

307



Universidad Nacional Autónoma de México
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

INCRUSTACIONES ESTÉTICAS

T E S I S A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

BLANCA GUADALUPE RIVERO GAYTÁN.



DIRECTOR: MTR. MAURICIO A. ZALDIVAR PÉREZ.
ASESOR: C D GASTÓN ROMERO GRANDE.

México

2002

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Con amor, respeto y gratitud

A Dios: por darme la oportunidad de existir y guiarme por el buen camino que he tenido durante mi vida y en especial en éste momento de mi carrera profesional, porque a donde quiera que yo vaya sé que Él me acompaña y está conmigo.

A mis padres: por su amor, apoyo y consejos incondicionales que me han brindado para conseguir este logro tan importante en mi vida profesional y que yo sé que siempre estarán orgullosos de mí.

A mis hermanos Juan y Paula: a quienes quiero y confío y que gracias a su apoyo y ayuda he podido superar momentos difíciles y por estar conmigo en momentos tan importantes de mi vida como éste:

A Luis: Por todo este tiempo que llevamos juntos compartiendo alegrías y tristezas. Por su amor, respeto, paciencia y ayuda cuando más lo necesito

A mis abuelitos maternos: porque sé que donde quiera que estén ellos están orgullosos de mí, del esfuerzo que he realizado para llevar a cabo mis estudios profesionales y saben que yo siempre los recordaré muy dentro de mi corazón.

A mis abuelitos paternos: porque sé que siempre nos bendicen en todo momento y en especial en este camino de mi vida profesional.

A La UNAM: por la oportunidad tan grande que me dio para terminar mi carrera profesional.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN.	1
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	3
III. JUSTIFICACIÓN.	3
IV. OBJETIVO GENERAL.	4
V. OBJETIVO ESPECÍFICO.	4
VI. ANTECEDENTES HISTÓRICOS.	5

CAPÍTULO 1. INCRUSTACIONES ESTÉTICAS.

1.1. DEFINICIÓN.	9
1.2. VENTAJAS Y DESVENTAJAS.	9
1.3. INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES.	11
1.4. CARACTERÍSTICAS DE LAS CERÁMICAS SIN METAL.	13

1.5. PROPIEDADES DE LA CERÁMICA.	15
1.6. ASPECTO TOTAL.	19

CAPÍTULO 2. IN-CERAM.

2.1. GENERALIDADES.	20
2.2. COMPOSICIÓN.	21
2.3. PRESENTACIÓN.	21
2.4. PROPIEDADES FÍSICAS.	23
2.5. VENTAJAS.	24
2.6. PREPARACIÓN DE LA CAVIDAD.	24
2.7. CEMENTADO.	26
2.8. PASOS DEL PROCESO EN EL LABORATORIO.	28
2.9. PASOS DEL PROCESO EN LA CONSULTA.	29

CAPÍTULO 3. TARGIS/VECTRIS.

3.1. GENERALIDADES.	30
3.2. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA.	30
3.3. COMPOSICIÓN.	31
3.4. PRESENTACIÓN.	33
3.5. INDICACIONES.	34
3.6. VENTAJAS.	35
3.7. PROCEDIMIENTO EN EL LABORATORIO.	36
3.8. CASO CLÍNICO.	40

CAPÍTULO 4. EMPRESS.

4.1. GENERALIDADES.	42
4.2. COMPOSICIÓN.	43
4.3. PROPIEDADES.	47

4.4. PRESENTACIÓN.	47
4.5. INDICACIONES/CONTRAINDICACIONES.	48
4.6. VENTAJAS.	49
4.7. PREPARACIÓN DE CAVIDAD INLAY/ONLAY.	50
4.8. CEMENTACIÓN.	51

CAPÍTULO 5. ARTGLASS.

5.1. GENERALIDADES.	53
5.2. COMPOSICIÓN.	54
5.3. PROPIEDADES.	56
5.4. PRESENTACIÓN.	59
5.5. COMPONENTES DEL SISTEMA.	59
5.6. CARACTERÍSTICAS.	60
5.7. INDICACIONES.	61
5.8. VENTAJAS.	61
5.9. PREPARACIÓN DE LA CAVIDAD.	62

CAPÍTULO 6. CEMENTACIÓN PARA RESTAURACIONES CERÁMICAS.

6.1. CEMENTO DE FOSFATO DE CINC.	63
6.2. CEMENTO DE POLICARBOXILATO DE CINC.	65
6.3. CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO.	66
6.4. CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADO.	68
6.5. CEMENTO RESINOSO.	69
6.6. RESINA MODIFICADA POR POLIÁCIDO.	72
6.7. PRESENTACIÓN DE LA CEMENTACIÓN ADHESIVA DE RESTAURACIONES SIN METAL.	72
CONCLUSIONES.	73
BIBLIOGRAFÍA.	75

INTRODUCCIÓN

El avance en el desarrollo de los composites ha llevado a la fabricación de productos de avanzada tecnología, con condiciones superiores de resistencia y estética, que se denominan cerómeros, materiales cerámicos optimizados con polímeros. Algunos de los que más se utilizan son Targis y Empress (Ivoclar), el Artglass (Kulzer), In-Ceram (Vita), entre otros.

El Targis, un composite con un elevado porcentaje de carga mineral (75% a 85%) que le asegura propiedades estéticas similares a las de la porcelana, posee una elevada resistencia flexural. Su matriz orgánica, compuesta por monómeros polimerizables, permite una fácil manipulación y un buen curado. Las partículas de relleno se unen químicamente a la matriz mediante una molécula bifuncional de silano. Las restauraciones terminadas son sometidas a un curado adicional con la luz y calor para mejorar sus propiedades estéticas y mecánicas (Targis Power)

El artglass (Kulzer) es un polímero no convencional que posee relleno de silicato de bario de un tamaño bastante uniforme y monómeros multifuncionales que al permitirle un mayor número de enlaces dobles y cadenas cruzadas le darían sus condiciones de mayor resistencia al desgaste. El curado se realiza por fotopolimerización en una unidad especial denominada UniXS, que consiste en una fuente de luz estroboscópica de xénon. El sistema trabaja en forma intermitente, con una exposición a la luz de 20 milisegundos y luego sin exposición por 80 milisegundos. Este ciclo se repite varias veces, lo que aseguraría una polimerización óptima¹

Los excelentes valores físicos de las restauraciones In-Ceram (Vita) se consiguen mediante una cerámica de óxido de aluminio infiltrada con cristales. Es un sistema con el cual se confeccionan coronas individuales, tanto en dientes anteriores como en posteriores, incrustaciones Inlay/Onlay o incluso también pequeños puentes con la suficiente resistencia. En ensayos sobre la resistencia a la torsión, In-Ceram son tres veces superior a las masas de cerámica convencional.

El elevado ajuste de las restauraciones de In-Ceram se basa en el hecho de que en este método no se trata de la sinterización húmeda de las partículas de cerámica. Se trata más bien de una sinterización en el límite de las partículas, con lo que las mínimas oscilaciones se ven compensadas por la escasa expansión del yeso. Por tanto, es un sistema innovador, con un elevado ajuste de las restauraciones cerámicas.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿ Las incrustaciones con materiales estéticos son realmente funcionales y resistentes?

JUSTIFICACIÓN

Actualmente la mayor demanda de estética, así como la tendencia a no emplear metales para los tratamientos restauradores y protésicos dentales promueve la aparición de nuevos materiales que cumplan con estos requisitos.

Estos materiales denominados cerómeros, combinan las propiedades de buena estabilidad, resistencia a la abrasión, buenos efectos ópticos, resistencia a la fractura, excelente acabado y fácil manipulación por lo que son una buena alternativa para la rehabilitación oral. Sin embargo, ¿serán capaces de sustituir a las restauraciones convencionales de metal?

OBJETIVO GENERAL

Realizar una revisión bibliográfica y hemerográfica actualizada de los reportes y estudios a cerca de las restauraciones tipo Inlay/Onlay con los nuevos materiales cerámicos como son: In-Ceram (Vita), Targis/Vectris, Empress (Ivoclar), ArtGlass (Kulzer).

OBJETIVO ESPECÍFICO

Conocer y comparar las diferentes propiedades físicas, de acuerdo a las investigaciones realizadas de los nuevos materiales cerámicos para las restauraciones estéticas tipo Inlay/Onlay en comparación con las restauraciones convencionales de metal.

ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Didier Dietschi y Roberto Spreafico² mencionan, que el interés para las restauraciones estéticas intracoronarias no es en absoluto una idea moderna. En 1856 se utilizaron incrustaciones Inlays cerámicas prefabricadas como obturaciones estéticas para ser selladas con oro cohesivo. Otro ejemplo es el desarrollo de incrustaciones cerámicas realizada en 1882 por Herbst en Alemania, descrito por primera vez en la literatura dental por Bruce en 1891. La fabricación de incrustaciones cerámicas al fuego sobre hoja de platino fue desarrollada unos años más tarde. Es interesante hacer constar que las incrustaciones cerámicas fueron introducidas en la profesión dental mucho antes que la amalgama (1895). Sin embargo, la ausencia de un material de cementado adecuado fue un serio obstáculo al éxito clínico de estas técnicas. Hasta hace muy poco, cuando los adhesivos de resina y del grabado de la porcelana se combinaron para adherir la restauración correctamente al diente.

El desarrollo real de los materiales estéticos directos empezó con los cementos de silicato y se prosiguió con la introducción de las resinas sin relleno en 1937. Sin embargo, son propuestas como materiales de obturación estéticos a partir de 1945. Los hechos más significativos en este campo fueron probablemente el desarrollo de la molécula epoxi y el acondicionamiento ácido de los tejidos dentales realizado por Hagger en 1951. Los estudios demostraron pronto el interés de la utilización de estas moléculas para unir materiales restauradores a los tejidos dentarios y al mismo tiempo proporcionaron la primera descripción respecto a la capa híbrida (Mc Lean y Kramer, 1952)

Estos trabajos fundamentales sirvieron como base para el posterior desarrollo del grabado del esmalte efectuando por Buonocore en 1955 y para el material de resina compuesta con la formulación de Bis-GMA de Bowen en 1962. Estos avances constituyeron el inicio de la odontología adhesiva moderna. Hasta hace pocos años los materiales y las técnicas estéticas posteriores apenas podían competir con la amalgama o con las obturaciones de oro, debido a su problemática biológica y fisicoquímica. En realidad la duración de las restauraciones estéticas estaba limitada por la degradación marginal, el desgaste y el fracaso mecánico. La caries recurrente, la lesión pulpar y la pérdida de función eran, por tanto, hallazgos clínicos frecuentes.

Por otra parte, Marco Antonio Bottino³, menciona un gran progreso en los materiales con base de polímeros gracias al desarrollo de la resina Bis-GMA y la adición de agentes de cadena cruzada. La adición de sílice, cuarzo o vidrio, especialmente con el agente de unión silano, mejoró mucho sus propiedades mecánicas y físicas, como citó Anusavice. Los materiales activados por la luz provocaron gran interés debido a la mejoría que proporcionaban desde el punto de vista estético, eran eficaces, pues como materiales de pasta única tenían menos probabilidades de incorporar burbujas de aire, presentaban gran estabilidad en el color, menos, contracción volumétrica y tiempo de polimerización más reducido. La unión química de la resina con la superficie metálica, el tratamiento previo de la aleación metálica y la aplicación de agentes de unión, aportaron un considerable perfeccionamiento a estos materiales. Simonetti, en 1997, describió que las interfases son potencialmente el punto débil de las restauraciones y pueden ocasionar el fracaso clínico.

Materiales diversos demuestran diferentes niveles de deformación cuando soportan la misma intensidad de carga. Cada material presenta diferentes propiedades mecánicas y la deformación se establece por el módulo de elasticidad. La combinación de diferentes materiales crea un nuevo sistema, que puede ser compatible o no. Con respecto a los metales, son muy diferentes de los materiales utilizados como revestimiento estético. Esto produce tensiones en las interfases al aplicarse las cargas. Las tensiones resultantes pueden provocar el fracaso de la unión entre el material y el revestimiento estético.

Las resinas compuestas, se utilizaron históricamente para pequeñas aplicaciones en dientes anteriores, pero era difícil obtener contornos y puntos de contacto con los dientes posteriores. Había además, indicios de sensibilidad dentaria postoperatoria como resultado de la contracción de polimerización.

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 denominados, según el Dental Advisor (1999)³, polímeros de vidrio, cerómeros, polividrios o porcelanas de vidrio polimérico (policerams).

Con esta nueva generación de materiales, cuya tecnología simplificará las preparaciones (más conservadoras), al crear superior resistencia a la abrasión, más durabilidad y mejor estética natural, la Odontología inicia una nueva experiencia.

La demanda de restauraciones sin metal aumenta continuamente debido a que los pacientes y los profesionales buscan materiales biocompatibles.

Sin duda, los materiales presentados recientemente ampliaron y optimizaron la gama de alternativas estéticas y funcionales existentes para la reconstrucción de sectores anteriores y posteriores.

Los materiales restauradores para el sector posterior permite la realización de restauraciones sin metal que tienen la misma resistencia al desgaste que las restauraciones estéticas sobre estructuras metálicas. Además, estas restauraciones sin metal puede ajustarse y pulirse en el consultorio del profesional con eficiencia.

INCRUSTACIONES ESTÉTICAS



CAPÍTULO I. INCRUSTACIONES ESTÉTICAS

1.1 DEFINICIÓN.

Son restauraciones intracoronarias a base de nuevos materiales como son los cerómeros, que nos permiten proporcionar una verdadera igualdad de naturaleza al órgano dentario, siendo muy fiables tanto en ajuste, durabilidad, color, forma y resistencia.

1.2 VENTAJAS Y DESVENTAJAS.

VENTAJAS:

- Resultados estéticos excelentes, unidos a una resistencia al desgaste prácticamente total.
- Las restauraciones adheridas refuerzan mucho las estructuras dentales.
- La adaptación marginal es excelente, siempre que no exista separación marginal en el momento de la prueba.
- Es raro que se produzca sensibilidad postoperatoria.
- Al ser una restauración de cerómero tendrá estabilidad en el color.

- La duración a largo plazo es debida a la dureza y resistencia al desgaste.
- Se consigue con ellas una oclusión estable. Al no perderse por desgaste los contactos oclusales con el antagonista.
- Tienen una mayor longevidad que los Inlays/Onlays en Resinas Compuestas.

DESVENTAJAS:

- Son difíciles de tallar.
- La elaboración en el laboratorio eleva el costo.
- Se necesita de un equipo sofisticado.
- Se requiere de dos citas para su colocación.
- Es potencialmente más abrasivo que los composites, amalgama u oro.

1.3 INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES.

INDICACIONES:

- Caries extensa.
- Fractura de cúspides.
- Defectos estructurales.
- Pérdida extensa de tejido.
- Dificultad de retención para restauraciones convencionales.
- Sustitución de restauraciones metálicas que comprometan la estética.
- Armonización de pequeños espacios interproximales.
- Corrección de posición de dientes en infra-oclusión o extruidos.
- Abrasión con pérdida de dimensión vertical
- Reparación de coronas totales retenedor o apoyo de prótesis.
- Pacientes sensibles a iones metálicos

CONTRAINDICACIONES:

En los pacientes con hábitos parafuncionales o dientes con coronas clínicas excesivamente cortas. Se menciona que una reconstrucción con sobrecontorno en la faz proximal de 1,0 a 1,5 mm de soporte dental no crea condiciones ideales de soporte para la cerámica y puede resultar en fractura en esa faz. Un ejemplo de esto ocurre para conseguir el punto de contacto en dientes de forma triangular o para el cierre de un diastema.

Con relación a la preparación cavitaria, el profesional necesita estar atento a las diferencias relativas a las preparaciones que eran realizadas con aleaciones metálicas. En estas reconstrucciones con metales, el espesor del desgaste es menor, la regularidad de las paredes es deseable pero menos crítica y los biselés cavosuperficiales son fundamentales para una buena adaptación. En los nuevos materiales, el espesor es crítico, tanto para soportar las cargas oclusales como para contraindicar los biselés cavosuperficiales indeseables debido a la posibilidad de fracturas

Inicialmente se hace la remoción del material restaurador (cuando sea preexistente), teniendo el cuidado de remover pigmentos resultantes de contaminación bacteriana y/o productos de corrosión (por ejemplo de amalgama) ⁴

1.4 CARACTERÍSTICAS DE LOS MATERIALES CERÁMICOS SIN METAL.

a) Propiedades requeridas para los materiales cerámicos.

El propósito de una rehabilitación oral es el reemplazado funcional y estético de los tejidos duros que se han perdido debido a caries o por enfermedad periodontal, sin que se presenten daños procedentes de los materiales o de los procedimientos utilizados en el tratamiento. Este propósito define las propiedades que se requieren en los materiales utilizados para las reconstrucciones.

b) Resistencia mecánica.

Los materiales deben tener suficiente estabilidad para resistir las fuerzas de la masticación. Estas fuerzas intermitentes socavan la resistencia de los materiales, mucho más de lo que realiza la presión estática. Por lo tanto, fuerzas subcríticas repetidas por un tiempo largo conducen a un fracaso del material, aun cuando éstas, no alcancen los límites de la estabilidad estática.

c) Resistencia a la corrosión.

En principio todos los materiales sufren de corrosión y los materiales colocados en el ambiente oral deben soportar un constante ataque de corrosión. Por esta razón, el promedio de corrosión (cantidad destruida por unidad de tiempo) es un factor decisivo en la evaluación de los materiales dentales (algunos de los cuales pueden estar en la boca del paciente por décadas). El promedio más bajo posible es esencial

d) Biocompatibilidad.

Los productos liberados por la corrosión de materiales utilizados en prótesis pueden introducirse en el organismo e interferir con el metabolismo. La compatibilidad biológica de los materiales depende de su mínima liberación de productos de corrosión, así como de la inocuidad de estos productos para el organismo.

e) Propiedades aceptable de trabajo.

Los materiales dentales son hoy en día manipulados manualmente, así que el odontólogo y el técnico dental desean su fácil manipulación. Un material también debe poseer un rango de procesamiento adecuado para de esta forma no cambiar sus propiedades

f) Economía.

Los materiales deben ser capaces de utilizarse sin gran esfuerzo personal o mecánico, para que de esta manera su costo permanezca accesible. El paciente espera una rápida ejecución a un costo razonable, alcanzando los requisitos individuales y logrando una solución a largo plazo de su problema.

g) Estética.

Es comprendida como la meta para alcanzar la duplicación o la optimización del diente natural en su forma y de las características visuales. Esto añadido a la función, es la preocupación final en la mayoría de los pacientes que necesitan de restauraciones.

Hoy, la porcelana es el único material accesible que permite la imitación perfecta de los tejidos duros dentales.

Al mismo tiempo, debido a su bajo promedio de corrosión puede ser visto como biológicamente inofensivo, de acuerdo al conocimiento que se tiene actualmente. Sin embargo, los materiales cerámicos son más sensibles a errores en su manipulación, que los materiales metálicos y la baja resistencia a la tensión de la cerámica significativamente limita su rango de aplicación. A pesar de sus desventajas, la cerámica presenta un papel importante en la estética de la rehabilitación dental del presente.

1.5 PROPIEDADES DE LA CERÁMICA.

a) Microestructura.

Los materiales cerámicos utilizados en odontología se clasifican como óxidos cerámicos, debido a que son mezclas de óxidos metálicos. El componente presente en mayor cantidad es el cuarzo (SiO_2) en donde otros óxidos metálicos (Al_2O_3 , Na_2O y K_2O) se disuelven para modificar las propiedades. Por lo general, la microestructura de la cerámica está formada de partículas cristalinas dentro de una matriz de vidrio. Las características microestructurales de diversas porcelanas que actualmente se fabrican comercialmente dependen de la materia prima empleada y del proceso de fabricación utilizado en su elaboración. Estos factores tienen una influencia decisiva en las propiedades ópticas y mecánicas de la porcelana.

b) Propiedades ópticas.

La apariencia óptica de un objeto, está determinado por la cantidad de luz reflejada que incide sobre su superficie o por la cantidad de luz que él absorbe. Como el ojo humano sólo reconoce las longitudes de onda entre 360 nm y 780 nm, sólo la luz reflejada dentro de este rango presenta cualquier efecto en el aspecto de la restauración. Las propiedades ópticas incluyen todas las características que afectan la dispersión de la luz visible de cualquier forma. El color es la propiedad óptica más obvia, pero la reflexión y la refracción de la luz, translucidez, opalescencia y luminosidad de un material también son factores importantes en aspecto óptico de una prótesis.

c) Color.

El color de la cerámica se presenta por la adición de cantidades precisas de partículas de vidrio que presentan altas concentraciones de óxidos metálicos coloreados. Estos óxidos de colores se disuelven y se distribuyen uniformemente durante el proceso de su fabricación.

d) Refracción y reflexión.

Cuando la luz incide en una interfase, por ejemplo la transición entre aire y el agua, o entre el aire y un material transparente como el vidrio, se produce la refracción, es la deflexión de los rayos de luz que pasan oblicuamente de un medio a otro con un cambio de la velocidad

En el ser humano el órgano dentario presenta una estructura histológica completa que contiene numerosas fases. La interfase entre el esmalte y la dentina es una transición importante. Y el esmalte por sí solo presenta una capa que lo recubre libre de prismas, por debajo de la cual yace claramente demarcado una capa de cristales de apatita que presentan caras y bordes. Mientras que los cristales de apatita actúan como conductores de la luz hacia las zonas internas del diente, la luz es también refractada en su superficie y reflejada en parte para dirigirse hacia afuera.

Un efecto similar debe lograrse con los materiales restauradores. Las partículas cristalinas en la cerámica presentan una importancia óptica ya que tienen caras en donde la luz es refractada. Alternativamente, la fritada de vidrio que presenta diferentes índices de refracción se pueden añadir para lograr el mismo efecto en zonas específicas.

e) Traslucidez.

La translucidez de un material es la propiedad mediante la cual se permite el paso de la luz a través de él. La organización prismática de los cristales de apatita y la conducción de la luz a través de ella permite cierta cantidad de translucidez. La cantidad de translucidez de los materiales cerámicos está determinada en buena parte por la proporción de su contenido de vidrio.

Para alcanzar la translucidez de un órgano dentario natural se debe tener esta proporción muy alta. La refracción y la reflexión tienen un efecto de translucidez debido a los diferentes índices refractivos en los diversos componentes de la cerámica.

f) Opalescencia.

Se logra en la cerámica mediante la adición, en la base matriz, de partículas refractivas muy finas y fuertes.

g) Luminiscencia.

Dos fenómenos ópticos se combinan en este concepto: la fluorescencia y la fosforescencia. Ellos se producen por la irradiación con una luz de onda corta (de mucha energía). La fosforescencia se nota principalmente en los compuestos que contienen fósforo. No tiene influencia en la cerámica dental.

h) Propiedades mecánicas.

Mientras las propiedades mecánicas de la cerámica son muy buenas para reemplazar los órganos dentarios, su resistencia sólo cumple con los requisitos dentales en una extensión limitada.

En la cerámica está presente una unión covalente metal-oxígeno y hay ausencia de las propiedades elásticas y plásticas las cuales si se encuentran en los metales. La cerámica se encuentra dentro de los materiales más frágiles y reacciona con una particular sensibilidad a las fuerzas tensionales (pero más tolerante a las fuerzas de compresión) La causa de la baja resistencia tensional radica en la formación de microfisuras en la superficie durante el proceso de fabricación. Cuando las fuerzas tensionales superan a las de unión en la cerámica, las fisuras se extienden hasta dentro de la fase de vidrio

Se puede lograr un aumento de la resistencia mediante la presencia de partículas cristalinas. Una fisura que encuentre una partícula cristalina detiene su trayecto; ya sea que se detiene completamente o realiza un cambio de dirección, lo cual lleva a una pérdida de energía. Este tipo de aumento de la resistencia de los materiales cerámicos es denominado refuerzo de las partículas.

1.6 ASPECTO TOTAL.

El efecto estético de los materiales cerámicos utilizados en odontología depende de la interacción de varias propiedades ópticas. Además del color, las propiedades de translucidez y fluorescencia tienen una particular influencia en el aspecto de material. La microestructura típica y la cantidad de vidrio en la fase cristalina son también factores importantes. El vidrio le añade la translucidez necesaria, mientras que las partículas cristalinas difunden y reflejan la luz que le otorga una percepción de profundidad que imita al diente natural. El color y el efecto de quantum de la luz se obtienen mediante la adición de sustancias específicas a la fase de vidrio. Aún más, el logro de efecto visual estético requiere de una duplicación de la compleja estructura histológica del diente natural mediante la colocación de diferentes capas de cerámica con propiedades ópticas diferentes⁵.

CAPÍTULO 2. IN-CERAM (VITA)

2.1 GENERALIDADES.

Marco Antonio Bottino señala, que este material se desarrolló en Francia por medio de los estudios de Mickaël Sadoun, y consiste en la duplicación de los modelos de trabajo con un yeso especial y un molde, para la confección de una infraestructura. Esta técnica vino de la industria de manufactura de cerámicas y se usa un proceso denominado *slip casting*. Mediante este método, el polvo cerámico de finas partículas, con elevado contenido de alúmina, se mezcla con un líquido especial y se aplica una capa sobre el modelo duplicado bajo la acción de la capilaridad; la humedad se absorbe, aglomera las partículas sobre el modelo, y forma una estructura firme y densa. Esa estructura se esculpe y se sinteriza en un horno especial, a una temperatura de 1 140°C, en un ciclo de 11 horas. Las partículas se funden y producen una estructura cristalina organizada. El elevado contenido de alúmina le confiere un aspecto blanco opaco a la infraestructura y con baja resistencia. Mediante una segunda cocción, a 1.100°C, por 3 a 5 horas, la estructura de óxido de aluminio se sinteriza y se infiltra con vidrio fundido, obteniéndose una gran resistencia y volviéndose translúcida. Sobre esta estructura se aplican de forma convencional las masas de cuerpo de la dentina y del esmalte. Se indica para coronas unitarias anteriores, posteriores y prótesis parciales fijas Inlays/Onlays y de tres elementos anteriores.

2.2 COMPOSICIÓN.

Su material base es óxido de aluminio de grano fino, con un tamaño de partícula de 2-5 μm . Al mezclarse con un líquido especial se forma una suspensión que se aplica sobre el muñón de yeso. A continuación se sinteriza en un horno creado y desarrollado para ello. Mediante una segunda cocción, la estructura de óxido de aluminio sinterizada se infiltra con vidrio, obteniendo así su extraordinaria resistencia.

2.3 PRESENTACIÓN.

Se presenta con tres formas: con Alúmina, Spinell (una mezcla de alúmina y magnesio) o Zirconio, lo que posibilita la fabricación de estructuras de translucidez variada por la utilización de diferentes técnicas.

In-Ceram Alúmina: tiene gran contenido de alúmina, el tamaño de las partículas varía de 0.5 a 3.5 μm , y una contracción de sinterización del 0.3%, lo que produce una microestructura controlada y organizada. El pequeño tamaño de las partículas asociado a la escasa contracción y al proceso simple de confección, producen una adecuada fidelidad marginal para coronas unitarias, con terminación marginal en hombro redondeado. Las coronas unitarias tienen una apertura marginal de 25 μm , mientras que las prótesis fijas de tres elementos tienen una apertura marginal de más o menos 58 μm . El material se presenta en un kit especial (Fig 1).

In-Ceram Spinell: utiliza una mezcla de alúmina y magnesio y tiene que ser sinterizada en ambiente de vacío tiene el doble de translucidez que el In-Ceram Alúmina por que el índice de refracción de su fase cristalina se aproxima más al de vidrio y su infiltración al vacío resulta en menos porosidad. EL In-Ceram Spinell es, por lo tanto, indicado en situaciones en las que se desea obtener la máxima translucidez de la estructura. Al igual que el In-Ceram Alúmina se presenta en un kit especial. (Fig. 2).

El In-Ceram Zirconio promueve una mezcla de óxido de Zirconio y óxido de alúmina como material para la realización de la infraestructura, lo que posibilita la obtención de un aumento de la tenacidad y elevación de la resistencia a la flexión, mientras mantiene los procedimientos de infiltración de vidrio fundido en el interior de la estructura. Se indica para coronas unitarias posteriores, prótesis fija de tres elementos incluidas áreas posteriores sobre dientes naturales o implantes

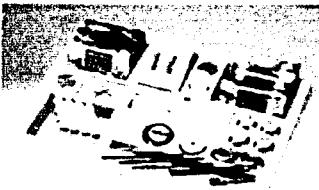


Fig 1 In-Ceram Alumina

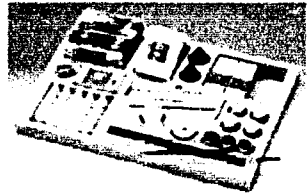


Fig 2 In-Ceram Spinell

2.4 PROPIEDADES FÍSICAS.

El In-Ceram Alumina tiene resistencia a la flexión de 300 MPa a 600 MPa, mientras que el In-Ceram Spinell posee valores de resistencia a la flexión del 15 al 40% menores.

Como los materiales que tienen resistencia a la flexión de más o menos

150 MPa no son adecuados para coronas en los dientes posteriores, el In-Ceram Spinell se recomienda, por lo tanto, sólo para facetas laminadas, coronas unitarias anteriores, Inlays u Onlays.

El óxido de aluminio constituye aproximadamente el 67% de la estructura cristalina; lo restante de la estructura se forma con óxido de Zirconio tetragonal. La proporción de la fase de vidrio es aproximadamente del 20 al 25% de la estructura cristalina.

El aumento de la resistencia se obtiene por la incorporación de partículas de óxido de Zirconio, que posee uno de los más altos valores de la tenacidad entre los materiales cerámicos, lo que aumenta la resistencia del material a la propagación de fisuras. Se utilizan los cilindros prefabricados de Nobel Biocare, denominados de Ceradapt, que también se confecciona de porcelana aluminizada.

2.5 VENTAJAS.

- Elevada resistencia a la torsión.
- Ajuste exacto.
- No es necesario modificar la técnica de preparación.
- Fijación con cemento de fosfato.
- Elección con guía de colores VITA.
- Restauración duradera sin metal.
- Posibilidad de puentes anteriores de tres piezas.
- No produce alergias o irritaciones en los tejidos.

2.6 PREPARACIÓN DE LA CAVIDAD.

Al realizar la preparación, es imprescindible tener en cuenta las características específicas de los polvos cerámicos dentales. Se recomienda una preparación en forma de cajas sin bordes disminuidos. En el caso de las restauraciones en forma de Inlay, debe tenerse en cuenta lo siguiente:

- Profundidad mínima en la base de la fisura: 1,5 mm.
 - Profundidad mínima en el borde de la cavidad: 2 mm.
 - Si el borde de la cavidad se encuentra cerca de la punta de la cúspide: 2,5 mm.
 - El hombro cervical debe estar separado del diente colindante.
 - Anchura mínima del hombro proximal: 1,5 mm.
 - Ángulo entre la pared lateral de la caja y la superficie proximal: $\geq 60^\circ$.
- (Fig.3 y 4).

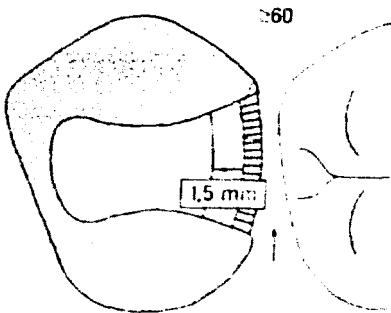


Fig 3 Preparación Inlay

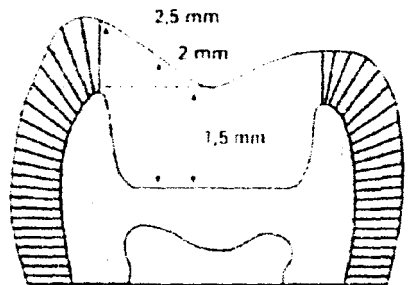


Fig 4 Preparación Inlay

En el caso de restauraciones con Onlay, además, debe tenerse en cuenta lo siguiente:

- El grosor mínimo de la capa en caso de recubrir la cúspide: 1,5 mm. (Fig.5).

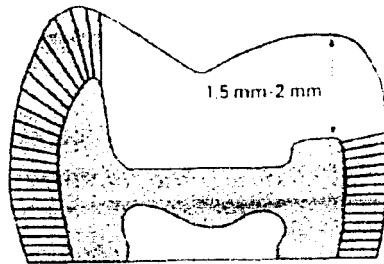


Fig 5 Preparacion Onlay

El modelado se realiza con material de moldeado de precisión según las reglas habituales de la prótesis dental

2.7 CEMENTADO.

Cementación convencional con cementos de fosfato de Zinc.

INDICACIONES:

Para coronas y puentes de In-Ceram ALUMINA y ZIRCONIA. En comparación con otros cementos, los de fosfato de cinc son relativamente opacos y presentan una mayor solubilidad

Cementación convencional con cemento de ionómero de vidrio.

INDICACIONES:

- Para coronas SPINELL, ALUMINA Y ZIRCONIA.
- Para pacientes que presentan reacciones alérgicas a los cementos adhesivos de composite.
- En caso de imposibilidad de crear condiciones absolutamente secas en las zonas afectadas.

Ejemplos de cementos de ionómero de vidrio: Fuji I Capsule Glass Ionomer Luting Cement (GC) Ketac-Cem Aplicap (Espe).

Cementación convencional con cementos de ionómero de vidrio o cementos de fijación de compómero:

Algunos estudios indican que estos materiales de fijación tienden a expandirse in situ al cabo de un tiempo, debido a la absorción de humedad. Esto puede provocar fisuras en el caso de las restauraciones de cerámica sin metal (In-Ceram y cerámica feldespática). Por lo tanto. Se requieren nuevos estudios, antes de poder recomendar su uso

Cementación adhesiva.

INDICACIONES:

Para todas las restauraciones In-Ceram.

De fraguado químico, este composite de obturación Bis-GMA modificado contienen un compómero adhesivo que establece una unión duradera con In-Ceram. PANAVIA 21 TC (color del diente) es excepcionalmente translúcido y por lo tanto especialmente apropiado para conseguir restauraciones estéticas.

2.8 PASOS DEL PROCESO EN EL LABORATORIO.

- Arenar las superficies interiores de la restauración In-Ceram con óxido de aluminio (máx. 50 μm). Druck \leq 2,5 bar.
- La superficie ya no debe tocarse.
- No es preciso silanizar.

Nota: el grabado al ácido de las restauraciones In-Ceram, con ácido fluorhídrico no es posible.

2.9 PASOS DEL PROCESO EN LA CONSULTA.

- Mantener seca la zona afectada mediante un dique de caucho.
- Probar la restauración In-Ceram.
- Tras producirse contacto con saliva, etc. La restauración arenada debe limpiarse con ultrasonido en un agente de disolución orgánico (p.ej. cloroformo, acetona, alcohol).
- Mezcle y aplique PANA VIA 21 TC según las indicaciones del fabricante.
- Se recomienda el uso de un sistema adhesivo de dentina/esmalte para garantizar la óptima adhesión a la dentina⁶.

CAPÍTULO 3. TARGIS/VECTRIS

3.1 GENERALIDADES.

Los cerómeros (CERamic Optimized polyMER) son una combinación específica de la tecnología avanzada en el campo de las cerámicas y de la química avanzada de los polímeros, que proporcionan mejor función y estética. Al compararlo con algunas resinas compuestas convencionales que contienen sólo moléculas bifuncionales de Bis-GMA, el cerómero es considerablemente más completo, porque contiene grupos polifuncionales. Tales configuraciones le proporcionan potencial para crear un entrecruzamiento de mejor nivel y una buena conversión de dobles cruzamientos, y por consecuencia hay superior resistencia del material. Las propiedades ópticas reajustadas permiten la simulación de una dentición natural, lo que posibilita armonizar la restauración con la estructura dental remanente.

3.2 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA.

El sistema consta de dos materiales, Vectris utilizado como estructura y Targis como material de recubrimiento

Vectris: es un material de fibras reforzadas, creando una malla multidireccional de poco peso capaz de absorber las tensiones que provoca la masticación, sin romperse dando soporte a las masas de porcelana con que se cubrirá más adelante

Su uso se desarrolló en la Aeronáutica y en la Construcción Naval y pronto se adaptó al mundo de la Odontología.

Targis: es un material único que consiste en un cerómero indirecto (cerámicas optimizadas con polímeros). Cada cerómero es una combinación de relleno inorgánico cerámico (75%-80% con partículas de una micra de tamaño), una estructura inorgánica tridimensional homogénea, una matriz orgánica compatible con la nueva estructura FRC y el cemento de resina Variolink (Vivadent Shaan, Liechtenstein)⁷.

La combinación Vectris-Targis: ofrece unos resultados superiores a la clásica combinación Metal-Porcelana . Es decir, Vectris sustituye al metal y Targis a la porcelana. La estética es inmejorable, su dureza igual a la del metal y tienen una capacidad de flexibilidad muy superior a la de la porcelana. Ambos materiales son biocompatibles y, posiblemente sus propiedades físicas y estéticas son las más parecidas a las de un órgano dental natural.

3.3 COMPOSICIÓN.

Se componen de un conjunto de partículas finas y tridimensionales de cerámica, especialmente homogenizadas densamente compactas (aproximadamente 80% en peso) y embebidas en una matriz orgánica, con óptimo potencial para polimerización por luz y calor. Los cerómeros se clasifican como un tipo de restauración conservadora, porque refuerzan la estructura remanente mediante la cementación adhesiva con las nuevas generaciones de cementos resinosos y sistemas adhesivos dentales.

Targis es el material de blindaje o veneer, compuesto por una gran cantidad de relleno inorgánico mayor de 75%-85% en peso, Bis-GMA, decandiol, dimetacrilato, uretano, bario silanizado, sílice, pigmentos, etc.

Vectris es fibra reforzada y fabricada de tres tipos:

- SINGLE: base de una corona de recubrimiento total.
- PONTIC: para estructura de prótesis parcial fija. Es la barra del pótico.
- FRAME: similar al SINGLE. Se utiliza como capa final en las estructuras de diversas unidades.

COMPOSICIÓN TARGIS/VECTRIS

	TARGIS dentina	VECTRIS pontic
<u>Bis-GMA</u>	<u>9%</u>	<u>24.5%</u>
<u>UDMA</u>	<u>9.3%</u>	<u>0.1%</u>
<u>Fibra de vidrio</u>	<u>0</u>	<u>65%</u>
<u>Vidrio de Ba silanizado</u>	<u>46.5%</u>	<u>0</u>

Tab 1 Menciona la composición entre Targis/Vectris

3.4 PRESENTACIÓN.

Con la reciente presentación del sistema libre de metal Targis/Vectris, que utiliza un polímero cerámico optimizado (Targis) y un armazón de composite reforzado con fibras (Vectris), han aumentado las opciones restaurativas disponibles. El deseo de dentistas y pacientes por una alternativa sin metal que sea conservadora, estética resistente y sobre todo predecible nos ha llevado a buscar otros horizontes.

El sistema Targis/Vectris combinado con lo último en materiales y técnicas de adhesión, nos ofrece resultados funcionales, predecibles y altamente estéticos. Sus aplicaciones clínicas incluyen incrustaciones, Onlays, coronas y el reemplazo de un diente en la región anterior o posterior^B.

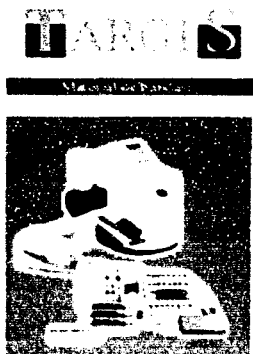


Fig 7 Presentación de Vectris



Fig 6 Presentación de Targis

3.5 INDICACIONES.

Targis:

- Carillas veneer.
- Inlays-Onlays.
- Coronas anteriores sin subestructura.
- Coronas posteriores y puentes sobre Vectris y/o metal.
- Prótesis sobre implantes.

Vectris:

- Elaboración de subestructuras para coronas, puentes tradicionales y puentes tipo Inlay.

Además de las indicaciones para coronas totales, facetas, Inlays y Onlays, supraestructura para implantes. También puede utilizarse para confeccionar prótesis fijas de tres o más elementos con refuerzo de fibra Vectris.

3.6 VENTAJAS.

Targis:

- Estético.
- Resistente a la abrasión.
- Elevada elasticidad.
- Sencilla fijación adhesiva.

Vectris:

- Rápida elaboración.
- Estructura translúcida estética.
- Alta resistencia a la torsión.
- Sencilla fijación adhesiva.

3.7 PROCEDIMIENTO EN EL LABORATORIO.

Sistema Targis:

PRIMER PASO. Es necesario que los dientes que se van a trabajar se encuentren en dados de trabajo. Y trabajar sobre campos de papel "nunca olvidar tener limpias las manos".

Se sujeta el dado de trabajo del dowel pin para evitar contaminar la superficie del modelo de trabajo, en seguida se le coloca el separador utilizando un pincel.

Se colocan de dos a tres capas del separador en un solo sentido, es importante esperar un minuto entre cada capa. Y después de la última capa es conveniente esperar 5-10 minutos.

SEGUNDO PASO. Se coloca la base (7 tonos diferentes), este material se coloca en la caja que tiene la capa protectora contra la polimerización (caja con tapa anaranjada); con un instrumento se coloca el material sobre el dado de trabajo. Al estar seco el separador el siguiente paso es colocar la base con la ayuda de un PI o el instrumento de elección sobre el escalón vestibular. Nunca olvidar que los materiales se van a colocar de cervical hacia incisal. (Se recomienda colocar suficiente material en el margen cervical, para dar una adecuada protección en esta zona) Después en la cara vestibular, siempre siguiendo la anatomía del diente (en dos planos), y tratar de modelarlo lo más natural posible (no tan geométrico)

En caso de que el material se adhiera mucho a los instrumentos se cuenta con un recipiente, al que se le agrega un poco de monómero; la espátula se introduce en él con fin de manipular mejor el material. (es importante retirar el excedente de monómero con un trozo de papel, nunca con una franela ya que se puede contaminar el cerómero con fibras de la tela).

Enseguida se polimeriza este material colocando el dedo de trabajo durante 40 seg. En el Targis Quick (TQ), es importante colocar el dedo lo más directo y cercano posible. Al concluir la polimerización; con el aplicador de esponja se realiza presión sobre las superficies del diente, hasta conseguir que pierda el brillo (capa de dispersión) y de esta manera evitamos que el siguiente material que se va a colocar se resbale.

TERCER PASO. (Dentina, seleccionar el tono en relación a la base que colocamos). En el margen cervical (vestibular y palatino) podemos colocar un poco de dentina de color naranja o café, e incluso combinarlos. Con esto conseguimos darle un efecto a dicho margen. Tanto el margen vestibular como palatino se polimerizaran cada uno por 20 seg en TQ.

La dentina que corresponde al tono de nuestra base se coloca en la cara vestibular para ir formando poco a poco la anatomía. Con un pincel de pelo de camello se moja con monómero se le retira el excedente y se pincela la cara vestibular para dar uniformidad y continuo modelando con la espátula. Es válido colocar el pulpejo del dedo sobre la cara palatina para evitar que cuando se coloca el material sobre la cara vestibular el material se escurra.

Cuando se ha modelado la cara vestibular tenemos la opción de continuar con el modelado de la cara palatina o polimerizar el material de la cara vestibular. (Esto es en relación a la habilidad y gusto del operador).

Ventaja : al polimerizar la cara vestibular se tiene una pared firme que ayuda a modelar la cara palatina.

Desventaja: al endurecer dicha cara vestibular si en algún sitio sobra mucho material la única forma de retirarlo es con fresas de diamante. Se prosigue con el modelado de la cara palatina, siempre comenzando de cervical a incisal para no comprometer el sellado de la restauración. En la cara palatina se puede colocar café o naranja a nivel del tercio incisal.

CUARTO PASO (incisal). Se utiliza el S1 al S3 (bordes incisales), pero es más recomendable utilizar el S1 y S2. Y este se coloca de acuerdo a las necesidades de la restauración. También se puede utilizar los MM1, MM2 o MM0 (partes proximales y un poco en palatino), al igual que el transparente.

Por ejemplo el transparente puede ir en incisal y los MM en el tercio medio del diente. Y nuevamente con el pincel mojado ligeramente en el monómero se pasa sobre las caras del diente para tener uniformidad

Si se decidió no polimerizar por caras, al concluir el modelado se lleva al TQ y se polimeriza por 20 seg Por cada lado Y es importante que nunca se debe sacar la restauración antes de llevarla al power targis.

QUINTO PASO (Detallar y Stains). Al concluir la polimerización, si alguna zona está excedida de material se debe recortar los excedentes con fresas diamantadas de grano fino, al mismo tiempo que se detalla la restauración. Se lleva la restauración al arenador por 10 seg; después se coloca en el Aqua clear (limpia la superficie con vapor) y posteriormente se pone el Stain para caracterizarla.

SEXTO PASO (Cocción). Antes de meter la restauración al (TP), se debe cubrir toda la restauración con el "gel" de forma suficiente. Este tiene el fin de proteger el material y evitar que fluya. El programa del TP tiene 3 niveles, el No.1 es para los trabajos de Targis, el No. 2 es para aquellas restauraciones que llevan metal.

3.8 CASO CLÍNICO.

RESTAURACIONES INLAY EN TARGIS

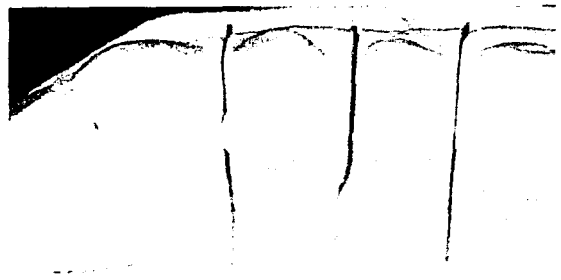


Fig 8 Vista oclusal del modelo de trabajo con preparaciones MOD



Fig. 9 Vista oclusal del modelo de trabajo con las restauraciones en Targis terminadas



Fig 10 Vista lateral del modelo

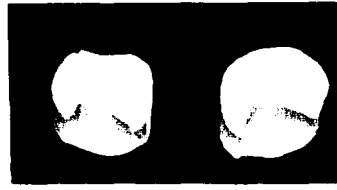


Fig 11 Restauraciones tipo MOD en Targis

LABORATORIO
FARMACIA DE ORTODONCIA



Fig 12 Vista oclusal de los provisorios

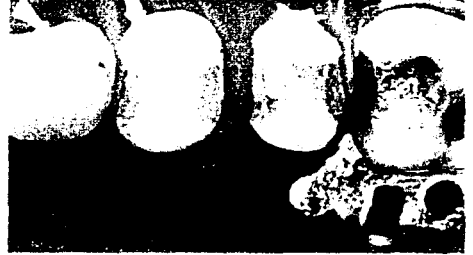


Fig 13 Aislamiento absoluto para la cementacion



Fig 14 Vista oclusal del caso clinico concluido



Fig 15 Vista vestibular de las restauraciones cementadas

CAPÍTULO 4. EMPRESS

4.1 GENERALIDADES.

El sistema IPS Empress se basa en la tradicional técnica de la cera perdida. Es un material cerámico de leucita reforzada creada mediante una cristalización controlada formando una estructura densa de cristal de muy pocas micras de diámetro. Los trabajos de coronas Inlays y facetas se modelan en cera y se incluyen en revestimientos refractarios específicos, en un sistema de mufla especialmente desarrollado para la inclusión de la cera y la colocación de pastillas de cerámica. Un horno especial se utiliza para el calentamiento y prensado de la pastilla y de la inclusión de la porcelana en el interior de la mufla.

El sistema permite la realización de restauraciones mediante la técnica de pintura, y pueden utilizarse pastillas de diferentes transparencias modificadas por medio de pintura superficial, se recomienda para Inlays, Onlays y facetas pero para obtenerlas es necesario que el horno esté a una temperatura de 1.050°C.

La técnica de estratificación se realiza por medio de pastillas previamente coloreadas de acuerdo con las escalas de color Vita de Ivoclar, que producen una infraestructura cerámica del color de la dentina, que se obtiene a una temperatura del horno de 1 180°C sobre la que se aplica la porcelana de forma convencional. Esta técnica se recomienda para coronas anteriores posteriores unitarias y facetas.

Las pastillas utilizadas pueden variar de color y opacidad, de acuerdo con la necesidad. Los procedimientos necesarios para la colocación de la superficie de la restauración y aplicación del glase aumentan su resistencia a la flexión hasta 215 MPa; sin embargo, esta mezcla no permite la confección de prótesis parciales fijas.

IPS EMPRESS 2: Con el objetivo de utilizar el sistema de cerámica calentado y prensado para la confección de prótesis parciales fijas, se desarrolló una cerámica vitrificada de bisilicato de litio, con el sistema $\text{SiO}_2 - \text{Li}_2\text{O}$ como base química para el material. Además de las diferencias de composición química, existen considerables diferencias entre las microestructuras y las propiedades del IPS Empress. El IPS Empress 2 se recomienda para coronas en general y prótesis fijas de tres elementos anteriores y posteriores, incluidos el primer molar como pónico. El pónico no debe tener un ancho superior a 7-8 mm y no se recomienda para extremos libres.

4.2 COMPOSICIÓN.

El material restaurador IPS Empress, se compone de pastillas de cerámica vitrificada parcialmente preceramizadas por el fabricante y procesadas en laboratorio. Consiste básicamente, en una cerámica feldespática reforzada con cristales de leucita, lo que previene la propagación de microfracturas que podrían expandirse por la matriz vítrea. Este material proviene del sistema químico $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$.

La cerámica vitrificada es un material que consiste en una estructura cristalina, en la que los cristales son embebidos por una matriz vítrea. El IPS Empress 2 tiene un 60% en volumen de cristales de bisilicato de litio, que miden entre 0,5 a 5 μm y una segunda fase cristalina compuesta por ortofosfato de litio (Li_3PO_4) con partículas de 0,1 a 0,3 μm que se encuentran en pequeña cantidad. Esta estructura proporciona un material con resistencia a la flexión después de procedimiento de prensado, con un promedio de 350 ± 50 MPa. Al mismo tiempo aumenta la tenacidad del material.

De esta forma, posibilita la realización de prótesis parciales de tres elementos, que en pruebas empíricas soportan cargas de 800 a 1.200 N antes de presentar fracturas.

Tabla 2. Composición de la nueva cerámica de disilicato de litio para la estructura IPS Empress en comparación con una pastilla IPS Empress convencional, % en peso según datos del fabricante. El contenido de cristales de la cerámica de vidrio de disilicato de litio es del 70% en volumen (+/-).

Tabla 3. Composición de las cerámicas de vidrio en base a apatita para el material de estructuras IPS Empress 2 en comparación con las masas sinterizadas del anterior sistema IPS Empress % en peso según datos del fabricante.

Comparación en relación a la composición de IPS Empress 1 con IPS Empress 2. (Tab. 2)

Componentes del material		Composición % en peso	
Empress1	Estructura IPS Empress2	Técnica en capas IPS	
SiO ₂	57-80	(57-63)	
Al ₂ O ₃	0-5	(18-23)	
BaO	-	(0-1,5)	
B ₂ O ₃	-	(0-1)	
CaO	-	(0,5-3,5)	
CeO ₂	-	(0-1)	
K ₂ O	0-13	(10-14)	
La ₂ O ₃	0,1-6	(-)	
Li ₂ O	11-19	(-)	
MgO	0-5	(-)	
Na ₂ O	-	(3-7)	
P ₂ O ₅	0-11	(-)	
TiO ₂	-	(0,0-0,5)	
ZnO	0-8	(-)	
Aditivos	0-6		
Pigmentos	0-8	(0,5-1)	

Tab. 2 Comparación de IPS Empress 2 con Empress 1, de acuerdo a la composición de la nueva cerámica de litio

Comparación en relación a la composición de IPS Empress 1 con IPS Empress 2. (Tab. 3)

Componentes del Material	Composición % en peso	
	Cerámica sinterizada IPS Empress1	Cerámica sinterizada IPS Empress 2
SiO ₂	45-70	(59-63)
Al ₂ O ₃	5-22	(12,5-16,5)
BaO	-	(0,5-3)
B ₂ O ₃	-	(0,5-2)
CaO	1-11*	(1-3,5)
CeO ₂	-	(0,5-2)
K ₂ O	3-9	(10-14)
Na ₂ O	4-13	(5-8)
P ₂ O ₅	0,5-6,5	(-)
TiO ₂	-	(0-0,5)
F	0,1-2,5	(-)

Tab. 3 Comparación de IPS Empress 2 con IPS Empress 1 en comparación de la cerámica de vidrio en base a apatita.

4.3 PROPIEDADES DE LA CERÁMICA PARA ESTRUCTURA IPS EMPRESS 2 EN COMPARACIÓN CON LA CERÁMICA DE VIDRIO IPS EMPRESS CONVENCIONAL PARA LA TÉCNICA DE CAPAS. según datos del fabricante. (Tab. 4)

Resistencia a la flexión en tres puntos según ISO 6872 (MPa)	350±50	(120)
Dureza de rotura, muestra estriada en una cara (MPa m ^{1/2})	3,2±0,3	(1,2)
Coefficiencia de expansión térmica lineal (mm/mK)	10-11	(15±0,5)
Temperatura de inyección (°C)	920	(1180)
Aplicación de la cerámica sinterizada en la técnica de capas (°C)	800	(910)

Tab. 4 Propiedades de la cerámica en comparación con IPS Empress 1 IPS Empress 2

4.4 PRESENTACIÓN.

El sistema Libre de metal para puentes y coronas estéticos basados en disilicato de litio y fluorapatita IPS Empress 2 permite realizar restauraciones de cerámica sin metal que se integran armoniosamente en el entorno bucal⁹.



Fig. 16 Presentación de IPS Empress 2

4.5 INDICACIONES/CONTRAINDICACIONES.

La comparación con la cerámica IPS Empress convencional arroja unos mejores valores de resistencia que permiten ampliar el campo de aplicación a las coronas posteriores y puentes anteriores de tres piezas hasta el segundo molar.

Las especiales características de la cerámica obligan, no obstante, a mantener restringido el campo de aplicación. Tanto el diagnóstico como la planificación protésica son requisitos indispensables para el éxito del tratamiento. Los siguientes factores condicionan, entre otros, la resistencia de coronas y puentes de cerámica sin apoyo metálico: altura y forma de la carga funcional masticatoria, la calidad del muñón de apoyo, la geometría de la preparación y la selección del material de fijación. Con vistas a la fijación adhesiva prevista, no debe haber presencia de inflamación periodontal.

A fin de evaluar los diversos factores, además de una profunda exploración intraoral, se recomienda realizar una radiografía dental de aquellos órganos dentarios que vayan a actuar de pilares, así como preimpresiones de alginato de ambas arcadas para el análisis de los modelos. Se deberá prestar especial atención a las facetas de abrasión generalizadas, la posición de los contactos antagonistas, los contactos prematuros existentes en el lado de balance, la longitud de las coronas clínicas y la posición de los órganos dentarios (orientación de los pilares)

Entre las contraindicaciones se encuentra el bruxismo, órganos dentarios jóvenes vitales con cámaras pulpares muy extendidas, así como dientes

con estrechamientos pronunciado en la zona cervical (por ej. En los incisivos inferiores).

A la hora de planificar puentes, otra contraindicación a tener en cuenta son las coronas clínicas cortas, ya que para mantener el grosor del conector exigido para la estructura de cerámica con el puente (en anteriores mínimo 12 mm2 y en posteriores entre 16 y 20 mm2) se requiere, después de la preparación de los pilares, una altura mínima del muñón de 4 a 5 mm.

Tanto las periodontopatías existentes y resistentes al tratamiento, como las alergias a los componentes de los adhesivos dentinarios o al composite de fijación deben considerarse graves contraindicaciones a la utilización de una fijación adhesiva. Las hemorragias gingivales suponen un obstáculo serio a la retención adhesiva entre la resina y el muñón dentinario. Las bolsas periodontales son además una zona de difícil limpieza en la que suelen acumularse los restos del composite de fijación. En condiciones determinadas, la alta resistencia del material para estructuras permite, sin embargo, la fijación de las restauraciones con cementos convencionales¹⁰.

4.6 VENTAJAS.

- Estética perfecta.
- Gran ajuste por la elaboración del prensado.

- Desgaste a la elaboración similar al diente.
- Biocompatibilidad.
- Cementación adhesiva y convencional.

4.7 PREPARACION DE CAVIDAD PARA INLAYS/ONLAYS.

Técnica de maquillaje Inlays

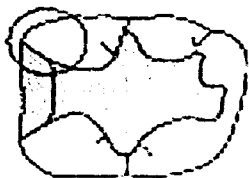


Fig. 17 Preparación de cavidad

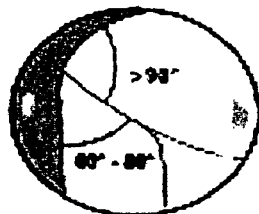


Fig 18 Angulo > a 90°

Grosos minimos para la preparación:

- Zona de surcos y fosas: 1,5 mm.
- Amplitud del istmo: 1,5 mm
- Caja proximal ligeramente hacia fuera Angulo > 90°, sin bordes en el esmalte Tener en cuenta el contacto del antagonista.

Onlays

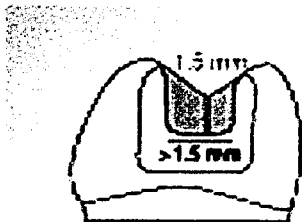


Fig. 9 Preparación Onlay

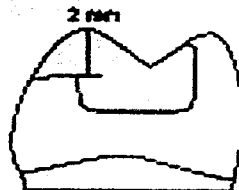


Fig. 20 Espacio de cúspides

Grosos mínimos para la preparación:

- Perímetro circular u hombro: 1 mm.
- Tercio incisal de la corona: 1,5 mm.
- Oclusal o incisal: 2 mm.
- Tener en cuenta un espacio de 2 mm. en la zona de las cúspides¹¹.

4.8 CEMENTACIÓN.

Grabar con ácido fluorhídrico de manera acostumbrada.

- Grabar con ácido ortofosfórico si hay esmalte (Inlays/Onlays).
- Silanizar el trabajo de cerámica (monobond)

- **Aclarar y secar.**
- **Aplicar el muñon Syntac primer y después Syntac adhesive.**
- **Aplicar con un pincel la resina líquida (Monobonal) en el interior de la corona.**
- **Inmediatamente colocar el cemento Dual.**
- **Prepolimerizar durante 5 seg y eliminar restos de cemento.**

CAPÍTULO 5. ARTGLASS

5.1 GENERALIDADES.

Según el fabricante, ArtgGlass no es una cerámica o un composite, es un polímero de vidrio, que intenta combinar la estética y durabilidad de las cerámicas con la manipulación fácil de las resinas.

Para obtener estas características la cantidad de carga de este polímero se redujo (aproximadamente un 70% de peso), el tipo de mezcla de la carga se perfeccionó, lo que facilita la manipulación para los técnicos en prótesis, el índice de refracción de la resina se ajustó para asemejarse al de la cerámica y un nuevo metacrilato multifuncional se desarrolló para mejorar las propiedades mecánicas del material.

Este polímero contiene un 20% de carga de sílica. La composición resultante del polímero es una mezcla de tres elementos vítreos: un vidrio radiopaco fino y molido, conocido como microvidrio (partículas de tamaño medio, de 0,7 μm); una sílica semicristalina con tamaño similar y una matriz con agentes de cadena cruzada, que completa la definición de vidrio orgánico. Se menciona que el poco contenido de carga de vidrio proporciona una dureza similar a la de la dentina (350 a 400 MPa).

Los materiales cerámicos presentan una dureza que excede la dureza de la dentina y del esmalte, lo que hace que este tipo de restauración no sea fisiológica para el paciente

Como los polímeros de vidrio presentan una superficie que se parece a la estructura dental debido a la composición, proporcionan bienestar al paciente, integrándose fácilmente al medio bucal. La resina de laboratorio ArtGlass puede utilizarse para confeccionar coronas totales, Inlays, Onlays y facetas estéticas. Para prótesis parciales fijas metal free de tres elementos, es aconsejable la utilización de una fibra para refuerzo de la estructura. Por no tener el sistema una fibra propia, la Dental Advisor informa que el polímero de vidrio ArtGlass puede utilizarse con cualquier tipo de fibra.

5.2 COMPOSICIÓN.

ArtGlass es un material 100% vidrio, siendo un 75% vidrio inorgánico y un 25% vidrio orgánico.

Este relleno inorgánico está formado por los siguientes compuestos:

- Ácido silícico especial microdistribuido para lograr una alta densidad y una buena capacidad de modelado
- Microglass, relleno de cristales de Ba Al, partículas que han sido probadas tanto clínicamente como en los laboratorios de pruebas. Se trata de partículas esféricas con un tamaño medio de 0.7 μm , garantizándose en todo caso que ninguna partícula supera las 2 μm .

- Una mezcla de componentes reactivos especial para lograr una alta densidad reticulante.

Esta composición del vidrio inorgánico del ArtGlass, va unido a una tecnología punta de procesamiento del material:

- Ajuste exacto del proceso iniciador y la reactividad de los componentes para garantizar la estabilidad del color durante la polimerización.
- Proceso de silanización optimizado para una mejor unión entre relleno y componentes reactivos.

Es en el vidrio orgánico de ArtGlass donde encontramos la verdadera diferencia entre ArtGlass y los y Composites. Mientras que los composites aglutinan sus componentes inorgánicos mediante una matriz orgánica denominada Bis-GMA, el ArtGlass emplea para este fin un vidrio orgánico llamado VITROID. La diferencia radica en el hecho de que el Bis-GMA es una matriz bifuncional lo cual limita el número de enlaces que es capaz de crear y por tanto, genera una estructura con una baja densidad de enlace; sin embargo, el ArtGlass emplea el VITROID, un vidrio orgánico multifuncional que le permite realizar un mayor número de enlaces, generando una estructura con una elevada densidad de enlace, igual que la que obtienen los cristales naturales. Esta propiedad de enlace del VITROID, confiere al material ArtGlass una serie de propiedades inexistentes en los composites.

Basados en la composición química del ArtGlass, se puede hablar de un material con unas excelentes propiedades estéticas unidas a unas excepcionales propiedades físicas, siendo el ArtGlass idóneo para muchos de sus trabajos de prótesis fija.

5.3 PROPIEDADES.

Dureza.

Con el sistema ArtGlass, Heraeus-Kulzer presenta un material que imita al diente natural, adaptándose así a la fisiología del paciente. Observamos que el ArtGlass presenta una dureza ligeramente superior al órgano dentario, pero esta dureza guarda una relación en cuanto a valores con ellos. Esto no ocurriría con las cerámicas convencionales, las cuales tienen unos valores de dureza excesivamente superiores al diente.

Esta similitud en cuanto a durezas entre el ArtGlass y las piezas naturales, confieren al paciente una sensación de comodidad que hasta ahora no se conseguía, encontrándose como en la situación anterior a haber sido tratado en la clínica.

Módulo de elasticidad.

El módulo de elasticidad mide la deformación del material aplicando una fuerza definida sobre cuerpos de una misma dimensión.

A valores menores de este módulo de elasticidad, mayor elasticidad presenta el material, aumentando así la absorción de la carga transmitida al soporte de la prótesis por parte del material. Esto es especialmente importante en el caso de prótesis implanto-soportadas.

Resistencia a la fractura.

La resistencia de un material mide la energía que puede absorber un cuerpo sin llegar a fracturar.

Como se observa en los estudios realizados, el ArtGlass es un material claramente más resistente a la fractura que las cerámicas convencionales, ya que es capaz de absorber una mayor energía mediante carga antes de fracturarse.

En las pruebas realizadas sobre el material ArtGlass, presentó una elasticidad muy superior a las cerámicas convencionales, e incluso superior a la de las propias piezas naturales. Por este motivo, el material ArtGlass preserva al máximo el pilar de una prótesis, ya sea una dento-sportada o una implanto-soportada.

Comportamiento abrasivo.

Se estudió el comportamiento abrasivo en una simulación de masticación de cinco años realizada en el aparato de pruebas COCOM, bajo condiciones de contacto de dos cuerpos.

En esta prueba queda de manifiesto un comportamiento excepcional del ArtGlass frente a la abrasión.

Se comparó como se comportan las cerámicas convencionales frente a un antagonista natural, siendo en este caso la abrasión del antagonista muy superior a la situación producida entre dos piezas naturales, produciendo de este modo un deterioro paulatino de las piezas sanas del paciente.

Por el contrario el ArtGlass abrasiona en menor medida a su antagonista natural incluso que otro diente natural, siendo a su vez abrasionado él mismo de igual manera.

Efecto del color.

El ArtGlass nos permite obtener el color exacto con grosores de capa entre 0.5 mm y 1.5 mm, gracias a sus excepcionales propiedades de color. Esto nos permite realizar trabajos con la mínima intrusión en las piezas del paciente, logrando así facilitar la no intromisión en la relación céntrica del paciente.

Material translúcido y opalescente.

ArtGlass responde a las necesidades estéticas demandadas por el paciente. Junto a su comportamiento opalescente ArtGlass dispone de unas masas translúcidas para confeccionar piezas con una elevada estética.

5.4 PRESENTACIÓN.

En los materiales dentales, la estética juega un papel muy importante. Para ello ArtGlass se presenta en colores naturales obteniendo el color a partir de las aplicaciones de opaquer, siendo el color final independiente del grosor de la capa del material ArtGlass. Junto a esto existen unas masas de efecto translúcidas para permitirnos obtener esta translucidez en las restauraciones, así como unos colores neutrales y unas masas opalescentes para la formación de las capas de color presentes en los dientes naturales, así como las caracterizaciones particulares de cada caso.

ArtGlass además de las características habituales, presenta una excelente estabilidad debido al Polyglass. Esta estabilidad permite evitar las limitaciones que hasta la fecha presentaban los materiales plásticos.

Con este sistema, Heraeus-Kulzer ofrece un material clínicamente comprobado y con una perfecta estética como alternativa a la cerámica convencional, más rígida y compleja en su proceso de manipulación.

5.5 COMPONENTES DEL SISTEMA.

ArtGlass: Suministrado en 16 colores Vita, una masa base y una masa gingival, cuatro masas de cuello y tres esmaltes, seis masas de efecto translúcido, diez maquillajes intensivos para caracterizar, sistema de pulido para Poliglass.

UniXS: aparato de luz estroboscópica para la polimerización del material. El espectro de emisión del aparato está ajustado al sistema de fotoiniciadores del ArtGlass. La frecuencia de los impulsos y la potencia de los mismos, son independientes de cualquier variación de voltaje y frecuencia.

Silloc: el nuevo procesamiento de unión combina los buenos resultados obtenidos por la tecnología del Silicoater con las ventajas de la acrilización directa, para satisfacer los requerimientos de unión de todas las aleaciones dentales¹².

5.6 CARACTERÍSTICAS.

• **Polimerización en perfección:** la polimerización perfecta del ArtGlass (y todos los demás materiales fotocutables de Hereaus-Kulzer) se logra mediante el sistema UniXS.

Ventajas:

- Manejo sencillo.
- Tiempos cortos de polimerización.
- 2 focos estroboscópicos garantizan un alto rendimiento sobre el espectro de emisión.
- Diodos luminosos para controlar el funcionamiento de los focos.

- Bloqueo electromagnético de la puerta durante el ciclo de polimerización para asegurar resultados óptimos.

5.7 INDICACIONES.

- Veneers.
- Incrustaciones Inlays/Onlays.
- Coronas.

5.8 VENTAJAS.

Ventajas:

- Estética natural.
- Manejo sencillo.
- Extraordinaria estabilidad.
- Precisa adaptación de color.
- Enorme resistencia a la abrasión.

- Dureza fisiológica.
- Resistencia a la placa.
- Se puede reparar¹³.

5.9 PREPARACIÓN DE LA CAVIDAD PARA INLAY/ONLAY.

1. Superficies oclusales 1.3-1.5 mm.
2. Preparar la cavidad con las paredes en forma divergente.
3. Anchura mínima de 2.0 mm.
4. Preparación proximal como una caja volante.

CAPÍTULO 6. CEMENTOS PARA RESTAURACIONES CERÁMICAS.

Actualmente encontramos seis tipos de agentes cementantes comercialmente disponibles:

6.1 CEMENTO DE FOSFATO DE CINCO.

Es utilizado en la odontología hace más de 90 años. Es obtenido a través de una reacción ácido-base iniciada a través de una mezcla del polvo (compuesto por 90% de óxido de cinc y el 10% de óxido de magnesio) con el líquido que consiste, aproximadamente, en un 67% de ácido fosfórico con agregado de aluminio y cinc. Los componentes de polvo son sinterizados a temperaturas que van desde 1000 hasta 1400°C, de manera a formar un conjunto que, posteriormente, es desgastado hasta formar un polvo fino. La dimensión de las partículas del polvo influencia la velocidad de fraguado. En general, cuanto menor es la partícula más rápido será el fraguado del cemento. El contenido de agua del líquido (33%) es significativo, pues controla la ionización del ácido e influye en la velocidad de reacción (ácido-base) del líquido-polvo. Ante la importancia del agua para la reacción, la composición del líquido debe ser preservada para garantizar una reacción consistente. Cambios a la composición y en la velocidad de reacción pueden ocurrir debido a la autodegradación o a la evaporación del agua del líquido. Esto significa que cambios en la composición pueden afectar la reacción. Por lo tanto, no se aconseja hacer cambios entre marcas diferentes de polvo y líquido, ya que pueden existir diferencias significativas que perjudicarán la manipulación y las propiedades físicas del cemento resultante.

Su Ph es de 3,5 en el momento de la cementación y su uso fue muy censurado por contribuir a la irritación pulpar, sin embargo, algunos investigadores no encontraron este efecto irritante.

Su técnica de manipulación es crítica y debe ser realizada en ambiente frío sobre placa de vidrio, utilizando un área amplia de ésta. Se deben añadir pequeños incrementos del polvo al líquido por aproximadamente un minuto y medio y llevado inmediatamente en posición, pues su viscosidad aumenta rápidamente con el tiempo. El enfriado de la placa retrasa la reacción química entre el polvo y el líquido. De esta manera, la formación de matriz será retrasada. Este procedimiento permite la incorporación de una cantidad óptima de polvo al líquido, sin que haya un aumento muy grande de la viscosidad.

La cementación de la restauración debe ser realizada bajo presión constante, por poseer un módulo de 13 GPa, permitiendo su utilización en áreas de gran esfuerzo masticatorio y en prótesis parciales fijas extensas. Este cemento no presenta adhesión química a ningún sustrato, promoviendo solamente retención mecánica. Por lo tanto, la altura, forma y área del diente preparado son factores críticos para el éxito. Una ventaja de este cemento es su estabilidad estructural a largo plazo. Es por eso que este se indica para la cementación de restauraciones cerámicas.

6.2 CEMENTO DE POLICARBOXILATO DE CINC.

Este cemento utilizado desde la década de los 60, proviene de una reacción ácido-base, que ocurre cuando el polvo del óxido de cinc y del óxido de magnesio son rápidamente incorporados en una solución viscosa de ácido poliacrílico. El líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico o de un copolímero del ácido acrílico con otros ácidos carboxílicos insaturados, como el ácido itacónico. El peso molecular de los poliácidos varía de 30.000 a 50.000. la concentración de ácido puede variar de alguna manera entre cementos, pero está alrededor del 40%. El polvo contiene principalmente óxido de cinc con algún óxido de magnesio. El polvo puede contener también una pequeña cantidad de fluoruro estañoso que cambia el tiempo de fraguado, mejorando las propiedades de manipulación. Este es un componente importante, pues aumenta la resistencia.

El cemento de policarboxilato de cinc es un cemento adhesivo a las estructuras dentales, a través de la reacción de quelación entre los grupos carboxílicos libres del ácido al calcio de las superficies de la dentina y del esmalte. Posee baja resistencia a la compresión respecto al fosfato de cinc, no siendo indicada para la cementación de prótesis parciales fijas en regiones con grandes esfuerzos masticatorios. Presenta, sin embargo, adecuada biocompatibilidad con la pulpa dental debido a su rápida estabilización de pH y/o por falta de penetración intratubular de las grandes y poco disociadas moléculas del ácido poliacrílico

Quando los cementos de policarboxilato son manipulados con la relación polvo-líquido recomendada ellos parecen mucho más viscosos que lo que se verifica comparativamente con una mezcla de cemento de fosfato de cinc.

Sin embargo, la mezcla de policarboxilato esta clasificada como pseudoplástica, y se hace más fluida con el aumento de la velocidad cizallamiento. Clínicamente esto significa que la espatulación y el asentamiento con una acción vibratoria reducen la viscosidad y producen una película de espesor de $25\mu\text{m}$ o menos.

Es indicado para coronas unitarias en dientes anteriores con pérdida de retención y sensibilidad dental. Son poco utilizados para cementaciones finales por presentar baja resistencia a la compresión, discreto sellado marginal y baja rigidez después de fraguado.

6.3 CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO.

Es descendiente del cemento de silicato y cemento de policarboxilato de cinc, siendo introducido como agente cementante en el comienzo de los años 70. El líquido es una solución acuosa del ácido polialquenoico. Proviene de una reacción ácido-base entre partículas de vidrio de fluorosilicato de aluminio y un líquido compuesto del ácido polialquenoico, incluyendo los ácidos itacónico, maleico y tricarboxílico. Posee adhesión a las estructuras dentales por la formación de enlaces iónicos en la interfase diente-cemento, como resultado de la quelación de los grupos carboxilo del ácido con el ión calcio y/o fosfato con la apatita de esmalte y dentina.

Presenta resistencia a la compresión superior al cemento del fosfato de cinc (90 a 230 MPa). El flúor es un componente importante del polvo de los cementos ionoméricos, mejora las características de trabajo y aumenta la resistencia del cemento, así como su liberación para el medio bucal confiere propiedad anticariogénica al material.

Uno de los puntos críticos de este cemento es su alta solubilidad y degradación marginal si es expuesta a la humedad y saliva durante el periodo de su fraguado inicial. Esta solubilidad, sin embargo, permite la liberación de flúor, permitiendo una acción cariostática del material. Su éxito clínico depende de la rápida protección ofrecida contra la hidratación y la deshidratación. La exposición inmediata a la humedad lo deja más flojo, mientras el desecamiento produce grietas por contracción en el cemento recién polimerizado. Por esto, el cemento que queda en los márgenes de la corona debe ser protegido por una capa de vaselina o de barniz.

Estos materiales pueden ser presentados en forma polvo-liquido o acondicionados en cápsulas. La correcta proporción en la presentación polvo-liquido es esencial para que la mezcla final presente propiedades óptimas. La poca incorporación del polvo resulta en una mezcla fluida, aumento de la solubilidad y menor resistencia a la abrasión. Sin embargo, una proporción exagerada de polvo disminuye el tiempo de fraguado y de trabajo y todavía disminuye la adhesividad. Por lo tanto, es ventajoso hacer cápsulas de los ionómeros ofreciendo una perfecta proporción polvo-liquido. Son comercializados en cápsulas, que después de romperse la membrana que separa el polvo del liquido, ocurre la manipulación mecánica, siendo que la propia cápsula se transforma en punta de inserción en la cavidad.

Debe tomarse ciertas precauciones para proteger la pulpa cuando ocurre la cementación con los cementos de ionómero de vidrio. Las precauciones biológicas son prioritarias con relación a otros aspectos como, por ejemplo, el potencial de adhesión para propiciar una unión más fuerte con la estructura dental.

La capa de smear layer en la superficie de la cavidad preparada no debe moverse, sino dejarla intacta para actuar como una barrera a la penetración de los componentes ácidos del cemento a través túbulos dentales. Todas las áreas profundas de la preparación deben ser protegidas por una delgada capa de cemento de hidróxido de calcio. Los cementos ionoméricos están indicados para la cementación de restauraciones cerámicas.

6.4 CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADO POR RESINA.

La reacción ácido-base del cemento de ionómero de vidrio se cambia en presencia de grupos metacrilato y por fotoiniciadores o por radicales libres iniciadores de polimerización química de unidades metacrilato, siendo, por lo tanto, denominados ionómero de vidrio híbridos por resina

Son más resistentes a la acción del agua durante el fraguado del material, presentando menor solubilidad. Por lo tanto, mantiene la adhesividad a las estructuras dentales, adheriendo también a las resinas compuestas

La liberación del flúor es semejante a los ionómeros convencionales, poseyendo potencial cariostático. La mayor ventaja de estos cementos es

la facilidad de la manipulación y utilización, además de su adecuado espesor de cementación, poseyendo resistencia tensional y diametral y compresiva superiores al fosfato de cinc, policarboxilato y algunos ionómeros convencionales, pero menor que las resinas compuesta.

Su utilización está indicada para restauraciones cerámicas. Sin embargo, el Dental Advisor no recomienda su utilización para cementación de restauraciones totalmente cerámicas (tipo feldespática), pues su expansión tardía podría ocasionar rupturas en las restauraciones.

6.5 CEMENTO RESINOSO.

Los cementos resinosos son materiales compuestos, constituidos de una matriz de resina con cargas inorgánicas tratadas con silano (Bis-GMA o el metacrilato de uretano) y por excipiente constituido de partículas inorgánicas pequeñas. Difieren de los materiales restauradores compuestos sobre todo por el menor contenido de excipiente y por la menor viscosidad.

Son casi insolubles y mucho más potentes que los agentes convencionales. Su gran resistencia a tensiones es lo que les hace útiles cuando se desea la unión micromecánica de coronas cerámicas acondicionadas por ácido. Su polimerización puede ocurrir a través de mecanismos de iniciación química, fotopolimerización, o la mezcla de ambos. Están disponibles en diversos colores y opacidades, y su formulación química permite su adhesión a diversos sustratos dentales.

NO SE PUEDE SALIR
DE LA BIBLIOTECA

La adhesión al esmalte dental ocurre a través de retenciones micromecánicas de la resina a los cristales de hidroxiapatita del esmalte acondicionado. La adhesión a la dentina es más compleja, envolviendo la penetración de monómero hidrofílicos a través de la capa de la dentina condicionada y parcialmente desmineralizada.

La adhesión a la superficie de la dentina se obtiene por la infiltración de la resina a través de la dentina condicionada, produciendo un engranamiento micromecánico con la dentina parcialmente desmineralizada, con la formación de un área de interdifusión de la resina o capa híbrida.

Esta complejidad de la adhesión a la dentina se debe al hecho de que la dentina es más heterogénea que el esmalte, con un mejor nivel de calificación de las estructuras y con un mayor contenido de agua. La adhesión de la dentina con resinas requiere algunos cuidados, empezando con la aplicación de un ácido para el acondicionamiento de la superficie de la dentina para remover el barro dentinario y ampliar los túbulos, desmineralizando de esta manera, de 2 a 5 mm la superficie de la dentina. El ácido disuelve y remueve la fase mineral de la apatita que normalmente recubre las fibras colágenas de la matriz dentinaria y abre canales de 20 a 30 mm alrededor de estas fibras. Un área de desmineralización adecuada, de 2 a 5 mm, es obtenida aplicando el ácido por un periodo de 15 seg un tiempo de acondicionamiento prolongado resulta en un área de desmineralización más profunda que resiste a la infiltración del adhesivo, protegiendo la región desmineralizada, sometiéndola a una futura hidrólisis y fallos de unión. Después de la desmineralización, un primer, agente de superficie es aplicado.

Éste es bifuncional, de un lado es hidrofílico, permitiendo la unión a la dentina, y por otro es hidrofóbico, que permite la unión del adhesivo. Una resina adhesiva es, entonces, aplicada a la superficie tratada con el primer para penetrar en los túbulos dentinarios diferencias pueden ocurrir en el grado de penetración y enlaces cruzados entre las diferentes marcas comerciales existentes.

Los cementos de resinas compuestos se unen químicamente a los materiales restauradores de composite y a la porcelana silanizada. Las resinas adhesivas aumentan la resistencia a la ruptura de los materiales cerámicos que pueden ser acondicionados y silanizados.

La mayor parte de las resinas adhesivas posee carga de vidrio o silica, entre el 50 y el 70% en peso, exhibiendo alta resistencia a la compresión y a la fatiga tensional, siendo virtualmente insolubles en el medio oral. La carga también contribuye al aumento de la resistencia marginal comparativamente a los cementos de ionómero de vidrio convencional e híbrido; sin embargo, este aumento de contenido de carga aumenta la viscosidad del cemento, reduciendo su escurrimiento y elevando su espesor. Su habilidad de adhesión a múltiples sustratos, alta resistencia, insolubilidad en medio oral y su potencial para mimetizar los colores, hace de los cementos de resina compuesta al adhesivo elegido para restauraciones estéticas libres de metal

Son útiles en situaciones donde las formas de retención y resistencia adecuadas de las preparaciones dentales fueron perdidas, no obstante, su técnica de trabajo es bastante sensible, requiriendo especial cuidado del profesional con las múltiples etapas para su utilización

6.6 RESINA MODIFICADA POR POLIÁCIDO (COMPÓMEROS).

Los compómeros presentan mayor cantidad de resina compuesta y mucho menor de ionómero de vidrio. Son también denominadas resinas compuestas ionómero-modificada. La única marca comercial disponible en el mercado es el Dyract-Cem, originado del Dyract (Dentsplay). Por ser una novedad necesita más investigaciones para evaluación de su desempeño clínico.

6.7 PRESENTACIÓN DE LA CEMENTACIÓN ADHESIVA DE RESTAURACIONES SIN METAL (VARIOLINK II).

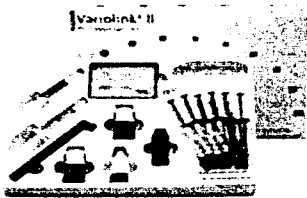


Fig 21 Variolink II Professional Set

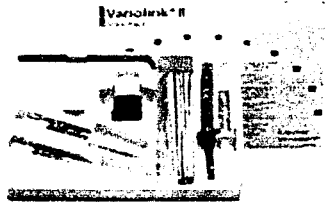


Fig 21 Variolink II Intro Pack

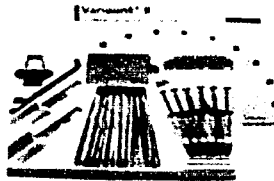


Fig 21 Variolink II Esthetic Cementation System

CONCLUSIONES

De acuerdo a los diferentes estudios realizados los materiales estéticos se consideran como excelentes para las restauraciones estéticas, debido a la baja tensión y a la resistencia al desgaste.

Se menciona que In-Ceram es un material resistente por la incorporación de partículas de óxido de Zirconio, que posee uno de los más altos valores de la tenacidad entre los materiales cerámicos, lo que aumenta la resistencia del material a la propagación de fisuras. En el caso de Targis/Vectris el sistema Vectris es utilizado como una estructura y Targis como un material de recubrimiento, que en su combinación presentan fibras reforzadas dando un buen soporte para poder fabricar prótesis fijas hasta de tres unidades, ya sea en el sector anterior o posterior, al igual que el sistema Empress 1 es utilizado para coronas, carillas para incrustaciones Inlay u Onlay y con el nuevo sistema reforzado IPS Empress 2 su objetivo es utilizar el sistema de cerámica para la confección de prótesis parciales fijas de tres unidades.

Con respecto al ArtGlass en las pruebas realizadas presentó una elasticidad muy superior a las cerámicas convencionales e incluso superior a la de las propias piezas naturales. Por este motivo preserva al máximo al pilar de una prótesis ya sea una dento-soporatda o una implanto-soportada.

La carga para la fractura de las restauraciones cerámicas depende también del material de cementación y del método utilizado

De acuerdo a las investigaciones se demostró que la resistencia a la fractura de las restauraciones con materiales cerámicos cementadas con técnicas adhesivas son significativamente superiores a las que se unen con cementos convencionales de fosfato de cinc o ionómero de vidrio.

Es por ello que estos materiales tendrán una gran aceptación y sobre todo un gran éxito en la rama de la Odontología Estética Restauradora.

BIBLIOGRAFÍA

1. **Barrancos, M. Operatoria Dental. Restauraciones. Buenos Aires, Ed. Panamericana, 1999.**
2. **Bottino. M. A. Et al. Estética en Rehabilitación Oral Metal Free. 1ª .ed. Brasil, Ed. Artes Médicas Latinoamericanas, 2001. 335-336.**
3. **Didier. D. M. Spreafico R. Restauraciones Adhesivas No Metálicas. Barcelona, Ed. Mosson, 1998. 27-32.**
4. **Bannks. R.G. Consevative Posteiior Ceramic Restauration. A Literature Review. Prosthe. Dent; Vol.63, Cap.7, 619-26, 1997.**
5. **Fisher. J. C. Estética y Prótesis Consideraciones Interdisciplinarias Actuales Médico Odontológicas. Ed. Latinoamericana, 1999.**
6. **Vita Zahn H. Rauter GmbIt &. Cu. KG. Ceramic Sin Metal, 2001.**
7. **Targis/Vectris. Scientific Documentation. Scientific Service. Sep, 1998.**
8. **Suñol y Cols. Rode, Targis and Vectris. Internet. 1998.**
9. **Iñigoz. Isaias. Odontología Restaurativa Estética. Internet.2001.**

10. Behar & Terry. Odontología Estética. Internet.2000.
11. Hereaus Kulzer. Manual de Instrucciones de ArtGlass. Jul, 1998.
12. Da Vinci. Cosmetic Dental Studio. Internet.2000.
13. Christensen. G. T. Tooth Colored Inlays and Onlays. J. Amer. Dent. Ass; Vol. 117. p. p. 12-17, 1998.
14. Hereaus Kulzer. Estética. Internet. 2002.
15. Ikaro. Cerámica. Internet. Oct.2002
16. Roseblum. M.A. Shulman. A. Areview. Of all Ceramic Restorations. JADA. Marh 1997.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN