un escáner (sonda táctil) <sup>(17)</sup>.

El muñón del modelo se centra en un disco rotatorio; el movimiento giratorio del muñón y el simultáneo ascenso progresivo de una sonda táctil proporcionan un copiado en espiral de la superficie del muñón, se recogen entre 20.000 y 30.000 puntos de medición; estos datos se almacenan como datos de superficie interna del muñón (Gráfico 30). El programa CADD (Diseño Dental Asistido por Computadora) genera un muñón digital en el computador y en el monitor aparece un corte de la forma del muñón copiado <sup>(5, 17)</sup>.



**Gráfico 30. Copiado del muñón de modelo por medio de un escáner (sonda táctil) (esquema: Nobel-Biocare). Tomado de Fritz, 1999.**

Subsiguientemente se coloca el encerado de la subestructura de la corona sobre el muñón, se fija con cera y se vuelve a realizar el proceso de copiado. Los datos de la superficie interna y externa se unen a continuación en la computadora, obteniéndose la base de datos para un armazón de la corona completo <sup>(17)</sup>.

Para la confección del pónico, este se fija cabeza abajo en la plataforma rotatoria y se copia primero la superficie inferior, luego se retira y se copia la plataforma oclusal y/o incisal del pónico.

Después de almacenar y establecer un archivo de datos, se envían a través de un módem a la estación de producción centralizada Sándwich AB en Estocolmo (Suecia)<sup>(5)</sup>; allí se construye mediante fresado computarizado un muñón de modelo de un material refractario en un tamaño aproximadamente 20% mayor que el original, esto debido a que el material experimenta una contracción de un 20% durante el proceso de sinterización <sup>(17, 56)</sup> (Gráfico 31).

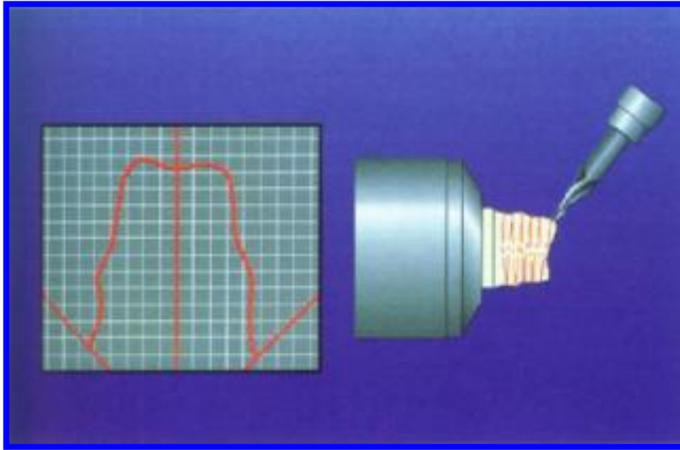


Gráfico 31.  
Fresado del  
muñón del modelo  
refractario a  
mayor tamaño  
(esquema: Nobel-  
Biocare). Tomado  
de Fritz, 1999.

A continuación se prensa el polvo de óxido de aluminio de alta pureza, con un tamaño de grano medio de  $5 \mu\text{m}$ , bajo gran presión sobre el modelo refractario; provocando una densidad de prensado muy alta de las partículas de óxido de aluminio <sup>(17)</sup>.

El moldeado de la cofia se realiza con una máquina de fresado cuando esta aún no ha sido sinterizada; la cofia se sinteriza a una temperatura de  $1.600 \text{ }^\circ\text{C}$ , experimentando un contracción que la lleva nuevamente a su tamaño original (Gráfico 32). Después de un control final de ajuste de la cofia sobre un muñón reproducido del tamaño original, se envían la cofia y el pónico de regreso al laboratorio original <sup>(17)</sup>.

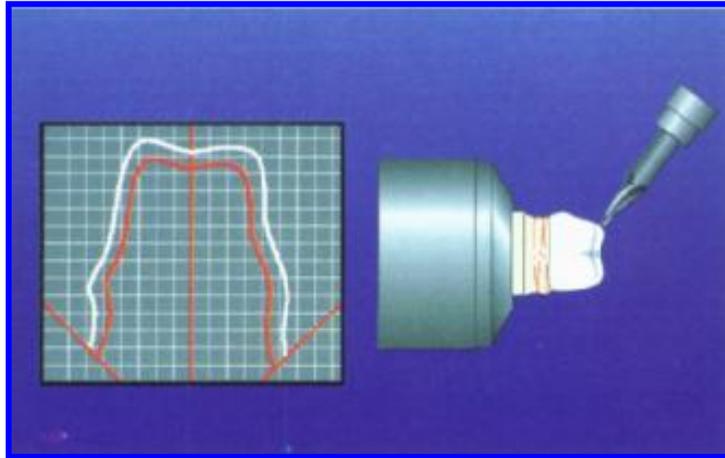


Gráfico 32. Fresado de la superficie después del prensado (esquema: Nobel-Biocare). Tomado de Fritz, 1999.

Para unir el pónico a las cofias de los pilares, las cofias son colocadas sobre los muñones en el modelo y las superficies a unir se hacen rugosas con una turbina y piedras de diamante (tamaño de grano 40  $\mu\text{m}$ ), y se fija el pónico con cera pegajosa, material autopolimerizante o pegamento de secado rápido; con un material refractario se realiza una llave de soldadura convencional. Se mezcla el material de unión con agua destilada y el armazón de la prótesis queda unido tras un colado de sinterización especial a 1.200 °C durante 10 minutos bajo vacío; para finalizar se aplica cerámica de baja fusión teniendo en cuenta los aspectos estéticos y funcionales de la restauración <sup>(17)</sup> (Gráfico 33).

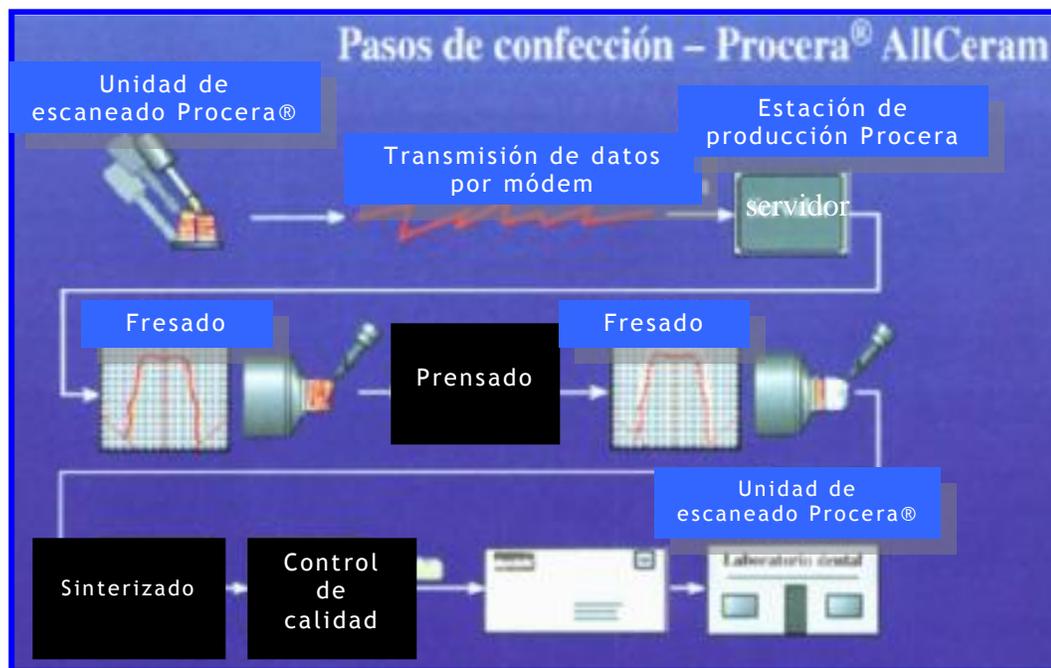


Gráfico 33. Diagrama del proceso de confección con Procera® AllCeram (esquema: Nobel-Biocare). Tomado de Fritz, 1999.

La resistencia a la flexión de este sistema ha sido reportada entre 610 – 690 MPa, comparable con la resistencia a la flexión de las restauraciones metal-cerámicas. Sin embargo hay que tomar en cuenta que el equipo necesario para este sistema es sumamente costoso, así como también la ubicación del centro de procesamiento de este sistema en Estocolmo podría resultar un poco alejado de ciertos países <sup>(17)</sup>.

Otro aspecto importante a evaluar es el adaptado de la corona, un buen adaptado reduce la posibilidad de caries recurrentes y enfermedades periodontales; en cuanto a los

sistemas total cerámicos al igual que en los metal cerámicos, el efecto de repetidas cocciones puede manifestarse en distorsión y defectos de adaptado. En un estudio *in vitro* realizado por Abbate *et al.* <sup>(1)</sup> se evaluó y comparó el adaptado marginal de coronas metal cerámicas con márgenes metálicos, coronas metal cerámicas con márgenes en porcelana y dos sistemas total cerámicos, Cerestore y una vitreocerámica; los cuatro sistemas tuvieron un adaptado marginal similar, se demostró una brecha marginal en el rango de 56 a 81 micrómetros, los valores mayores de brecha marginal fueron del sistema vitreocerámico. Para el sistema In-Ceram la precisión de los márgenes se ha registrado entre los 30 y 40 micrómetros, lo que se ha considerado aceptable <sup>(34)</sup>.

Es importante saber que las fallas clínicas de prótesis fijas han sido estudiadas muy poco, así que la información acerca de la manera en que la prótesis falló clínicamente no esta disponible para guiar una prueba *in vitro* o un modelo matemático <sup>(25)</sup>. Sumado a esto, la longevidad de este tipo de restauraciones es controversial debido a que no hay suficiente evidencia que demuestre una vida útil larga<sup>(5)</sup>, por lo que McLean sugiere que deberían considerarse dos criterios en la evaluación de los sistemas de restauración de cerámica sin

metal: (1) La tasa de fracaso de los sistemas cerámicos no debería superar el 5% al cabo de 5 años. Una tasa de fracaso superior pondría en peligro la reputación del profesional, además, un número alto de fracasos afecta el tiempo de trabajo y su nivel de ingresos. (2) Dado que todos los sistemas de porcelana “envejecen”, deberían registrarse las observaciones clínicas durante un período de tres años, y preferiblemente de 5 años, previamente el establecimiento definitivo de las indicaciones, de los beneficios a largo plazo y de los estándares de comportamiento de un nuevo sistema restaurador <sup>(44)</sup>.

### **3.2- Resinas en prótesis fija libre de metal**

La utilización de resinas y cerámicas sobre una estructura metálica, ha sido durante muchos años, el pilar fundamental para las coronas individuales y prótesis parciales fijas. Desde 1937 los polímeros de metilmetacrilato comenzaron a utilizarse como bases de dentaduras sin embargo sus usos estaban muy limitados debido a su baja resistencia a la abrasión y estética deficiente <sup>(5)</sup>. Uno de los progresos más importantes en los materiales con base de polímeros fue el desarrollo de la resina que se basa en la molécula Bis-GMA, la adición de sílice, cuarzo y el agente de unión silano, mejoró mucho sus propiedades mecánicas y físicas <sup>(42)</sup>.

Los estudios en este campo nos han permitido la combinación de la tecnología cerámica y la investigación de polímeros, sumadas a la integración de la fibra han dado como resultado el desarrollo de nuevos materiales denominados según el Dental Advisor (1999) como resinas compuestas para laboratorio, polímeros de vidrio, cerómeros, polividrios o porcelanas de vidrio polimérico (policerams) <sup>(5, 20, 63)</sup>. Estos materiales ofrecen propiedades como buena resistencia a la abrasión, durabilidad, biocompatibilidad, no son corrosivos, son fáciles de reparar en el consultorio y proporcionan buena estética <sup>(16)</sup>.

Para la confección de prótesis fijas libres de metal, estos materiales consisten en fibras de refuerzo que son preimpregnadas con resina (resina reforzada con fibra), las fibras y la matriz de resina preimpregnadas se combinan durante el proceso de fabricación, dando como resultado fibras uniformemente impregnadas con una matriz de resina <sup>(16)</sup>, el contenido de fibras puede llegar hasta un 40-45% en volumen <sup>(5, 20)</sup>; la subestructura de fibras reemplaza la clásica subestructura de metal en las prótesis metal-cerámicas otorgando resistencia y rigidez a las capas superiores de resina <sup>(16)</sup> (Gráfico 34).

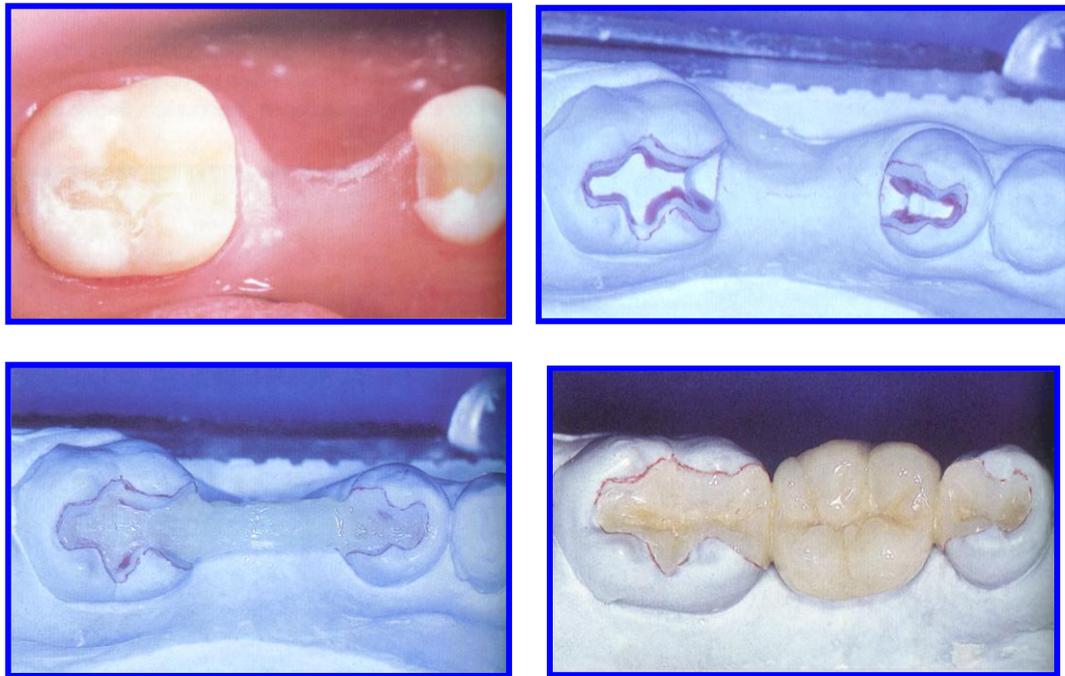


Gráfico 34. Prótesis fijas de resina reforzada con fibras en la cual la fibra se encuentra sustituyendo la estructura metálica. *Tomado de Bottino, 2001.*

Las fibras utilizadas comúnmente en odontología son fibras de vidrio, polietileno y carbono <sup>(15)</sup>. Las fibras de vidrio se componen básicamente de silicio, aluminio y óxidos de magnesio, estas fibras presentan las mismas propiedades independientemente de la dirección de la carga; las fibras de polietileno soportan bien fuerzas de tracción, sin embargo no soportan bien las fuerzas de compresión; las fibras de carbono presentan características estéticas desfavorables <sup>(5)</sup>.

Las fibras presentan arquitecturas diferentes, pueden ser unidireccionales, las cuales son paralelas y todas tienen la

misma dirección; entrelazadas o en malla, estas incluyen fibras que corren perpendicularmente y trenzadas, se presentan como manojos de fibras como una trenza de cabello <sup>(15)</sup> (Gráfico 35).

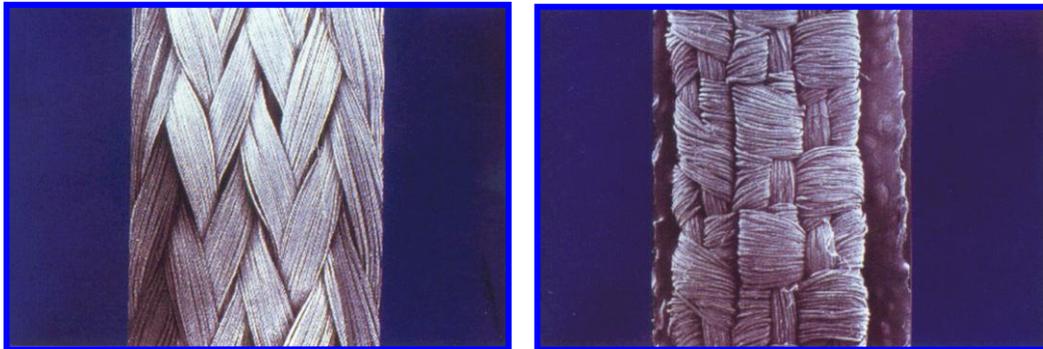


Gráfico 35. Fibras con características trenzadas y entrelazadas. Tomado de Bottino, 2001.

En el caso de las fibras unidireccionales, estas, son heterogéneas y anisotrópicas, sus propiedades dependen de la dirección en la cual es aplicado el estímulo en relación a la orientación de la fibra <sup>(5,12, 20, 63)</sup> (Gráfico 36). En el caso de las fibras unidireccionales las propiedades son mayores en dirección paralela a las fibras y menores en dirección perpendicular a las fibras, esta característica debe ser tomada en cuenta en el momento de diseñar la restauración y colocar un grupo de fibras paralelas a la dirección en la cual van a ser aplicadas mayores cantidades de tensiones; por ejemplo, en la región del pónico un

bloque de fibras es colocado en dirección mesiodistal agregando en el centro un grupo de fibras con otra orientación <sup>(15)</sup>.

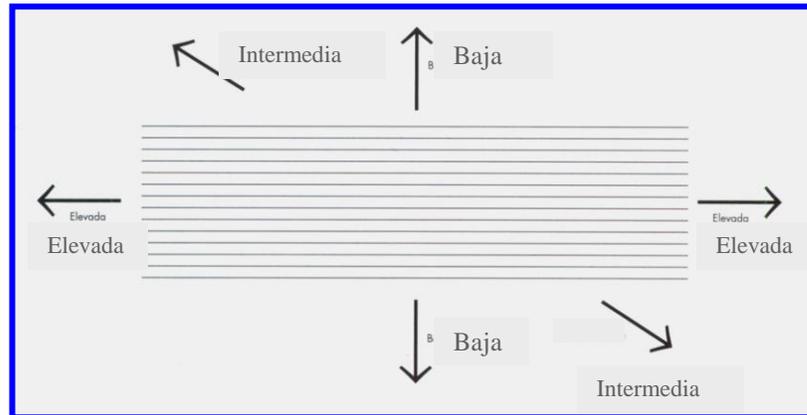


Gráfico 36. Representación esquemática de las propiedades mecánicas de las fibras con relación a su orientación. *Tomada de Bottino, 2001.*

En una fibra unidireccional el módulo de elasticidad así como la resistencia en dirección a la fibra es proporcional a el volumen y a las propiedades individuales de la fibra y la matriz, esta relación es conocida como “regla de las mezclas”; debido a que las propiedades de las fibras son mucho mayores que aquellas de la matriz, la rigidez y la resistencia de una resina reforzada con fibra depende de las propiedades y del volumen por fracción de fibras; cuanto mayor es el número de fibras, mejores serán las propiedades mecánicas, sin embargo, gran cantidad de fibras pueden producir impregnación insuficiente de resina y disminuir las propiedades <sup>(15)</sup>.

El módulo de elasticidad de estas fibras se encuentra en el rango de los 28 -34 GPa y la resistencia a la flexión entre los 600 – 1000 MPa <sup>(5, 15)</sup>. Sin embargo Dyer *et al.* señalan que estos valores son proporcionados por los comerciantes y que dependen de la preparación y geometría del espécimen <sup>(12)</sup>; estos sistemas ante una sobrecarga se deforman de manera parecida al diente natural, lo que reduce las tensiones inductoras de fracturas entre la restauración y el diente, de igual manera, al ser más resilientes que la cerámica los hace menos propensos a la fractura <sup>(20, 30, 31)</sup>.

Estas resinas compuestas reforzadas con fibras pueden clasificarse someramente en resinas pre-impregnadas y resinas no impregnadas, así mismo se pueden confeccionar en el laboratorio o en el consultorio <sup>(20)</sup>; dentro de los sistemas de resinas reforzadas con fibras preimpregnadas para ser realizadas en el laboratorio tenemos:

Targis/Vectris (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)

Este sistema tiene dos componentes principales, la resina compuesta Targis que forma o constituye la mayor parte de la restauración y que se utiliza para cubrir la estructura de fibras

preimpregnadas en resina que se denomina Vectris <sup>(20, 55)</sup>. El Vectris consta de diferentes tipos de materiales reforzados con fibras; fibras paralelas incluidas en una matriz resinosa para formar los p $\acute{o}$ nticos y fibras entrecruzadas para coronas individuales, pilares y la uni $\acute{o}$ n de los dientes pilares al p $\acute{o}$ ntico <sup>(20, 57)</sup> (Gr $\acute{a}$ fico 37).





Gráfico 37. Puente fijo implantoportado elaborado en Targis/Vectris (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein). Tomado de Kaiser, 1998.

#### Sculpture/FibreKor (Jeneric/Pentron, Wallingford)

Este sistema utiliza una resina de recubrimiento (Sculpture) que se coloca sobre una estructura de vidrio preimpregnada; el FibreKor se suministra en tiras de fibras unidireccionales de 15cm y de ancho variable <sup>(20)</sup>.

Dentro de los sistemas de fibras no impregnadas tenemos: BelleGlass HP/Connect y Ribbond (Kerr Dental Orange). Ambos sistemas se basan en una resina compuesta y fibras de polímero de polietileno entrelazadas ; la resina fluye dentro de la trama de fibras y se polimeriza dentro de los retenedores <sup>(20)</sup>.

GlassSpan (GlasSpan Inc. Exton, PA)

GlassSpan es una fibra de vidrio trenzada, debido a que la fibra no es preimpregnada se debe aplicar una resina de baja viscosidad para luego proceder a su curado <sup>(20)</sup>.

Sistemas como DVA Finres, Fibre-Splint y Fiberflex al igual que los sistemas anteriores estar formados por una resina compuesta y un tipo de fibra de refuerzo no impregnada <sup>(5)</sup>.

Las resinas compuestas reforzadas con fibras son una herramienta valiosa dentro de nuestro conjunto de materiales, pero al igual que cualquier otro material restaurador, deben ser utilizados en la situación más apropiada para aumenta al máximo su éxito clínico <sup>(20)</sup>.

#### **4 – MANEJO CLINICO PARA LA ELABORACION DE UNA PROTESIS FIJA LIBRE DE METAL.**

Thomas F. Trinkner *et al.*<sup>(59)</sup> señalan que tanto los materiales como las técnicas utilizadas en la confección de una prótesis fija libre de metal pueden afectar el plan de tratamiento. Un plan de tratamiento adecuado, una buena comunicación entre

paciente, Odontólogo, Técnico dental y la experiencia del clínico con el material cerámico son de vital importancia.

Por lo general se realizan procedimientos, prácticamente de rutina, para la confección de cualquier prótesis fija; reducción de los dientes pilares de acuerdo a las preparaciones indicadas para prótesis fijas libres de metal <sup>(59)</sup>, fabricación de los provisionales <sup>(9, 58)</sup>; Martin A. Freilich *et al.* <sup>(16)</sup> señalan que la toma de impresión final de los muñones y la obtención de los modelos de trabajo se deben realizar con los métodos y materiales convencionales, selección del color y finalmente las preparaciones y provisionales articulados entre si (preparaciones maxilares contra preparaciones mandibulares, preparaciones mandibulares contra provisionales maxilares y provisionales mandibulares contra preparaciones maxilares) <sup>(58)</sup>.

La prótesis es confeccionada en el laboratorio y varios autores <sup>(39, 40, 58)</sup> señalan que el éxito de la restauración va a depender en gran parte de la buena comunicación entre el Técnico y el Odontólogo, así como de la experiencia y habilidad del ceramista de fabricar restauraciones funcionales y altamente estéticas.

En cuanto a los materiales cerámicos su resistencia a la fractura dependerá también del material de cementación y del método empleado <sup>(5,56)</sup>; debemos recordar que las restauraciones totalmente cerámicas fallan a causa de la propagación de fisuras en la matriz vítrea <sup>(5)</sup>, por lo que se ha sugerido que la utilización de un cemento resinoso de curado dual en conjunción con un sistema adhesivo para dentina aumenta significativamente la resistencia a las fuerzas compresivas <sup>(56)</sup>. Trevor <sup>(56)</sup> señala que si comparamos el uso de cementos convencionales con el uso de cementos resinosos, estos pueden reducir potencialmente la propagación de fracturas, ya que estos sellan los defectos de superficie de la cerámica mejorando así el desempeño clínico de una restauración fija totalmente cerámica.

Se ha propuesto que otra explicación para el efecto de reforzamiento que brindan los cementos resinosos a la cerámica, es la contracción de polimerización que sufren los cementos resinosos, la cual, siempre había sido vista como un factor negativo, sin embargo, esta contracción por polimerización ejerce fuerzas en el interior de la superficie de la cerámica, estas tensiones tienden a mantener unidas las moléculas de la porcelana, contrario a lo que puede suceder con el ionómero modificado con resina, el cual puede experimentar expansión en

presencia de humedad y causar defectos o imperfecciones en la superficie interna de la cerámica, lo cual aumentaría el riesgo de propagación de fracturas a través del cuerpo cerámico <sup>(56)</sup>.

Para este tipo de prótesis es necesaria una manipulación cuidadosa durante todo el proceso de cementado, en cuanto al control de la oclusión, este debe realizarse después del cementado, recordemos que la restauración tendrá su mayor resistencia solo después de cementada <sup>(56, 58)</sup>.

Por lo que se hace necesario una planificación meticulosa del caso y una selección adecuada de los materiales tanto restauradores como de cementación para que estas restauraciones libres de metal además de estética nos brinden resistencia de la restauración, estabilidad del color, precisión de ajuste y biocompatibilidad con los tejidos <sup>(2, 58)</sup>.

## **5 – CEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL**

Cementación, según el glosario de términos de Prostodoncia se define como el proceso de unir partes por medio de un cemento, unión de una restauración al diente natural por medio de un cemento <sup>(52)</sup>; la cementación final de prótesis fijas libres de metal, sean de cerómeros o cerámicas,

presenta características particulares relacionadas a los diversos tipos de agentes cementantes <sup>(5)</sup>. Generalmente, una preparación defectuosa y/o la falta de observación de todos los parámetros establecidos en la técnica de cementación, a menudo son la causa del fracaso protético <sup>(6)</sup>.

Brodbeck <sup>(6)</sup> opina que los dos principales elementos necesarios para tener éxito con una restauración libre de metal son la preparación adecuada del diente y el dominio de la técnica de cementación.

### **5.1 - Prótesis fija de cerámica**

Hay autores <sup>(5, 45)</sup> que señalan que los agentes cementantes para los materiales restauradores libres de metal pueden ser los cementos tradicionales (fosfato de cinc, ionómero de vidrio) o cementos resinosos asociados a sistemas adhesivos. Trevor *et al.* <sup>(56)</sup> señalan que en el caso de necesitar una elevada translucidez se deberá utilizar un cemento de ionómero de vidrio, si por el contrario se necesita un incremento en la opacidad de la restauración final, o realizar procedimientos de cementación en zonas donde no se pueda controlar la humedad, se debe utilizar un cemento de fosfato de zinc.

Contrario a esto, Bernard Touati *et al.* <sup>(54)</sup> sugieren que conjuntamente con el desarrollo de los materiales restauradores estéticos se han desarrollado nuevos diseños de preparaciones dentarias así como también nuevos protocolos de cementación; los cementos convencionales proveen retención mecánica y macromecánica pero carecen de propiedades estéticas; como solución a este problema se han desarrollado cementos resinosos con retenciones micromecánicas. Por lo que señalan que las restauraciones de cerámica sin metal deberían colocarse usando un cemento resinoso para así garantizar un reforzamiento, mayor resistencia de la cerámica y color adecuado si se logra conseguir una unión íntima restauración-cemento-diente <sup>(6, 47, 54)</sup>.

El uso de cementos resinosos ha propuesto el uso de preparaciones menos invasivas; las investigaciones han arrojado valores de 30 a 40 MPa de adhesión para estos sistemas, lo que es especialmente importante para restauraciones como carillas de porcelana, incrustaciones e incrustaciones con protección cuspídea (inlays y onlays) donde la cementación convencional esta totalmente contraindicada <sup>(54)</sup> (Gráfico 38).



Gráfico 38. Try-in del sistema Variolink II (Vivadent).

El objetivo del cementado es sellar los márgenes de la corona y unirla al diente preparado, se piensa que las fuerzas son transmitidas a través de la cerámica, distribuidas y absorbidas por la estructura dentaria subyacente, mientras más fuerte sea el enlace cerámica-diente, más eficiente es la distribución de las fuerzas; el cemento resinoso llena mucho mejor estos criterios ya que este puede ser unido micromecánicamente a la estructura dentaria y a los materiales cerámicos <sup>(47)</sup>.

Los cementos resinosos tienen varias ventajas sobre los sistemas convencionales entre las que se destacan, su baja solubilidad en los líquidos de la cavidad bucal, refuerzo de la resistencia a la fractura de la restauración final y excelentes propiedades ópticas que preservan la translucidez de la

restauración final, ya que el proceso de cementado también afectará el resultado estético de las restauraciones totalmente cerámicas si no se es cuidadoso en la selección del agente cementante <sup>(7, 47)</sup>.

En el cementado de prótesis fijas libres de metal con cementos resinosos deben ser considerados dos substratos: la superficie del diente y la superficie del material restaurador <sup>(54)</sup>.

La superficie del diente debe ser considerada dependiendo del tipo de restauración, si se va a cementar una restauración parcial, la adhesión dependerá de aquellas superficies de esmalte presentes, mientras que las coronas completas están cementadas principalmente o en su totalidad sobre dentina, en los márgenes podría estar presente esmalte o cemento, sumado a esto, en las preparaciones para coronas completas habrá más túbulos dentinarios expuestos, por lo que se hace necesario un sellado adecuado para reducir la sensibilidad postoperatoria (por movimiento de fluidos en los túbulos dentinarios), minimizar la invasión bacteriana y mejorar la biocompatibilidad de las restauraciones; dicho sellado, en estos sistemas se logra por medio de la capa híbrida <sup>(54)</sup>.

Aumentar la retención mecánica mejorará la cementación para esto se requiere: a) la creación de microretenciones en las superficies a unir para aumentar la energía superficial y b) agentes de unión capaces de penetrar en las microretenciones creadas <sup>(54)</sup>.

Touati *et al.* <sup>(54)</sup> sugieren que el tratamiento para la estructura dentaria debería incluir la desinfección de esta con una solución de clorexidina al 0.1% o 0.2% y que la hibridación se debe realizar antes de la toma de impresión; la opinión de los autores es que una vez realizada la hibridación la sensibilidad desaparece, en el momento de la cementación el clínico tomará la decisión de repetir este procedimiento solo si el paciente presenta sensibilidad (indicio de que la capa híbrida ha sido destruida); repeticiones innecesarias de hibridación podrían resultar en un sellado muy grueso e interferir en el completo asiento de la corona.

Sin embargo otro grupo de autores <sup>(5, 7, 45, 47)</sup> señalan que la hibridación se debería realizar en la misma cita de cementado, tomando la precaución de adelgazar el adhesivo tanto como sea posible.

Se puede mejorar la humectabilidad del material restaurador por medio de tratamientos aplicados a su superficie; las cerámicas reforzadas con biscilicato de litio (IPS Empress 2, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) son idealmente acondicionadas con ácido hidrofúorhídrico al 10% <sup>(54)</sup>.

El ácido remueve selectivamente la matriz de vidrio y deja expuesta la estructura cristalina, las concentraciones del ácido hidrofúorhídrico van desde el 2,5 % hasta el 10%; el grabado ácido puede ser realizado durante 30 segundos, sin embargo se ha encontrado que cuando el grabado ácido es realizado durante 3 minutos es mucho más efectivo <sup>(4)</sup>. Cuando el grabado ácido es posible representa el tratamiento más efectivo para incrementar el área de superficie y la energía superficial, esto aumenta la humectabilidad y en consecuencia habrá una mejor traba entre el agente cementante y la restauración <sup>(54)</sup>.

Luego del grabado del material cerámico, un agente de enlace (silano) es colocado sobre la superficie grabada <sup>(47)</sup>, la superficie de la cerámica es entonces transformada en una superficie hidrofóbica que previene la degradación hidrolítica; cuando el agente cementante es aplicado a esta superficie la humectabilidad aumenta, es transformada en una superficie

organofílica y una unión química covalente se establece para complementar la unión mecánica <sup>(47, 54)</sup>. El silano es una molécula bifuncional que une el dióxido de silicio con el grupo hidroxilo presente en la superficie de la cerámica, también tiene un grupo funcional degradable que copolimeriza con la matriz orgánica presente en el otro extremo <sup>(4)</sup>; por medio de la silanización se consigue reducir las tensiones de tracción y las microfracturas, consecuentemente la adhesión tendrá mejores resultados. Para complementar la silanización es necesario que múltiples capas sean aplicadas <sup>(4, 54)</sup>.

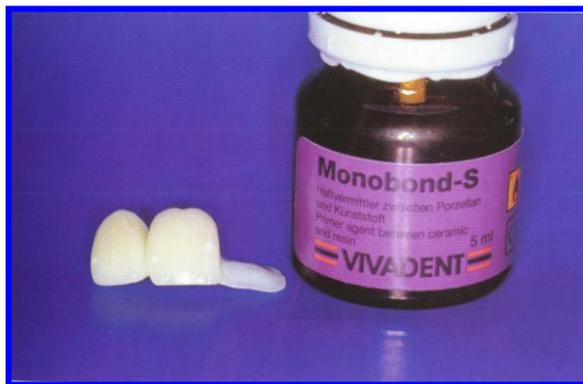


Gráfico 39. Silanización de la superficie acondicionada con Monobond-S (Vivadent) durante 60 segundos y secado con aire. *Tomado de Bottino, 2001.*

Si en el momento de la cementación la restauración (ya grabada y silanizada) es contaminada con el medio ambiente bucal es necesario remover de la superficie los todos los contaminantes, para este propósito el ácido fosfórico es mucho más eficiente que solventes como la acetona o el alcohol <sup>(4)</sup>.

El arenado es efectivo para limpiar y aumentar la energía superficial de la cerámica, este método tiene solo un efecto muy pequeño para crear retenciones micromecánicas y puede incrementar el potencial de daño iatrogénico a márgenes delgados de la restauración <sup>(54)</sup>; a pesar de esto, esta es la única opción de acondicionamiento para la superficie en las restauraciones de In-Ceram alúmina y zirconio (Vita, Bad Säckingen, Alemania), ya que gran parte de la superficie granular consiste en óxido de aluminio resistente a los ácidos y el grabado con ácido fluorhídrico no alcanza a aumentar el grado de rugosidad de la superficie <sup>(34)</sup>.

De igual manera estas restauraciones no pueden ser silanizadas, por lo que el arenado debe ser realizado con un grano de óxido de aluminio de 50 micrómetros <sup>(34)</sup>.

Sin embargo en un estudio realizado por Kern *et al.* <sup>(26)</sup> se evaluó la adhesión *in vivo* a una cerámica infiltrada con alúmina y silanizada. Se evaluaron 15 pacientes con prótesis fijas libres de metal de tres unidades y 2 pacientes con férulas total-cerámicas fabricadas en cerámica infiltrada con alúmina (In-Ceram, Vita, Bad Säckingen, Germany), la superficie de la cerámica fue bañada con sílice y luego silanizada, el

acondicionamiento de los dientes pilares fué hecho grabando con ácido fosfórico al 37% durante 60 segundos, lavado, secado y aplicado el adhesivo; las restauraciones fueron cementadas a los dientes pilares con un cemento resinoso (Panavia, Kuraray, Osaka, Japan, color EX o TC).

Los pacientes fueron evaluados a los 6 meses y se mantuvieron en observación durante  $45.8 \pm 19.3$  meses. La unión entre la restauración y el diente fue considerada como intacta cuando no fué posible que penetrara la punta del explorador en la interfase diente – restauración y cuando empujando el diente pilar en dirección contraria a la restauración no hubo ningún espacio visible entre el diente y la restauración; las fallas clínicas fueron divididas en total y parcial, la pérdida de la restauración por desalajo de esta o fractura de la cerámica fué definida como una falla total; una restauración fracturada la cual podía permanecer en servicio como una prótesis fija a extensión fué considerada como una falla parcial.

Durante el tiempo de observación ninguna restauración se desalojó, cinco fallas por fracturas en la cerámica ocurrieron de las cuales una fue total y cuatro fueron parciales. Los resultados soportan los hallazgos previamente encontrados en otros

estudios en los que se demuestra que la resistencia de la unión cerámica-resina-diente excede la resistencia a la fractura de la cerámica.

Los autores concluyen que el revestimiento con sílice de la cerámica infiltrada con alúmina, silanizado y cementación con un cemento resinoso resulta en una unión duradera de la restauración al diente.

Blatz *et al.* <sup>(4)</sup> opinan que la combinación del arenado, micrograbado con ácido hidrofúorhídrico y la aplicación de silano es el método de acondicionamiento de la cerámica más exitoso (Gráficos 40, 41 y 42).

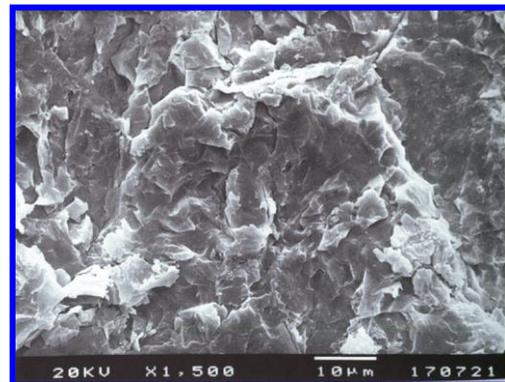
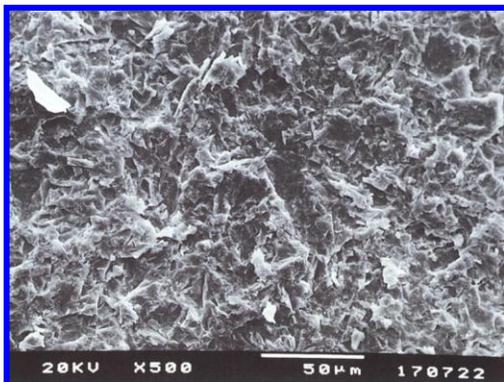


Gráfico 40. Cuerpo de prueba de Empress2 asperezada con piedra montada diamantada y microarenada con óxido de aluminio 50 micrómetros. 500x de aumento y 1.500x de aumento. Tomado de Bottino, 2001.

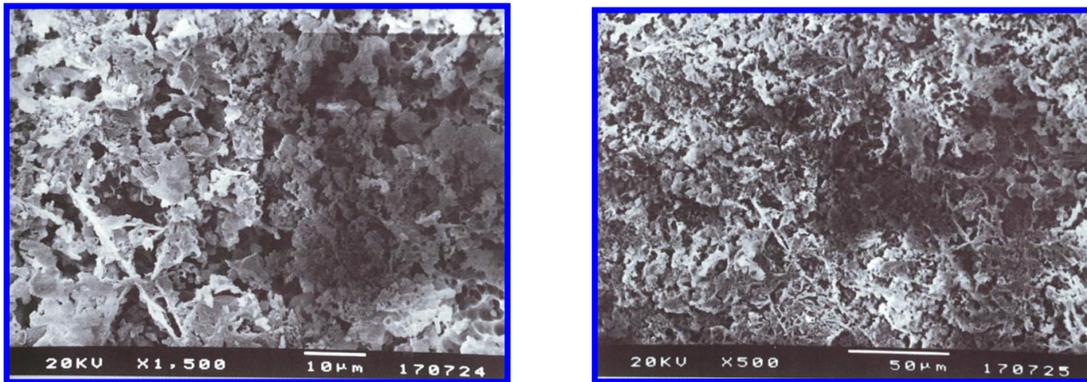


Gráfico 41. Cuerpo de prueba de Empress2 asperezada con piedra montada diamantada y microarenada con óxido de aluminio 50 micrómetros, y acondicionada con ácido fluorhídrico 10% por 2 minutos. 500x de aumento y 1.500x de aumento. *Tomado de Bottino, 2001.*

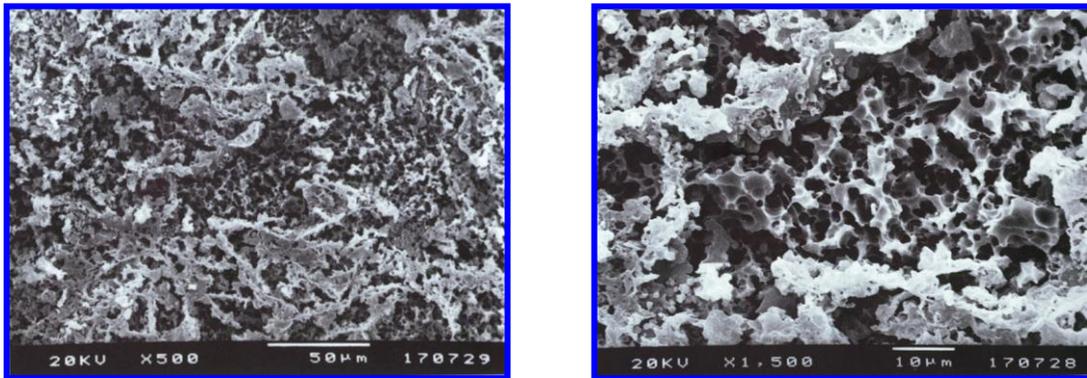


Gráfico 42. Cuerpo de prueba de Empress2 asperezada con piedra montada diamantada y acondicionada con ácido fluorhídrico 10% por 2 minutos. 500x de aumento y 1.500x de aumento. *Tomado de Bottino, 2001.*

Las características estéticas de los cementos modernos es uno de los tópicos de mayor relevancia clínica al momento de cementado de una restauración libre de metal, ya que el color de la restauración final puede verse afectado dependiendo del tipo de cemento que utilicemos, variaciones en opacidad de los cementos pueden ser de gran ayuda cuando se trata de sustratos con cambios de coloración . La radiolucidez es un requerimiento

de los cementos dentales, en especial cuándo se tratan de restauraciones libres de metal, la cual debiera ser similar a la de la dentina en vistas de facilitar el diagnóstico de caries recurrente <sup>(54)</sup>. Los cementos modernos definitivamente juegan un papel importante en los resultados estéticos de las restauraciones libres de metal. Desde los cementos convencionales de fosfato de zinc a los cementos resinosos y vidrios modificados con resina han sido muchos los cambios introducidos en cuanto a técnicas de manipulación, propiedades mecánicas y estéticas lo que puede beneficiar los resultados finales de nuestra restauración <sup>(54)</sup>.

## **5.2 – Prótesis fija de resina**

Después de la limpieza de las cavidades se realiza una prueba de inserción en boca de la restauración, se verifica solo la forma, exactitud de ajuste y puntos de contactos proximales; la prueba de oclusión se realizará solo después de la fijación adhesiva <sup>(14, 29)</sup>. La prueba de color de la prótesis se puede realizar utilizando una pasta de prueba soluble en agua que corresponda al color del cemento elegido, en este momento se pueden realizar ajustes menores eligiendo cementos resinosos más claros o más oscuros; aquí nuevamente el cemento juega un papel importante en el color de la restauración definitiva <sup>(14, 16)</sup>.

Cementar una prótesis de resina compuesta conlleva los mismos pasos de cualquier proceso de restauración adhesiva. Las superficies internas de las copias de las prótesis de resina compuesta se abrasionan con arena con un grano de 50 micrómetros de óxido de aluminio y posteriormente, en el consultorio odontológico las copias se preparan con un silano orgánico por un periodo de 60 segundos, el silano se debe secar con aire comprimido. Los dientes son grabados con ácido fosfórico y preparados con un sistema adhesivo, se lleva el agente cementante en el interior de la prótesis y este formará una estructura unificada restauración-cemento-diente <sup>(16, 29, 38)</sup>. Los puntos de contacto se pueden aumentar con una resina híbrida después de crear rugosidades en la superficie y colocar una resina sin relleno, se puede realizar el pulido y reparación de cualquier imperfección en el consultorio odontológico <sup>(16)</sup>.

Al llevar a cabo los cuidados profesionales posteriores se ha de tener en cuenta que, aunque las superficies de cerámico sean muy estables frente a las cargas masticatorias, los cerámicos se parecen en cuanto a dureza de superficie y resistencia a la abrasión a la dentina; por lo que los instrumentos manuales como las curetas pueden provocar profundas grietas, así que es preferible la utilización de curetas para resina, las

pastas de pulido han de presentar un valor de abrasión reducido y las recomendaciones de higiene bucal diaria han de ser las mismas que se dan a pacientes con dentina expuesta, pastas dentríficas poco abrasivas y una higiene de espacios interdentaes eficiente <sup>(29)</sup>. A continuación, se presenta un cuadro en el cual se indica cual es el tratamiento para la superficie de la restauración y el tipo de cemento ideales para cada tipo de material restaurador (Gráfico 43).

Material Restaurador	Indicaciones	Fosfato De Cinc	Poliacrilato	Ionomero Vítreo	Ionomero Modificado	Resinosos	Tratamiento Interno
<b>In-Ceram Alúmina</b>	Prótesis Fija	X	•	X	n/d	X	1
						Auto/dual	
<b>In-Ceram Zirconia</b>	Prótesis Fija	X	•	X	n/d	X	1
						Auto/dual	
<b>Empress II</b>	Prótesis Fija	X	•	X	X	X	1,2,3
						dual	
<b>Polímeros Cerómeros</b>	Prótesis Fija	•	•	•	X	X	1,3
						dual	

- X recomendado.
- no recomendado.
- n/d actualmente no se dispone de resultados clínicos.
- 1 Chorro con óxido de aluminio 50 µm con un bar de presión.
- 2 Ataque con ácido fluorhídrico de 7 a 10%.
- 3 Silanización.

Gráfico 43. Selección de los agentes cementantes para Prótesis Parciales Fijas Metal Free. Tomado de Bottino, 2001.

## **6 – VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE UNA PROTEIS FIJA LIBRE DE METAL**

Entre las ventajas de una prótesis fija libre de metal se encuentran: La principal ventaja de las restauraciones libres de metal es la de permitir una mejor transmisión de la luz a través de la restauración, lo que se traduce en una mejor estética <sup>(5)</sup>, sin embargo, esto va a depender del grado de refracción y de la cantidad de cristales contenidos en la cofia cerámica, pudiendo ser tan opaca que restringiría el paso de la luz a través de la restauración como lo haría una cofia metálica en una restauración metal-cerámica <sup>(35)</sup>.

Gracias al aspecto natural del margen cervical de este tipo de restauraciones, prácticamente se elimina la necesidad de que el Odontólogo esconda sus márgenes subgingivalemente <sup>(16)</sup>.

Debido a que el módulo de elasticidad de los sistemas de resinas reforzados con fibras es similar al de la dentina, estas prótesis ante una sobrecarga se deforman de manera similar al diente, lo que reduce las tensiones de fracturas entre la restauración y el diente <sup>(30)</sup>.

Este tipo de restauraciones son ideales en aquellos pacientes con intolerancia a los metales ya que se prescinde totalmente de la estructura metálica <sup>(30)</sup>.

En el caso de los sistemas cerámicos infiltrados con alúmina presentan una opacidad suficiente como para enmascarar pilares manchados o pernos-muñones metálicos <sup>(34)</sup>.

En opinión de varios autores <sup>(16, 20, 29, 31, 57)</sup>, aquellos sistemas donde se utilizan sistemas de cementación adhesivos se realizarán preparaciones más conservadoras, con el consiguiente ahorro de estructura dentaria.

Estudios de laboratorio relacionados con el desgaste del esmalte, muestran una baja tasa de desgaste del esmalte antagonista en los sistemas de resina reforzada con fibras <sup>(20)</sup>.

Entre las desventajas de una prótesis fija libre de metal se encuentran: En la mayoría de los estudios in vitro, las restauraciones se fracturaron en el conector entre el retenedor y el pónico en periodos de observación muy cortos (menos de un año) <sup>(28)</sup>.

El grado de movilidad de los pilares representa un factor decisivo en la longevidad de este tipo de restauraciones; pilares con movilidad incrementada y/o ligera rotación han demostrado disminuir la resistencia a la fractura de las prótesis total-cerámicas <sup>(13)</sup>. Sin embargo esta situación no se presenta en prótesis fija de resinas compuestas reforzadas con fibras <sup>(16, 31)</sup>.

Debido a la falta de estudios realizados acerca de este tipo de prótesis sobre implantes, todavía su uso no está totalmente recomendado <sup>(24)</sup>.

La tasa de éxito de la mayoría de los sistemas cerámicos para prótesis fijas libres de metal parece poco satisfactoria debido a la fragilidad natural de la cerámica; las fracturas han sido la principal causa de la elevada tasa de fracasos <sup>(6)</sup>.

Los instrumentos manuales como las curetas pueden provocar, si se utilizan descuidadamente, profundas grietas en los sistemas de resinas reforzadas con fibras; por lo que es imprescindible llevar a cabo cuidados posteriores no destructivos <sup>(29)</sup>. En estos sistemas de resinas reforzadas con fibras, aún permanecen algunas incógnitas con respecto a la estabilidad, el desgaste y los problemas de pérdida del recubrimiento, así como

la sensibilidad ocasionada posiblemente por los cambios dimensionales del material debido a un elevado coeficiente de expansión térmica <sup>(20)</sup>.

Algunos autores señalan la necesidad de un desgaste mayor de la estructura dentaria para prótesis total-cerámicas que para las prótesis metal-cerámicas; por lo que en ocasiones las dimensiones necesarias para el conector podrían verse limitadas en muchos pacientes; esta circunstancia también es valedera en el caso de las prótesis de resina compuesta reforzadas con fibras debido al espacio necesario para estas en la preparación <sup>(61)</sup>.

No hay suficiente evidencia científica que demuestre una vida útil larga en este tipo de prótesis fijas libres de metal, por lo que son necesarios estudios a largo plazo para valorar por completo su rendimiento <sup>(4, 7, 9, 29)</sup>.

## **7- INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES DE UNA PRÓTESIS FIJA LIBRE DE METAL.**

Entre las indicaciones de una prótesis fija libre de metal tenemos: Varios autores <sup>(5, 11, 51, 53, 61)</sup> consideran que solo patrones oclusales favorables y zonas estéticas críticas, como es

el caso de los dientes anteriores deben ser tomados en cuenta para prótesis fija libre de metal. Restauraciones de varias unidades limitadas al espacio de un pónico (un tramo de 15 mm) entre pilares <sup>(5, 14, 38)</sup>. Sin embargo las indicaciones y contraindicaciones están directamente relacionadas con el sistema restaurador:

In-Ceram alumina (Vita, Bad Säckingen, Alemania) esta indicado para prótesis fijas de tres unidades en el sector anterior, no es recomendado en el sector posterior debido a que las tensiones desarrolladas en estas zonas son mucho mayores y se necesitaría un reforzamiento de los conectores (en sentido vertical y horizontal) ocupando más espacio <sup>(19, 34)</sup>.

In-Ceram Zirconio (Vita, Bad Säckingen, Alemania) debido a que la translucidez de este sistema es mucho menos que el anterior su aplicación es básicamente a prótesis fijas de tres unidades en el sector posterior <sup>(19)</sup>.

IPS Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) se recomienda para prótesis fijas de tres unidades en el sector anterior y posterior, incluidos el primer molar como pónico <sup>(5)</sup>.

Los sistemas de resinas reforzadas con fibras Targis/Vectris y Sculpture/FibreKor están indicados para prótesis fijas de tres unidades tanto en el sector anterior como en el posterior, los sistemas belleGlass/Connect y GlasSpan cuyas propiedades son mucho menores que las anteriores se utilizan con mucho éxito como materiales para ferulizar, en restauraciones provisionales y en la reparación de dentaduras parciales removibles <sup>(20, 57)</sup>.

Entre las contraindicaciones de una prótesis fija libre de metal tenemos: Dientes con movilidades mayores a una movilidad tipo I, en prótesis elaboradas con los diferentes sistemas cerámicos <sup>(16, 28, 31)</sup>.

Pacientes en quienes es imposible mantener un control de fluidos, como es el caso de inflamaciones gingivales agudas o crónicas, o cuando los márgenes están muy profundos en el surco, ya que sería imposible llevar a cabo una correcta técnica adhesiva de cementación <sup>(16)</sup>.

La necesidad de una prótesis de larga extensión, es decir, dos o más pósticos, ya que esta tiene mayor flexión que una prótesis de extensión más corta. <sup>(5, 11, 14, 16, 38, 51, 53, 61)</sup>.

Pacientes con hábitos parafuncionales como el bruxismo, pueden representar una limitante ya que las restauraciones estarían expuestas a sobrecargas de fuerzas oclusales, por lo que se hace necesario controlar el hábito en este tipo de pacientes <sup>(5, 9, 16, 44, 54)</sup>.

Severas pigmentaciones de la dentina del diente pilar que debido a la translucidez del sistema cerámico no puedan ser enmascaradas por la cofia cerámica <sup>(54)</sup>.

### **III.- DISCUSION**

En los últimos años nuestros pacientes comenzaron a asumir la necesidad de tener una sonrisa armoniosa, razón por la cual la estética pasó a ocupar un lugar muy destacado en la vida y profesión del Odontólogo; asumiendo que definitivamente en el tratamiento restaurador la función y la estética necesitan ser trabajadas en igual orden de prioridades.

La estética obtenida en el tratamiento restaurador es consecuencia de diversos procedimientos odontológicos que envuelven el análisis de la oclusión, el movimiento ortodóntico, la periodoncia conservadora, la cirugía bucal, los implantes oseointegrados, conjuntamente con la Odontología restauradora y la evaluación estética propiamente dicha <sup>(5)</sup> .

Dentro de los factores estéticos que debemos evaluar en la fase de diagnóstico y planificación, tenemos los tejidos blandos, los cuales al encontrarse enfermos van a responder pobremente a los procedimientos de preparación y toma de impresión, estos, deben ser estabilizados por medio de una terapia periodontal; de igual manera cualquier contorno gingival desfavorable deberá corregirse en etapas tempranas del tratamiento <sup>(9, 22, 41)</sup> .

Rebordes edéntulos que requieran de una reducción o de un recontorneado, malposiciones dentarias que pudieran generar un efecto estético desfavorable, y problemas de pigmentaciones muy fuertes igualmente deben ser corregidas al inicio del tratamiento restaurador. Parámetros como la línea de la sonrisa y las expectativas del paciente pudieran ser decisivas en nuestra decisión de elegir el tratamiento más adecuado.

La oclusión en las prótesis fijas libres de metal, así como en cualquier otra rehabilitación protésica debe constar de patrones oclusales en los que las fuerzas sean dirigidas de la manera más favorable <sup>(22, 53)</sup>. Koutayas *et al.* <sup>(28)</sup> consideran que los puentes cerámicos cargados verticalmente a lo largo del eje longitudinal de diente (0 grados) tienen mayor resistencia a la fractura que aquellos cargados más horizontalmente (45 grados) y por lo tanto un mejor pronóstico.

Pacientes con hábitos parafuncionales aplican más fuerzas a la restauración; varios autores <sup>(5, 9, 16, 21, 44, 53, 54)</sup> consideran esta situación como una contraindicación para el tratamiento de puentes fijos libres de metal, ya que estos estarían expuestos a sobrecargas de fuerzas oclusales lo que tendrá como consecuencia un mayor número de problemas en la restauración

final. Por otra parte hay autores <sup>(16, 54)</sup> que señalan que lo importante es tratar el hábito y que por lo tanto solo sería una limitante.

La utilización de este tipo de prótesis en el sector posterior donde la resistencia a la flexión del material es vital, en brechas edéntulas largas (2 o más púnticos) y en situaciones en las que la brecha edéntula no nos permita la colocación de conectores lo suficientemente anchos y largos también se contraindica la utilización de este tipo de restauración.

Koutayas <sup>(28)</sup> en su estudio concluyó que el grado de movilidad de los dientes pilares influye de manera decisiva en el éxito del tratamiento con prótesis fijas total cerámicas, ya que movibilidades aumentadas y dientes ligeramente rotados han demostrado disminuir la resistencia a la fractura de dentaduras parciales fijas cerámicas.

En cuanto a las preparaciones dentarias necesarias, los conceptos básicos permanecen presentes, sin embargo se hacen obligatorias ciertas modificaciones inherentes al material restaurador (cerámicas o resinas reforzadas con fibras). Es importante respetar los límites mínimos y máximos para el

desgaste dentario, ya que el soporte, ancho, alto y uniformidad de la preparación le conferirán resistencia al material restaurador. En el caso de las prótesis de resina reforzada con fibras son necesarias cajas proximales que creen un espacio adicional para alojar la subestructura de fibra.

En el diseño de los conectores varios autores <sup>(3, 17, 27, 36)</sup> señalan que la superficie del conector debe ser de  $6\text{mm}^2$ ,  $12\text{mm}^2$  y hasta de  $20\text{mm}^2$  en zonas posteriores; se deben diseñar conectores tan altos y anchos como el espacio edéntulo lo permita para actuar siempre sobre seguro y darle mayor resistencia al material restaurador.

El color de un diente natural se deriva de la combinación de luz refractada directamente de la superficie del diente y de la luz refractada de la dentina a través de la translucencia del esmalte; la textura de la superficie y los tejidos gingivales circundantes también pueden afectar el color final. Las coronas artificiales deben tratar de reproducir la profundidad del color, translucencia y texturas encontradas en un diente natural, este, permite la transmisión de la luz a través de toda su estructura, mientras que las coronas metalcerámicas, debido a la aleación metálica de la subestructura, solo refractan la luz <sup>(19)</sup>.

Por lo anteriormente expuesto, una restauración libre de metal, que permite la transmisión de la luz, puede ser la restauración de elección cuando se hace necesario niveles de translucencia similares a la de los dientes vecinos. Varios sistemas libres de metal han sido desarrollados para cumplir con estos requerimientos estéticos <sup>(19)</sup>.

En el sistema In-Ceram alumina (Vita, Bad Säckingen, Alemania) se utiliza un núcleo aluminoso el cual es infiltrado con vidrio, el cual proporciona resistencia adecuada para la fabricación de coronas y puentes. Este sistema posee propiedades físicas y mecánicas apropiadas, ya que los cristales de óxido de aluminio interrumpen el recorrido de la grieta que origina la fractura, se llegan a obtener valores de resistencia a la flexión de 600 MPa, dichos valores, pueden disminuir si el espesor de la cofia es reducido. El índice de refracción de la infusión de vidrio y de la alúmina son compatibles, proporcionando así translucencia al núcleo <sup>(5, 19, 34, 50)</sup>.

En el sistema cerámico In-Ceram Zirconio (Vita, Bad Säckingen, Alemania) se utilizan óxidos de alúmina y de zirconio para formar la subestructura; se llegan a obtener valores de resistencia de 800 MPa, sin embargo sus propiedades ópticas no

son tan favorables, su translucidez es mucho menor que la de los otros sistemas total cerámicos, por lo que su aplicación se ve restringida solo al sector posterior <sup>(4, 5, 19, 34)</sup>.

En el sistema IPS Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) los cristales son embebidos por una matriz vítrea <sup>(10)</sup>, este sistema, tiene un 60% de en volumen de cristales de bisilicato de litio <sup>(35)</sup>. Sin embargo, esta estructura proporciona una resistencia a la flexión de  $350 \pm 50$  MPa, mucho menor que la resistencia a la flexión de los sistemas anteriores, por lo que se recomienda sus uso en prótesis fijas de tres unidades hasta el segundo premolar, su translucidez hace posible la confección de restauraciones en el sector anterior <sup>(23)</sup>.

Con la tecnología de CAD/CAM Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Goteborg/Suecia), se ha podido desarrollar un sistema guiado por computadora para la confección de coronas y puentes libres de metal. La biocompatibilidad se consigue gracias a la utilización de una cerámica de óxido de aluminio homogénea y de alta pureza; los valores de resistencia de esta cerámica permiten la colocación de un puente íntegramente cerámico, tanto en la zona anterior como en la zona posterior. En este sistema lo que resulta novedoso es la confección por

segmentos del puente fijo, los cuales se unen después en un proceso especial de unión mediante sinterización, dando como resultado el armazón completamente unido del puente cerámico (17).

En un estudio realizado por Melle *et al.* (36) estudiaron el comportamiento de puentes de resina reforzada con fibras (Targis/Vectris, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) frente a la flexión en puentes envejecidos termocíclica y dinámicamente envejecidos, así como el comportamiento de la hendidura marginal. El modelo de estudio reproduce la situación clínica de un espacio edéntulo desde el canino hasta el primer molar (brecha endéntula de 13,6 mm), se fabricaron ocho ejemplares de las mismas dimensiones.

Se comprobó el comportamiento de la brecha marginal en las coronas pilares de los ocho puentes; el examen se basó en el modelo de Malean y Fraunhofer en el que se rellena con un elastómero de silicona muy fluido la hendidura entre la corona y el troquel, al endurecerse el material de impresión se realizaron las mediciones; dando como resultado hendiduras marginales de 24  $\mu\text{m}$  en mesial, 40  $\mu\text{m}$  en palatino, 27  $\mu\text{m}$  en vestibular y 44  $\mu\text{m}$  en distal en el pilar anterior del puente, y mediciones de 47  $\mu\text{m}$

en mesial, 23  $\mu\text{m}$  en palatino y 37  $\mu\text{m}$  en vestibular y distal en el pilar posterior (primer molar).

En los resultados de la prueba de rigidez, se observó que los puentes no envejecidos se comportan de manera puramente elástica hasta los 1.200 N; después de envejecidos los puentes alcanzan valores un poco mayores. Cuando los puentes no envejecidos fueron sometidos a una sobrecarga de máxima de 500 N se pudo registrar una flexión de 24  $\mu\text{m}$ , mientras que para los puentes envejecidos se registró un valor medio de 17  $\mu\text{m}$ . Los valores de resistencia a la fractura de los puentes no envejecidos tienen un valor medio de 1.299 N, después del envejecimiento los puentes alcanzaron un valor medio de 1.396 N.

Los valores de hendidura marginal que se alcanzaron en este estudio se encuentran entre los clínicamente aceptables, al igual que los valores de resistencia a la flexión, por lo que se concluyó que la aplicación clínica de estos puentes de resina reforzados con fibra es perfectamente aceptada, sin embargo su comportamiento elástico y correspondiente flexión implican que su indicación debería ser cuidadosa respecto a la situación de los pilares y a la resultante longitud del puente; con una

adecuada distribución de los dientes pilares es factible la colocación de un puente de varios segmentos.

Brodbeck <sup>(6)</sup> opina que los dos principales elementos necesarios para tener éxito con una restauración libre de metal son la preparación adecuada del diente y el dominio de la técnica de cementación, de aquí lo importante de llevar a cabo una correcta y adecuada técnica de cementación. Conjuntamente con el desarrollo de los materiales restauradores estéticos se han desarrollado nuevos protocolos de cementación; se han desarrollado cementos resinosos con retenciones micromecánicas. Se señala que las restauraciones de cerámica sin metal deberían colocarse usando un cemento resinoso para así garantizar un reforzamiento, mayor resistencia de la cerámica y color adecuado si se logra conseguir una unión íntima restauración-cemento-diente <sup>(6, 47, 54)</sup>.

Sin embargo, a pesar de todos los beneficios que nos puede brindar un prótesis fija libre de metal, no sabemos cuan longevas pueden ser estas, por lo que estamos en la obligación de realizar un trabajo planificado y de mucho criterio, pues es el Odontólogo el profesional que tiene la responsabilidad de

mantener y proteger la expresión más bonita del ser humano que sin duda alguna es la sonrisa.

#### **IV.- CONCLUSIONES**

1- Las prótesis fijas libres de metal representan buena opción al momento de restaurar, su estética superior debido a la mejor transmisión de la luz a través del material restaurador es su principal ventaja.

2- Oclusiones favorables, como es el caso de los dientes anteriores deben ser tomados en cuenta para prótesis fija libre de metal, pequeñas variaciones en la dirección de la carga oclusal pueden resultar en grandes variaciones de los valores de resistencia a la fractura de este tipo de restauración.

3- Pacientes con tendencias a hábitos parafuncionales como el bruxismo, aplican mayor cantidad de tensiones y con mayor frecuencia a las restauraciones, exponiendo a estas a un mayor número de problemas .

4- La resistencia a la flexión es un factor importante, en brechas edéntulas largas, y en zonas edéntulas que en sentido vertical no permitan la colocación de conectores lo suficientemente anchos y altos para conferirle rigidez y resistencia a la restauración.

5-. Movilidades aumentadas y ligeras rotaciones de los pilares han demostrado disminuir la resistencia a la fractura de dentaduras parciales fijas total cerámicas .

6- La selección del tipo de material restaurador es importante en el sentido de orientar la ejecución clínica de la preparación a ser realizada.

7- En las preparaciones para coronas completas, la reducción oclusal debe ser suficiente para garantizar la resistencia del material restaurador, no obstante la altura de la preparación es indispensable para la resistencia a los esfuerzos laterales.

8- Los trabajos avanzan en el refuerzo de la cerámica dental mediante la modificación de la microestructura de la porcelana para así desarrollar porcelanas de alta resistencia y de baja fusión con duración química aceptable.

9- Las resinas compuestas reforzadas con fibras son una opción valiosa dentro de nuestro conjunto de materiales, pero al igual que cualquier otro material restaurador, deben ser utilizados en la situación más apropiada para aumenta al máximo su éxito clínico.

10- La cementación final de prótesis fijas libres de metal, sean de cerómeros o cerámicas, presenta características particulares relacionadas a los diversos tipos de agentes cementantes.

11- Es importante saber que las fallas clínicas de prótesis fijas han sido estudiadas muy poco, así que la información acerca de la manera en que las prótesis fallan clínicamente no esta disponible para guiar una prueba *in Vitro* o un modelo matemático. Sumado a esto, la longevidad de este tipo de restauraciones es controversial debido a que no hay suficiente evidencia que demuestre una vida útil larga para las prótesis fijas libres de metal.

## V- REFERENCIAS

- 1- Abbate MF, Tjan A, Fox WM. Comparision of the marginal fit of various ceramic crowns systems. J Prosthet Dent 1989; 61:527-31.
- 2- Anderson M, Razzoog M, Oden A, Hegenbarth E, Lang B. Procera: una nueva formula para las coronas de cerámica total. Quintessense International 1998;29:285-296.
- 3- Bartsch F. Elaboración de un puente soportado por inlays, libre de metal, con Targis/Vectris. Quintessenz Zahntech 1999;25:154-178.
- 4- Blatz M, Sadan A, Kern M. Bonding to silsica-based ceramics: Clinical and laboratory Guidelines. Quintessence of Dental Tecnology 2002;25:54-62.
- 5- Bottino M. Estética en rehabilitación oral. Metal free. Sao Paulo: Ed. Artes Medicas; 2001.
- 6- Brodbeck UR. IPS Empress, seis años de experiencia clínica con un sistema de cerámica sin metal. Signatura Internacional 2000;1:8-14.
- 7- Burke FJ, Qualtroug A, Halle RW. Coronas completas de cerámica con unión a dentina: Situación actual. The Journal of the American Dental Association 1998;1:86-92.
- 8- Cortes M, Gaudino D. Smile Psychology. Current Opinion in Cosmetic Dentistry 1994;134-38.
- 9- Crispin J, Seghi R. Esthetic Mouth Preparation for Ceramic Restoration. The Dental Clinics of North America 1985; Oct.
- 10- Crugers N, Käyser A, Van't Hof M. A meta analysis of durability data on conventional fixed bridges. Community Dent Oral Epidemiol 1994;22:448-52.
- 11- Derry F. Full-Mouth porcelain rehabilitation. Current Opinion in Cosmetic Dentistry. 1997; 4:59-63.

- 12- Dyer SR, Sorensen JA. Flexural strength and fracture toughness of fixed prosthodontic resin composites. J Dent Res 1998;77:160.
- 13- Dykema R, Goodacre Ch and Phillips R. Enfoque moderno en prótesis fija según Johnston. 4ta edición. Buenos Aires, 1990.
- 14- Fahl N, Casellini RC. Tecnología FRC/Cerómero: El futuro de la Odontología estética adhesiva biofuncional. Signatura Internacional 1998;3:5-11.
- 15- Freilich M, Duncan J, Meiers J, Goldberg AJ. Composition, Architecture, and Mechanical Properties of Fiber-Reinforced Composites. En: Fiber-Reinforced Composites in clinical Dentistry. Quintessence books; 2000.
- 16- Freilich MA, Duncan JP, Meiers JC, Goldberg AJ. Prótesis reforzadas con fibra preimpregnada (I). Indicaciones básicas y diseños de prótesis fija de recubrimiento total e intracoronaes. Quintessence Int 1998;29:689-696.
- 17- Fritz H, Freesmeyer W, Döring K, Bader G. Elaboración de un Puente íntegramente cerámico utilizando una técnica CAD/CAM. Quintessenz Zahntech 1999;25:1289-1299.
- 18- Futterknecht N, Jinoian V. Renacimiento de la prótesis cerámicas?. Quintessence Tecnica 1991; 2:226-238.
- 19- Giordano R. Dental Ceramic Restorative Systems. Compendium.1996;17:770-792.
- 20- Giordano R. II. Sistemas de resina compuestas reforzadas con fibras. Journal de Clinica en Odontología 1999;48:305-310.
- 21- Hansson O, Bergström B. A longitudinal study of resin-bonded protheses. The Journal of Prosthetic Dentistry 1996;76:132-9.
- 22- Hesby R, Malone W, Flocken J, Kaiser D, Cavazos E. Tylman's Teoría y práctica en prostodoncia fija. 8va edición. Caracas: Actualidades Médico Odontológicas, C.A; 1991.
- 23- Hornbrook DS. Placement protocol for an anterior fiber-reinforced composite restoration. Pract Periodontics Aesthet Dent 1997;9:1-5.

- 24- Kaiser M. Puentes sin metal sobre implantes. Utopía o alternativa. Quintessenz Zahntech 1998;24:1235-1245.
- 25- Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and Modeling. J Dent Res 1995;74:1253-1258.
- 26- Kern M, Strub R. Bonding to alumina ceramic in restorative dentistry: clinical results over up to 5 year. Journal of Dentistry 1998;26:245-249.
- 27- Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. Journal of Oral Rehabilitation 2001;28:361-369.
- 28- Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Rudolf J. Influence of desing and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bondend fixed partial dentures: An in vitro study in dual-axis chewing simulator. The Journal of Prosthetic Dentistry 2000;83:540-7.
- 29- Krejci I, Boretti R, Giezendanner P, Lutz F. Coronas y puentes adhesives de composite optimizada y estructura de unión de fibra. Segunda Parte: Proceso técnico de confección en el laboratorio, fijación adhesiva y cuidados posteriores. Quintessence 2000;13:43-52.
- 30- Krejci I, Boretti R, Lutz F. Coronas y puentes adhesivos de resina compuesta optimada con un armazón de fibra compuesta (I). Material, indicaciones y normas de preparación. Quintessence 1999;12:321-331.
- 31- Leal FR, Cobb DS, Denehy GE, Margeas RC. A conservative aesthetic solution for a single anterior edentulous space: case report and one-year follow-up. Pract Proced Aesthet Dent 2001;13:635-641.
- 32- Lombardi R, Seattle, Wash. The principles of visual perception and their clinical application to denture esthetics. The Journal of Prosthetic Dentistry 1973; 29:358-382.
- 33- Macchi R. Materiales Dentales. 3ra Edición. Buenos Aires: Editorial Medica Panamericana; 2000.

- 34- Magne P, Belser U. Mejoras estéticas y estudio in vitro de In-Ceram Alumina y cerámica de espinela. Quintessenz 1999;49: 151-158.
- 35- McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Volumen I: The nature of dental ceramics and their clinical use. Quintessence Publishing; 1979.
- 36- Melle B, Lenz E, Raser G, Sorge H.C. Estudios experimentales para la valoración de puentes no metálicos con armazón de fibra. Quintessenz Zahntech 1999;25:71-82.
- 37- Miller A, Long J, Miller B, Cole J. Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramics crowns. Journal of Prosthetic Dentistry 1992;68:38-41.
- 38- Nash RW. Cristóbal + Indirect Composite System for function and esthetics. Contemporary Esthetics and restorative practice 2000;4:83-86.
- 39- Okeson J.P. Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares. 4ta edición. Madrid: Ediciones Harcourt.
- 40- Pegoraro L, Do Valle LA, Reis P. de Araújo C, Bonfante G, Rodrigues CP, Bonachela V. Prótesis Fija. 1ra Edición. Brasil: Editorial Artes Médicas Ltda; 2001.
- 41- Phelan R. Bilateral anterior restoration utilizing a fixed partial denture. Practical Procedures & Aesthetic Dentistry 2001; 13:229-231.
- 42- Phillips RW. La ciencia de los materiales dentales De Skinner. Novena edición. México: Mc Graw-Hill; 1993.
- 43- Priest GF, Donatelli HA. A four-year clinical evaluation of resin-bonded fixed partial dentures. The Journal of Prosthetic Dentistry 1988;59:542-6.
- 44- Schärer P. Coronas de Cerámica sin metal: investigaciones clínicas frente a las recomendaciones de los fabricantes. Signature Internacional 1999;1:1.
- 45- Schillimburg HT, Hobo S, Lowell D, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentos esenciales en prótesis fija. 3ra ed. Barcelona; 2000.

- 46- Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. J Am Dent Assoc 1970;81:395-401.
- 47- Schwartz RS, Summitt JB, Robbins W. Fundamentos en Odontología Operatoria un logro contemporáneo. Ed. LTDA; 1999.
- 48- Selby A. Fixed Prosthodontic failure. A review and discussion of important aspects. Australian Dental Journal 1994;39:150-6.
- 49- Shuman I. Restauraciones adhesivas directas utilizando resinas reforzadas con fibra para el reemplazo de un solo diente. Journal de Clinica en Odontología 1998;48:321-325.
- 50- Sopesen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. In- Ceram fixed partial dentures: three-years clinical trial results. J Calif Dent Assoc 1998;10:207-14.
- 51- Stephen D. Campbell. A Comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic material: Modulus of rupture. J Prosthet Dent 1989;62:476-9.
- 52- The Academy of Prosthodontics. The glossary of proshodontic terms. Seventh edition. J Prosthet Dent, 1999; 81: 39-110.
- 53- Touati B , Etiene J. CAD/CAM All-Ceramic crowns : Clinical and laboratory considerations. Quintessence of Dental Technology 2002;25:85-98.
- 54- Touati B, Ferreira Quintas A. Aesthetic and adhesive Cementation for Contemporary Porcelain Crowns. Practical Procedures & Aesthetic Dentistry 2001;13:611-620.
- 55- Touati B, Miara P. Un nuevo sistema Cerómero para restauraciones inlay/onlay. Signature Internacional 1998;3: 7-11.
- 56- Trevor Burke FJ, Fleming G, Nathanson D, Marquis P. Are Adhesive Technologies Needed to Support Ceramic? An Assessment of the current evidence.

57- Trinker TF. Obtención de restauraciones Funcionales empleando un nuevo sistema Cerómero. Signature Internacional 1997; 2:2-7.

58- Trinker T.F, Roberts M. Comprehensive Oral Rehabilitation with metal-free. Quintessence of dental technology 2000;25:73-84.

59- Trinker TF, Roberts M. Fluorapatite- Leucite Glass Ceramic Veneers for aesthetic anterior restorations. Practical Procedures & Aesthetic Dentistry 2001; 13:37-41.

60- Tylman S.D. Prostodoncia Fija. 1ra edición. Chicago; 1956.

61- Willhite C, Bellerino M, Eubank E. Treatment of congeniality missin lateral incisivo with resin-bonded fixed partial dentures. Quintessence of Dental Technology 2002;25:63-71.

62- William J.O. Development of dental ceramics: an historic perspective. The dental clinics of North America, 1895 Oct.

63- Zanghellini G. Targis/Vectris System. Restauraciones de cerómeros y estructura reforzada con fibra. Signatura Internacional 1997;2:1-2.





