



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

INLAYS Y ONLAYS
DE PORCELANA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
NORMA VERONICA GARCIA CRUZ

DIRECTOR DE TESIS: DR. LUIS CELIS RIVAS

CIUDAD UNIVERSITARIA

MARZO 1993



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



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 está 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.

INLAYS Y ONLAYS

DE PORCELANA

MARZO, 1993.

INDICE

INTRODUCCION

| | |
|---------------------------------------------|----|
| CAPITULO I. EVOLUCION DE LA CERAMICA | 3 |
| 1. Antecedentes históricos. | 3 |
| 1.1. Incrustaciones de porcelana | 8 |
| 1.2. Vaciado de la porcelana | 11 |
| 1.3. Cocido al vacío de la porcelana | 13 |
| 1.4. Avances recientes | 18 |
| 1.4.1. DICOR | 18 |
| 1.4.2. CERESTORE | 19 |
| 1.4.3. CERPEARL | 19 |
| 1.4.4. RENAISSANCE | 19 |
| 1.4.5. HI-CERAM | 20 |
| 1.4.6. CAD-CAM | 20 |
| CAPITULO II. PORCELANA DENTAL | 22 |
| 1. Definición | 23 |
| 2. Métodos de clasificación de la porcelana | 23 |
| 3. Propiedades de la porcelana | 24 |
| 3.1. Contracción durante la cocción | 24 |
| 3.2. Porosidad | 25 |
| 3.3. Propiedades físicas | 25 |
| 3.4. Propiedades químicas | 27 |
| 3.5. Propiedades térmicas | 27 |
| 3.6. Propiedades estéticas | 27 |

| | | |
|--------|--------------------------------|----|
| 4. | Materias primas de la cerámica | 28 |
| 5. | Tipos de porcelana | 33 |
| 5.1. | Porcelana feidespática | 33 |
| 5.2. | Porcelana aluminosa | 36 |
| 5.2.1. | Extracción de alúmina | 36 |
| 5.2.2. | Composición | 37 |
| 5.2.3. | Propiedades físicas | 37 |
| 5.2.4. | Inclusiones de alúmina | 39 |

CAPITULO III. SISTEMAS DE CERAMICA PARA LA CONFECCION DE INLAYS, ONLAYS Y CORONAS TOTALES 42

| | | |
|--------|----------------------------------------------------------|----|
| 1. | Indicaciones | 42 |
| 2. | Contraindicaciones | 43 |
| 3. | Ventajas | 44 |
| 4. | Desventajas | 45 |
| 5. | Mecanismo de fuerza y refuerzo de las cerámicas dentales | 46 |
| 6. | Marcas comerciales de sistemas de cerámica | 49 |
| 6.1. | Cerámicas vaciadas | 50 |
| 6.1.1. | DICOR | 50 |
| 6.1.2. | CERAPEARL | 59 |
| 6.1.3. | CERESTORE (NO CONTRACTIL) | 60 |
| 6.2. | Cerámica cocida sobre modelo refractario | 65 |
| 6.2.1. | OPTEC HSP | 65 |
| 6.2.2. | MIRAGE | 67 |
| 6.2.3. | VITADUR N | 68 |
| 6.2.4. | IN-CERAM | 73 |
| 7. | Estudios realizados | 74 |

| | |
|---------------------------------------------------------------|-----------|
| CAPITULO IV. PREPARACION DE CAVIDADES | 81 |
| 1. Pasos generales en la preparación cavitaria | 81 |
| 1.1. Establecimiento de la forma de contorno | 82 |
| 1.2. Obtención de la forma de resistencia | 83 |
| 1.3. Obtención de la forma de retención | 83 |
| 1.4. Obtención de la forma de conveniencia | 84 |
| 1.5. Eliminación de la dentina cariada remanente | 84 |
| 1.6. Terminación de las paredes y márgenes en esmalte | 84 |
| 1.7. Limpieza de la cavidad | 85 |
| 2. Diseño de la preparación de inlays y onlays | 85 |
| 2.1. Reducción oclusal | 86 |
| 2.2. Reducción axial | 87 |
| 2.3. Forma interna y terminado | 87 |
| 2.4. Tratamiento de la dentina | 88 |
| 2.5. Inclinación y extensión | 89 |
| 2.6. Preparación y reducción cuspeada | 91 |
| 2.7. Biseles | 92 |
| CAPITULO V. IMPRESIONES | 94 |
| 1. Características deseables en los materiales para impresión | 94 |
| 2. Propiedades de la impresión ideal | 95 |
| 3. Materiales elásticos | 95 |
| 3.1. Hidrocoloides | 95 |
| 3.1.1. Hidrocoloides reversibles | 96 |
| 3.1.2. Hidrocoloides irreversibles | 98 |
| 3.2. Elastómeros | 100 |

| | | |
|---------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.2.1. | Polisulfuros de caucho | 101 |
| 3.2.2. | Poliéteres | 104 |
| 3.2.3. | Silicones por condensación | 106 |
| 3.2.4. | Silicones por adición | 110 |
| 4. | Técnicas | 114 |
| 4.1. | Técnica de mezcla múltiple | 114 |
| 4.2. | Técnica de rebasado | 114 |
| 4.3. | Técnica de portaimpresiones universal, portaimpresiones standard ó putty wash | 115 |
| 4.4. | Portaimpresiones individualizado, portaimpresiones acrílico ó personal | 117 |
| 4.5. | Técnica transfer | 117 |
| CAPITULO VI. CEMENTADO Y PULIDO | | 119 |
| 1. | Unión esmalte-resina | 120 |
| 1.1. | Agentes de unión (bonding agents) | 123 |
| 2. | Unión dentina-resina | 125 |
| 2.1. | Adhesivos dentinarios | 125 |
| 2.1.1. | 1a. Generación | 125 |
| 2.1.2. | 2a. Generación | 126 |
| 2.1.3. | 3a. Generación | 128 |
| 2.2. | Remoción de la capa de barrillo dentinario (smear layer) | 130 |
| 2.3. | Usos de los adhesivos dentinarios | 130 |
| 2.4. | Características ideales de los adhesivos dentinarios | 131 |
| 3. | Unión resina-resina | 132 |
| 3.1. | Resina-resina inmediata | 132 |
| 3.2. | Resina-resina retardada | 132 |

| | | |
|------|------------------------------------------------------------------|-----|
| 4. | Unión metal-resina | 133 |
| 4.1. | Unión mecánica metal-resina | 133 |
| 4.2. | Unión química metal-resina | 133 |
| 5. | Unión porcelana-resina | 134 |
| 5.1. | Unión micromecánica porcelana-resina | 134 |
| 5.2. | Unión química porcelana-resina | 135 |
| 5.3. | Unión combinada | 136 |
| 6. | Técnicas de grabado de los inlays y onlays de porcelana | 136 |
| 6.1. | Técnica de la cera pegajosa | 137 |
| 6.2. | Técnica de arcilla | 137 |
| 6.3. | Técnica de gel | 138 |
| 7. | Agentes de cementado y fijación (luting agents) | 139 |
| 7.1. | Composites de macrorrelleno | 139 |
| 7.2. | Composites de microrrelleno | 139 |
| 7.3. | Sistemas polimerizados químicamente | 139 |
| 7.4. | Sistemas polimerizados con luz | 140 |
| 7.5. | Sistema de curado dual | 140 |
| 7.6. | Características deseables del agente de fijación (luting agents) | 141 |
| 8. | Estados de prueba | 141 |
| 8.1. | Ajuste individual | 142 |
| 8.2. | Ajuste colectivo | 142 |
| 8.3. | Revisión del color | 142 |
| 9. | Técnica de cementación | 143 |
| 9.1. | Manejo del tejido | 144 |
| 9.2. | Silanizado (coupling agents) | 144 |
| 9.3. | Activación del esmalte | 145 |

| | |
|---------------------------------------------------------|------------|
| 9.4. Aislamiento | 145 |
| 9.5. Protección dentinaria | 146 |
| 9.6. Grabado del esmalte | 146 |
| 9.7. Aplicación del agente de unión (bonding agents) | 146 |
| 9.8. Secuencia de asentamiento | 147 |
| 9.9. Colocación | 147 |
| 9.10. Aplicación de la fuente de luz | 147 |
| 9.11. Terminado y pulido | 148 |
| 9.12. Ajuste oclusal | 149 |
| 9.13. Instrucciones al paciente | 149 |
| CONCLUSIONES | 151 |
| BIBLIOGRAFIA | 154 |

INTRODUCCION

El área de la odontología estética ha sido durante mucho tiempo el principal motivo de interés por la comunidad, en la rehabilitación de dientes anteriores; sin embargo, en la actualidad también a surgido la atención en las restauraciones estéticas de la zona posterior; es por ello que el campo de la investigación en este rubro a tomado gran importancia.

Uno de los materiales utilizados para este fin son las resinas en combinación con las incrustaciones de porcelana y/o a base de resina.

Las propiedades fisicoquímicas de las resinas curadas con luz aún no cumplen completamente con los requisitos para las obturaciones clase II. La contracción durante la polimerización, la escasez de adaptación marginal, la pobre resistencia a la humedad y la inestabilidad del color resultan en restauraciones carentes de confianza en un período de intermedio a largo término.

El uso de resinas compuestas en una técnica de incrustaciones directas ha sido propuesta para vencer los efectos nocivos de la contracción de la polimerización. Sin embargo, los resultados de un estudio in vitro ⁵³ no han demostrado un mejoramiento significativo en el sellado de el margen dentinal y no parecen justificar ni las dificultades clínicas, ni el tiempo consumido.

Las incrustaciones cerámicas podrian ser una alternativa interesante, debido a sus satisfactorias propiedades fisicoquímicas y a su buena resistencia al desgaste, aunque los resultados de pruebas clínicas o in vitro aún no estén disponibles.

Las características físicas principales de la cerámica son su alta

resistencia a la compresión comparada con su baja resistencia a la fractura de los inlays y onlays de porcelana son probablemente los factores más importantes que podrían influir en la durabilidad de éstas restauraciones. Debido a que éstos materiales son de naturaleza quebradiza, las incrustaciones cerámicas deben contar con una adecuada unión dental, requiriendo así de propiedades específicas de los agentes cementantes. Estas propiedades son: buena adhesión a los tejidos dentales duros y cerámicas, alta resistencia mecánica y baja solubilidad en fluidos orales para proveer una buena capacidad de sellado marginal. Además, el material tiene que ser biocompatible, porque éste tipo de restauración es utilizado principalmente sobre dientes vitales. Desafortunadamente, la técnica de fabricación es incómoda y elaborada, la técnica clínica implica rigurosa disciplina en el orden de los pasos y tiempos, así como un aislamiento absoluto con dique de hule.

La presente revisión bibliográfica pretende mostrar una reseña histórica de la evolución del empleo de las restauraciones de porcelana, la composición de ésta, las ventajas, desventajas, indicaciones y contraindicaciones para el uso de las mismas. Así como la técnica de fabricación en el laboratorio y la técnica clínica desde la preparación cavitaria hasta el cementado y terminado de dicha restauración.

CAPITULO I

EVOLUCION DE LA CERAMICA

1. ANTECEDENTES HISTORICOS ...

Durante 200 años, la cerámica ha sido la piedra angular de la odontología estética.

Desde el punto de vista histórico, tres tipos básicos de materiales para cerámica fueron elaborados desde hace 23,000 años a.C. En el primero, la arcilla es quemada a baja temperatura obteniendo objetos relativamente porosos. En el segundo tipo, que apareció en China hacia el año 100 a.C. los objetos fueron quemados a mayor temperatura, haciéndolos más resistentes e impermeables. Finalmente, el tercer tipo es la porcelana obtenida mediante la fundición de la arcilla blanca China con "piedra China" para producir utensilios transparentes de color blanco que fueron elaborados en King-te-tching en China alrededor del año 1000 d.C. Este material era mucho más resistente que los dos primeros.

Aunque la elaboración de las primeras porcelanas se remonta a unos 1000 años (durante la Dinastia Sung de 960 a 1280), la historia de la porcelana como material dental no se extiende a más de 200 años.

La cerámica dental es el resultado de un arte que ha ido desarrollándose durante años de aprendizaje y experiencia.

En Europa, durante el s. XVII, muchos fabricantes trataron de imitar la porcelana China. En Inglaterra, John Dwight obtuvo una patente (patente británica no. 164) en 1671, que le fué concedida por el Rey Carlos II porque se afirmaba que había sido capaz de imitar la porcelana China transparente.

Los esfuerzos para descubrir el secreto de fabricación de la porcelana China durante los s. XVII y XVIII sentaron las bases para el desarrollo de un enfoque científico de la síntesis de los materiales. Un método para fundir la arcilla blanca fué descubierto por casualidad, mediante experimentos de laboratorio en Meissen, Alemania en 1708.

Para dilucidar el secreto de la porcelana China, se tuvo que recurrir al espionaje industrial. Un padre jesuita de apellido D'Entrecolles logró ganarse la confianza de los alfareros chinos y en 1717 conoció el secreto que tanto tiempo habían codiciado los fabricantes europeos. Menos de 60 años después de éste acontecimiento, la porcelana fué empleada por vez primera como material dental de restauración.

Se dice que el Dr. Pierre Fauchard (dentista Francés) "Padre de la Odontología Moderna", ya había descrito el uso del esmalte cocido del color ó matiz correspondiente al diente natural en su libro "EL ARTE DE LA ODONTOLOGIA" (1728), y menciona "...he podido realizar lo que creo nadie nunca había imaginado, dientes y dentaduras hechas de esmalte que han de durar mucho, puesto que el esmalte es una sustancia poco susceptible de cambio ó alteración".

El nacimiento de los dientes de porcelana tuvo circunstancias por demás curiosas, en 1774 un boticario Francés llamado Alexis Duchateau, tenía una dentadura de marfil labrado que por su porosidad absorbía toda clase de vapores de los líquidos que manipulaba en su laboratorio, creando diversos olores en la boca y produciéndose un mal gusto permanente, deseoso de sustraerse a la tortura que representaba su dentadura, se le ocurrió la construcción de una dentadura de

porcelana. Así con la ayuda de los productores de porcelana de la fábrica Guerharden Saint Germain en Laye, construyó el primer juego de dentaduras hechas totalmente de porcelana, pero tuvo poca fortuna y entonces recurrió a la colaboración de un dentista Parisino llamado Nicholas Dubois de Chemant que mejoró bastante el método de fabricación, guardó celosamente el secreto de la porcelana dental y descubrió como reducir la contracción. Duchateau decide construir las dentaduras por su cuenta, pero fracasa y se resigna con presentar una comunicación científica a la Real Academia de Cirugía de París en 1776. Dubois de Chemant continuó sus investigaciones y en 1789 presenta una comunicación a la Academia de Ciencias. Más tarde surgen incidencias entre Duchateau y Dubois de Chemant acerca de la paternidad del método.

Dubois de Chemant publica varios folletos en París y Londres entre 1790 y 1824 en los cuales proclamaba las ventajas de las dentaduras de porcelana. La Facultad de Medicina de la Sorbona dictaminó que las dentaduras hechas por de Chemant "...conjugaban las cualidades de belleza, solidez y comodidad con las exigencias de la higiene".³²

Luis XVI otorgó a de Chemant una patente de inventor y la publicidad dada al acontecimiento inquietó a otros dentistas Parisinos, quienes lo acusaron de haber robado la invención de Duchateau. Poco después, de Chemant se fué a vivir a Inglaterra donde la fábrica de Wedgwood le proporcionó el polvo de porcelana para la fabricación de sus dentaduras.

Cohen publicó documentos y correspondencia que demuestran que la empresa Josia Wedgwood and Sons Ltd., había proporcionado materiales

de porcelana para la fabricación de dentaduras y dientes. no solamente a de Chemant desde 1800, sino al Dr. Robert Blake desde 1810 y al Dr. Joseph Fox también.³²

La medición de las altas temperaturas había sido un problema difícil de resolver en la fabricación de porcelana. Wedgwood inventó un procedimiento para medir las altas temperaturas en el horno por medio de una escala de expansión corrediza en la cual se movía un pedazo de arcilla de prueba. Wedgwood emprendió la realización de muchas pruebas de laboratorio, para evaluar el color y vidriado de la cerámica. Las porcelanas dentales elaboradas según la idea de Duchateau eran relativamente blancas y opacas, parecidas a otros materiales de alfarería.

En 1803, Foucou informa acerca de estudios experimentales que resuelven los defectos de color y translucidez de los primeros materiales de porcelana.³²

La base para la producción moderna a gran escala de dientes artificiales fué puesta por un dentista Italiano -Giuseppangelo Fonzi- cuando produjo el primer diente terrometálico de porcelana, y empezó a usar casi en seguida (1806) estas piezas en las dentaduras, aunque no anunció su procedimiento hasta 1808.

Aunque en Francia se utilizaban dientes de porcelana ya a finales del s. XVII, en E.U. fueron introducidos 40 años más tarde por el Dr. Plantou quién llegó de Paris a Filadelfia, a abrir un consultorio dental en 1817. Charles W. Peale también fabricó dientes de porcelana a escala reducida hacia el año 1822. Stockton empezó a experimentar en Filadelfia (1825) y produjo los primeros dientes de porcelana hacia 1830, utilizando la porcelana de tipo parian,

caracterizada por su intensa translucidez. El nombre paríen viene de Paros, isla griega del Mar Egeo, cuyo mármol de gran pureza ³² fué empleado por escultores griegos y romanos.

En 1838, 64 años después de la introducción de la porcelana en odontología, Elias Wildman estudio un concepto realmente científico la fabricación de dientes de porcelana y, da nuevas fórmulas para el cuerpo, las fritas y los esmaltes, establece la fórmula de una porcelana más transparente, con matices más parecidos a los del diente natural.

En 1840, aparecieron las primeras coronas de porcelana a tubo para montar sobre la raíz. Se realizaron muchos intentos para mejorar el método de fijación de la corona sobre la raíz, entre los que destacan los de Dodge en 1844, Foster en 1855, Dwinelle en 1856 y Bean en 1869. Sin embargo, la verdadera mejoría vino con la corona Richmond, patentada en 1880. Más tarde fué perfeccionada gracias a un método sencillo inventado por Logan en ³²1885.

La fórmula de Stockton fué utilizada por White en 1845 para elaborar los primeros dientes de porcelana a escala industrial. En esa época, muchos dentistas fabricaban dientes de porcelana para su propio uso, tenían que escoger y moler los materiales en estado natural y cocer la porcelana en hornos de carbón con la ayuda de fuelles.

Composición de la primera porcelana dental elaborada por ³²Stockton:

| | |
|--------------------|------|
| Feldespató | 78.0 |
| Caolín | 15.3 |
| Silicato de potasa | 4.7 |
| Bórax deshidratado | 2.0 |

Las restauraciones individuales de porcelana aparecieron por primera vez en 1844, generalizándose su uso hacia 1860 cuando fué colocado en el mercado el primer diente hueco artificial en Inglaterra.

En 1880, Ambler Tess mejoró el diseño de los hornos para cocido de la porcelana con coque, luego surgieron diferentes tipos de hornos que utilizaban gas, aceite y, a fines del siglo pasado, apareció el horno eléctrico.

Se considera que la corona funda de porcelana tuvo su origen de la corona funda de oro, cuya idea es atribuida a Beers (California, 1873). La corona de porcelana fué elaborada basándose en el mismo principio y teoría fundamentales, con la ventaja de un resultado estético más satisfactorio.

1.1. INCRUSTACIONES DE PORCELANA

Según Ernsmere, las incrustaciones hechas de vidrio pulverizado fueron propuestas por Herbst en 1882 en Alemania. El método consistía en tomar una impresión entera de la cavidad y hacer dos moldes con una mezcla de yeso y asbesto. Una parte del vidrio preparado era colocada en el primer molde y sometida a fusión originándose una contracción considerable. Después la incrustación era transferida al segundo molde agregando más vidrio y volviendo a fundir toda la masa.³²

Por 1886, en la ciudad de Detroit, el Dr. Land fué el primer dentista que logró fabricar incrustaciones y coronas de porcelana fundidas satisfactoriamente. Land sacó una patente sobre el método de quemado del platino en hoja para hacer una matriz y fundir la porcelana en un horno de gas. Land hizo varios experimentos para

producir una porcelana de baja fusión que fuese compatible con una matriz de oro. Sin embargo, según Ernsmere, Land tuvo poco éxito con las porcelanas de baja fusión.

También se dijo que las incrustaciones de porcelana fueron producidas por primera vez en el Philadelphia Dental College en 1890. Aunque estas incrustaciones no tenían ningún mérito estético se decía que eran muy funcionales. Sin embargo, por el aspecto desagradable de los materiales, las incrustaciones no fueron bien aceptadas. Diez años más tarde, en 1900 Brewster (Chicago) elaboró un nuevo medio de fusión que aseguró el uso de la porcelana en odontología. En la misma época, Jenkins de Dresden, Alemania presentó su material de baja fusión (998°C).

Los méritos relativos de los materiales de Jenkins y Brewster fueron tema de grandes discusiones en América del Norte, y la misma discusión surgiría 40 años después en torno a las porcelanas de baja fusión y alta fusión. La fabricación de pequeños hornos eléctricos, a principios del s. XX, fué un estímulo importante para el uso de porcelana en incrustaciones. Le Gro indica en uno de sus artículos, "...alrededor de 1899 ó 1900 surgió un gran entusiasmo entre los dentistas por las incrustaciones de porcelana, y durante algunos años éste material atrajo más la atención que cualquier otro material dental"³². En 1895, Stanton escribe "...actualmente es casi infinita la variedad de dientes de porcelana disponibles, tanto en sus formas como colores y no es difícil colocar en el frente de la boca un sustituto de porcelana tan real que será casi imposible descubrirlo"³².

En 1902, Ottolengui señala como hecho curioso que la porcelana tiene más éxito en Europa que en América y considera que esto se debe

principalmente a un sentido estético más desarrollado en los europeos.

Los procedimientos de preparación y fabricación para las coronas de porcelana eran más complejas que para las incrustaciones, por tanto, el uso principal de la porcelana dental entre 1900 y 1920 quedó limitado a trabajos de incrustación.

En 1907 el Dr. William Taggart presentó a la profesión una máquina de colados. Demostró su equipamiento y técnica en una asamblea en Nueva York pero exigía el pago de "royalties" por cada colado realizado con su invento. Esto fué llevado a la corte en un caso que Taggart perdió, en parte debido al hecho de que un dentista de Iowa, llamado B.F. Philbrook presentó esencialmente la misma técnica a la Sociedad Odontológica de su localidad en 1896.³³

Jenkins, escribe en 1913 "...me han dicho que en América el uso de las incrustaciones de porcelana ha ido disminuyendo progresivamente, mientras que en Europa, aún durante el período falaz de los cementos de silicato, se mantuvo su empleo y los métodos fueron mejorando continuamente hasta alcanzar una perfección por lo menos aparente".³²

Fickes publicó en 1910 y 1918, quizá la primera descripción de las propiedades mecánicas de la porcelana y otros materiales dentales. Se realizaron pruebas de aplastamiento con cubos de 125 mm. de porcelana, amalgama y cementos de silicato. Una observación interesante hecha por Capon, era que la porcelana más dura se obtenía quemándola a temperatura más baja durante un período más largo.³²

Aunque Watts ya había publicado en 1918 la composición química de cuatro materiales, se sabe muy poco acerca de la composición y

fórmula de las primeras porcelanas dentales.

Cuando el cemento del silicato fué inventado en 1912, muchos dentistas pensaron que había llegado el material ideal para la obturación y abandonaron el empleo laborioso de la porcelana. Sin embargo, muy pronto se encontró que éstas primeras obturaciones con silicato no reducían la prueba del tiempo y se observó el retorno gradual al uso de las incrustaciones de porcelana, aunque sin la popularidad que habían tenido antes.

Según Brodsky, otra razón de la declinación mundial de la fabricación de las incrustaciones de porcelana era la necesidad de emplear una matriz de metal. Aunque en sí la idea era excelente, el método era difícil y sólo unos cuantos dentistas lograron dominar realmente la técnica.³²

La porcelana dental así como el vidrio y otros materiales derivados de éste último, sólo pueden reducir tensiones muy pequeñas (-0.1%) antes de la falla. En 1913, Sage sugirió que era posible, proteger el borde incisal (de mordida) de una incrustación reforzándolo con oro, un material fuerte que puede someterse a bastante más tensión antes de que ocurra la falla.

Aunque no hubo progresos importantes en el matiz y color de la porcelana fundida, el uso de fritas coloreadas en lugar de pinturas chinas, aceites italianos, etc., fué considerado como uno de los pasos más definitivos en la mejoría de los materiales de esa época.

1.2. VACIADO DE LA PORCELANA

El desarrollo reciente de técnicas podría sugerir que el vaciado de la porcelana dental es un concepto nuevo. La fabricación de

restauraciones de porcelana en odontología por medio del vaciado de porcelana derretida (vidrio) en un molde refractario fué iniciada a principios de 1920 y el método sirvió para hacer tanto incrustaciones como coronas.

La técnica fué descrita por Wain en 1923, ³² quién asimiló el método al de la cera perdida, método utilizado en odontología para los vaciados de oro. Uno de los materiales, que se conocía en el mercado con el nombre de porcelana "vaciada", podía fundirse utilizando simplemente un soplete de gas, ésta porcelana venia en 23 colores diferentes, incluyendo el matiz rosa de la encia. Otro material empleado para el mismo propósito era el "Neodentog" que contenia entre otros ingredientes, caolin, un porcentaje elevado de feldespato y cuarzo.

Le Gro señala que en 1920 se logró un avance importante en los trabajos de corona funda gracias al maestro y al fabricante, materiales nuevos fueron elaborados y estudiados más a fondo. En un simposio celebrado en 1933 acerca de "restauración de dientes anteriores", se habló de que la porcelana fundida, excepto en el caso de las coronas funda, había caído otra vez. Sin embargo, también se dijo que la elaboración reciente de los cementos semitransparentes (silicofosfatos) habían mejorado muchísimo el aspecto estético de las restauraciones de porcelana fundida. Además el uso de porcelana para incrustaciones había renacido a mediados de 1930 debido a una nueva técnica para cocer la porcelana en una matriz refractaria; diferentes materiales refractarios fueron elaborados para ésta técnica.

Fitzgerald, trabajando en la Northwestern University Dental School, realizó en 1938 una serie de pruebas mecánicas y físicas con

varios tipos de porcelana dental. Los resultados obtenidos muestran que no había diferencias importantes entre las porcelanas de fusión a ³² temperaturas alta, media y baja.

1.3. COCIDO AL VACIO DE LA PORCELANA

El cocido al vacío de la porcelana dental data desde fines de 1940. Vines y colaboradores, realizaron experimentos con técnicas de cocido al vacío ó, de preferencia de cocido con aire a baja presión, y produjeron muestras de porcelana de porosidad muy reducida. Estos autores estudiaron los efectos provocados por la combinación de técnicas de cocido al vacío y enfriamiento por presión. En Alemania, a principios de 1913, Helberger, construyó y utilizó el primer horno al vacío para fundir sílice a fin de eliminar ó reducir la cantidad de aire atrapado.

Jones y Wilson estudiaron y evaluaron el efecto de la porosidad de la porcelana dental sobre la resistencia, y encontraron que no ocurría ningún aumento importante de la resistencia cuando la porcelana feldespática era cocida al vacío ó con aire, aún cuando la porosidad es reducida por un factor de 10%.

La fabricación y uso de porcelana entre 1940 y 1950 fueron declinando considerablemente con la introducción de las resinas acrílicas, sin embargo, al cabo de cierto tiempo éstas fueron declinando debido a que las principales desventajas eran el coeficiente de expansión térmica, la contracción producida por la polimerización, la inestabilidad del color, la resistencia a la abrasión y un módulo de elasticidad relativamente bajo.

Las cerámicas de vidrio fueron elaboradas en la Corning Glass

Works a fines de 1950. Es una combinación que permite formar un artículo a partir del vidrio derretido mientras está todavía líquido, y luego convertirlo en cerámica por medio del proceso de nucleación interna y crecimiento de los cristales. llamado a veces "ceramización".²²

Un avance importante ocurrió en el uso de la porcelana (1956) al fusionar porcelana con ciertas aleaciones de oro para formar coronas y puentes. Anteriormente para la adherencia entre metal y cerámica se utilizaban aleaciones de indoplatino y paladio. La fusión de porcelana con aleaciones de oro permitía combinar las características estéticas de la porcelana con las propiedades de ductilidad, resistencia y firmeza de la aleación de oro.

Un sistema de porcelana mejorada para ser fundida sobre aleaciones de oro fué elaborado y comercializado por Weinstein y colaboradores en 1962, la cual se identificó como porcelana de leucitas por O'Brien y Ryge.

En 1957, Paffenberger de la United States National Bureau of Standards, realizó un estudio e informó que las resistencias a la compresión de las porcelanas fundidas a alta y baja temperatura siguen aparentemente iguales; ello confirma las primeras afirmaciones de Fitzgerald pero, investigaciones posteriores de Wilson y Whitehead indicaron que las porcelanas fundidas a bajas temperaturas eran más resistentes que las de tipo de fusión a temperaturas más altas.³²

En 1959, Hodson informa acerca de una porcelana que contenía 5% de vidrio y de otras composiciones cuyo elemento principal era el vidrio. La mayor parte de las porcelanas dentales tradicionales se semejaban más, en cuanto a estructura, al vidrio que la verdadera

cerámica ó porcelana.

En 1965, Mc Lean y Hughes abogaron por el empleo de una porcelana compuesta con cristales de alúmina en vez de la porcelana tradicional de feldespato. Su recomendación se basaba en el empleo de porcelana reforzada con alúmina en la industria eléctrica. Las partículas de óxido de aluminio fundidas son mucho más resistentes que el cristal, y, por el hecho de estar unidas, actúan siguiendo un modelo de tensión constante.

La técnica diseñada por Mc Lean empleó un núcleo interno relativamente opaco con un alto contenido en alúmina para alcanzar la máxima resistencia. Este núcleo era rodeado por una combinación de polvos de cuerpo y esmalte con un 15 y un 5% de alúmina cristalina, respectivamente. Las restauraciones resultantes fueron aproximadamente un 40% más resistentes que las empleadas en la porcelana feldespática tradicional.

Se emprendieron intentos para fortalecer las restauraciones. Mc Lean y Sced propusieron limitar la propagación de las grietas desde la superficie interna uniéndolo químicamente a una delgada cofia metálica.

En 1968, Mac Culloch realiza experimentos con vidrio vaciable que puede ser tratado por calor para producir un efecto de cristalización ó "ceramización". Se encontró que la "ceramización" podía aumentar la resistencia hasta en un 100%. Mac Culloch fabricó en su laboratorio dientes para dentaduras, utilizando una técnica de moldeado combinada con el proceso de reforzamiento mediante ceramización. Este autor también llegó a la conclusión de que la

cerámica de este tipo podría emplearse para coronas e incrustaciones, puesto que el vidrio derretido puede ser vaciado mediante centrifugación. Aunque la ventaja del vidrio derretido es que está totalmente oxidado, la gravedad específica relativamente baja, en comparación con la de los metales hace que sea más difícil de vaciar mediante centrifugación.

Es sorprendente que tuvieran que transcurrir 150 años después de la primera fundición de porcelana sobre metal, realizada por Fonzi, para que el concepto fuera aplicado a la fabricación comercial de coronas y puentes.

Mc Lean y Sced describieron un método de laminado con estafío y la posterior oxidación del óxido de platino que se unía a la porcelana aluminosa. Se decía que esta técnica de "doble hoja", comercializada como sistema Vita Pt, aumentaba la resistencia de la restauración, aunque las investigaciones posteriores encontraron una mayor porosidad en la interfase porcelana-platino revestido con estafío, y una resistencia significativamente menor a la fractura que la que se producía con las coronas de porcelana aluminosa convencional. Southan demostró una forma de obtener una mayor resistencia con mejor adaptación a la porcelana y a la hoja revistiendo la hoja con un material denominado DeckGold; y Hopkins demostró unos valores de resistencia significativamente mayores en un erie de muestras de estudio en las que la hoja fué revestida con oro disperso, comercializado con fines decorativos.

En 1972, Jones y colaboradores encontraron que el módulo de elasticidad de los materiales de alma aluminosa era 50% superior al de las porcelanas tradicionales. Así pues, la elaboración de porcelanas

aluminosas mejora considerablemente la resistencia de todas las coronas fundas de porcelana tradicional. El método de resistencia mediante la incorporación de un componente cristalino de refuerzos en una matriz de vidrio feldespático y de borosilicato (1965) debe considerarse como el avance más importante en la elaboración de cerámica dental desde la época de de Chemant.

Las aleaciones de paladio-plata fueron introducidas en 1974 para ser empleadas como sistemas de porcelana con metal, seis años más tarde ese sistema había adquirido fama, cuando en 1980 el oro subió a más de 850 dólares por onza.

En 1983, O'Brien elabora un alma ó centro de magnesio con coeficiente elevado de expansión térmica que tiene la resistencia de la porcelana aluminosa tradicional, pero un coeficiente de expansión térmica más elevado. Esta nueva cerámica es compatible con las mismas porcelanas utilizadas para porcelana fundida sobre coronas de cerámica reforzada sin el uso de porcelanas especiales de cuerpo e incisales. La resistencia de porcelanas con centro ó alma de elevado coeficiente de expansión aumenta al doble aplicando un glaseado especial que penetra por los poros superficiales y que reduce la porosidad interna.

Después fué elaborada una nueva familia de cerámicas de vidrio basada en el crecimiento de los cristales de mica en el interior del vidrio. Su inusitada microestructura estaba formada por muchos cristales diminutos en forma de laminillas entrelazadas y sin orientación determinada. Estos cristales añaden resistencia y refuerzo al material. Esta combinación única de resistencia y belleza hizo que éstos materiales fueran considerados como candidatos excelentes para proseguir y perfeccionar su elaboración como material

restaurador.

Para llevar a cabo esta tarea se unieron y colaboraron en la investigación los técnicos de la Corning Glass Works, Peter Adair, de Biocor, Inc., y más tarde los de Dentsply Company. El esfuerzo terminó en la preparación de un método para fabricar y colorear restauraciones con precisión notable de la forma y gran calidad estética. Después de un programa de pruebas clínicas, el material ha sido puesto en venta recientemente con el nombre de DICOR, material restaurador de cerámica vaciable.¹

1.4. AVANCES RECIENTES

Diversos sistemas de restauración cerámica están disponibles y desarrollándose hoy.

Esta revisión quiere enfatizar la información en los siguientes materiales:

1.4.1. DICOR

Es un sistema comercial donde se cuele porcelana fundida en un molde refractario formado con el proceso tradicional de cera perdida que se emplea para confeccionar coronas e incrustaciones de oro. Esta única sustancia toma forma de objeto, por medio de un vidrio fundido en estado líquido que se convierte en cerámica por la nucleación interna y el crecimiento de los cristales. La porcelana DICOR es transparente tras el colado y se debe someter a una secuencia de cocción de 11 horas cuidadosamente controlada para estimular el crecimiento cristalino que da a la restauración su aspecto natural y que además aumenta su resistencia (ceramización).³⁶

1.4.2. CERESTORE

Este sistema emplea un material cerámico comercial especial para producir un núcleo de porcelana aluminosa semejante al de la corona jacket. Seguidamente se añade porcelana adicional al núcleo. Las ventajas de éste producto radica en su mecanismo de compensación de la contracción. Se emplea una técnica originalmente desarrollada para la industria electrónica cuando la contracción causada por la aglutinación de las partículas de porcelana es compensada por el crecimiento de cristales. La cerámica es suministrada como una tableta compuesta de resina que se moldea por inyección en un molde caliente (180°C, 356°F) formado a partir de un patrón de cera. Seguidamente, el composite es devastado, conformado y cocido para formar un núcleo de cerámica total.⁴⁹

1.4.3. CERAPEARL

Del grupo Kyocera Bioceramics Group of Kyocera Corp., Kyoto, Japan, aún está en investigación, desarrollo y fase experimental por lo que aún no se encuentra disponible comercialmente. Sin embargo, se incluye en ésta parte porque su experiencia como material de vidrio-cerámico y sus propiedades son comparados con otros materiales cerámicos.⁴⁹

1.4.4. RENAISSANCE

Este sistema consiste en una lámina metálica delgada especialmente conformada, sobre la que se cuece la porcelana. La ventaja estética de ésta técnica radica en su delgada hoja en comparación con la empleada en los armazones de metal-porcelana convencionales (grosor mínimo 0.3 mm.).⁴⁹

1.4.5. HI - CERAM

Es la corona estética más reciente presentada, consiste en un núcleo de alta fusión (1.160°C ó 2.120°F) que se cuece sobre un revestimiento refractario especial. Se dice que combina la alta resistencia con la buena precisión marginal.

El colado por inyección, la cerámica colada y el empleo de una matriz de oro-paladio son nuevos e interesantes avances que pueden resolver algunos problemas a expensas de algunas de las ventajas estéticas.

Sin embargo, son relativamente nuevos y aún carecen del respaldo de la experiencia clínica a largo plazo y de la investigación que han establecido las coronas de metal-porcelana y las coronas jacket de porcelana como las soluciones fiables que son para las necesidades de la prótesis estética definitiva.

1.4.6. CAD - CAM

Existe una nueva máquina con sorprendente novedad tecnológica que permite realizar, en sólo horas, restauraciones de estética y ajuste impecable.

Esta máquina se llama CAD-CAM que corresponde a las siglas de Computer Aided Design y Computer Aided Manufacturing, la cual combina de manera genial la computación y la robótica. Sus orígenes se remontan dos décadas atrás, cuando Heitlinger, Rodder, Moermann y Bradestini comienzan a dar forma a éste sistema. Sin embargo no fué hasta 1983, en Francia, que ésta técnica se presentó por primera vez en público. Dos años después, el científico Francois Duret realizó la primera aplicación demostrativa en público de ésta técnica durante un

Congreso de la Asociación Dental Francesa. A esto le siguieron numerosos trabajos experimentales en Japón y en los Estados Unidos hasta que a mediados de 1988, la firma alemana Siemens AC pone a la venta el primer modelo comercial, llamado CEREC.⁵⁸

Una vez preparada la cavidad en la pieza a tratar, el clínico toma una impresión óptica a través de una minúscula cámara de video tridimensional, ésta imagen es transmitida a la pantalla de un computador, éstos datos ó información electrónica son transferidos a un aparato semejante a un torno de alta velocidad en miniatura que realiza movimientos en 3 ejes, el dentista coloca en este aparato tallador un bloque de porcelana preformado de tamaño y color similar a los dientes del paciente. Se oprime un botón y el aparato talla en unos 10 a 15 minutos una restauración en porcelana con las dimensiones exactas requeridas en el tratamiento. Esta se prueba en la boca del paciente, se ajusta la oclusión, se procede al pulido y a grabar con ácido fluorhídrico la cara interna de la porcelana, para obtener una superficie microrrugosa.

A continuación se le trata químicamente con un compuesto de vinil silano y se realiza la adhesión con resinas de cementación que polimerizan gracias a un sistema dual por efecto químico y por luz visible.

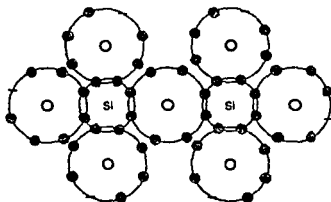
Gracias a éste sistema, el paciente ha obtenido una obturación estética de apariencia natural en color y tamaño, firmemente adheridas a su estructura dentaria en un tiempo récord.⁵⁸

CAPITULO II

PORCELANA DENTAL

La palabra "cerámica" se deriva de el griego "keramikos" que significa "objetos quemados". Una cerámica es por consiguiente un material terroso, usualmente de un silicato natural y tal vez definido como una combinación de uno o más metales con un elemento no metálico, generalmente oxígeno (Gilman 1967).⁴

Los grandes átomos de oxígeno sirven como una matriz para los pequeños átomos metálicos (átomos semimetálicos como el silice).⁴⁰



Las uniones atómicas en un cristal cerámico tienen características iónicas y covalentes. Estas fuertes uniones son responsables de la gran estabilidad de las cerámicas, e imparten muy ventajosas propiedades tales como dureza, alto módulo de elasticidad y resistencia al calor y ataque químico. Por otra parte, la naturaleza de esta unión crea dificultades para el ceramista dental puesto que todos los materiales cerámicos son frágiles.⁴⁰

1. DEFINICION

Esta definición la da Ralph W. Phillips: "Las porcelanas dentales son en parte minerales cristalinos (por ejemplo: feldespato, silice, ⁴⁶alúmina) en una matriz de vidrio". Un vidrio puede definirse como un producto de fusión que se enfria hasta una condición rígida sin cristalizar. Los vidrios están formados por silice y otros óxidos, como los de sodio, potasio, calcio, bario, etc. La composición de un vidrio puede controlarse para conseguir propiedades específicas en cuanto a índice refractario, calor, viscosidad del material fundido, etc.⁹

Los materiales cristalinos se mezclan con carbonatos de metales alcalinos y bórax y se cuecen a altas temperaturas para formar la "FASE VITREA", por medio de una serie de reacciones piroquímicas complejas. La fase de vidrio consta de polvos finamente trabajados los cuales, cuando se compactan y arden ó sintetizan a altas temperaturas, se funden y forman un material translúcido, parecido al diente.⁴⁶

La porcelana dental es el material de restauración estético más durable y cuando está correctamente glaseada y tersa, se limpia con mucha facilidad de manchas ó placa bacteriana. Sus principales defectos son su fragilidad, su alto grado de contracción después de cocerse, la dificultad de igualar el color exacto y la textura de el diente natural.

2. METODOS DE CLASIFICACION DE LA PORCELANA

De acuerdo con la especificación estándar, los materiales

disponibles pueden ser clasificados según su temperatura de fusión en el laboratorio dental:

- a) Alta fusión 1200 a 1400°C
- b) Media fusión 1050 a 1700°C
- c) Baja fusión 800 a 1050°C

La clasificación también puede hacerse según la aplicación:

- a) Porcelana central: la base de la corona jacket de porcelana, debe tener buenas propiedades mecánicas.
- b) Dentina o cuerpo: más translúcida que la anterior, ésta domina el color y la forma de la restauración.
- c) Porcelana esmalte: forma la parte externa de la corona y es bastante translúcida.

Otra clasificación es según el método de cocción:

- a) A presión atmosférica.
- b) A presión reducida: cocción al vacío.

Según su uso, la porcelana se clasifica en:

- a) La que se emplea para la fabricación de dientes artificiales.
- b) Para coronas, fundas de porcelana e incrustaciones.
- c) Designado con mayor propiedad como esmalte, se usa como frentes sobre coronas y prótesis metálicas coladas tipo veneer.

3. PROPIEDADES DE LA PORCELANA

3.1. CONTRACCION DURANTE LA COCCION

Durante la cocción se pierde el agua residual del material, y se acompaña de la pérdida de cualquier aglutinante que esté presente. La contracción en volumen es de alrededor del 30 al 40%, en principio

debido a la eliminación de espacios durante la sintetización. La causa principal de la contracción que se produce durante la cocción de la porcelana dental es la falta de condensación.

3.2. POROSIDAD

De una forma inevitable, en una porcelana cocida hay muchas burbujas de aire. Esto debilita el material y disminuye su translucidez. Los investigadores han sugerido los siguientes métodos para reducir la porosidad, el primero de los cuales se usa frecuentemente en los laboratorios dentales.

- a) Cocción al vacío para eliminar el aire.
- b) Cocción en presencia de un gas que es capaz de difundirse fuera de la porcelana.
- c) Enfriamiento bajo presión, para disminuir la magnitud de los poros.

3.3. PROPIEDADES FISICAS

A causa de su estructura el vidrio carece por completo de ductilidad después de la vitrificación. Al romperse se produce una fractura quebradiza. La porcelana tiene una elevada resistencia a la compresión que oscila entre 350 y 550 MN/m², pero una baja resistencia a la tracción en el orden de 20 - 40 MN/m². La resistencia de la restauración de porcelana quizá sea su propiedad mecánica más importante. La resistencia a la tracción es baja, debido a los inevitables defectos de la superficie. La resistencia tangencial es baja por la carencia de ductilidad o capacidad de deformación que nace de la estructura bastante compleja de los materiales cerámicos vítreos. La resistencia a la tracción de la porcelana es menor que su

resistencia a la compresión. La resistencia de la porcelana depende en gran medida de su composición, integridad superficial y estructura interna. También es importante la temperatura de cocción. Salvo que la vitrificación sea completa, la estructura es débil. Asimismo, si la cerámica se cuece demasiado su resistencia disminuirá, porque entonces se disuelve mayor cantidad de núcleo en el fundente y la trama del núcleo se debilita. El enfriamiento demasiado rápido aumenta las grietas superficiales y debilita la porcelana. El glaseado reduce la propagación de las grietas, si éste se elimina la resistencia transversal será la mitad de la presente cuando existe tal capa.

Uno de los problemas asociados con las cerámicas es el riesgo de que se fracturen bajo tensión. Presentan una deformación plástica pequeña y la resistencia de muchas cerámicas al impacto es baja. Las tensiones en el interior del material pueden producir grietas internas que se pueden propagar rápidamente a través del material hasta producir la fractura.

Varios factores pueden producir tensiones:

- a) Dislocaciones en los cristales.
- b) Enfriado de la muestra desde su temperatura de cocido, debido a diferencias en el coeficiente de expansión térmica entre fases diferentes del material.
- c) La abrasión de la superficie puede producir la formación de una concentración de tensión. La tensión se concentra donde existe cualquier irregularidad de contorno.
- d) Porosidad dentro del material.

3.4. PROPIEDADES QUIMICAS

Uno de los mayores atractivos de la porcelana como material dental de restauración consiste en que es químicamente indestructible en la mayoría de los ambientes. En general son extremadamente resistentes a los ataques químicos. Para disolver una cerámica es necesario un producto químico potente como el ácido hidróflúrico (HF).

3.5. PROPIEDADES TERMICAS

La conductividad térmica y eléctrica de éstos materiales es muy baja. Esto se debe a que no existen electrones libres, como en los metales.

El coeficiente de expansión térmica es también bajo de 6.4×10^{-6} a 7.8×10^{-6} por grado centígrado. Por ejemplo, el valor para la porcelana está más cerca del esmalte y de la dentina que otros materiales de restauración. Es un aislante térmico muy bueno. Esto es importante cuando deben sustituirse grandes cantidades de esmalte y dentina y cuando la capa residual de dentina es de grosor mínimo.

3.6. PROPIEDADES ESTETICAS

Desde el punto de vista odontológico, son excelentes. Las porcelanas dentales son translúcidas y pueden colorearse para igualar los matices dentales.

Para proporcionar al paciente una restauración estética, el dentista debe tener en cuenta las características de la superficie, la forma y el color de los dientes.

El color depende de tres factores: 1) el observador; 2) el objeto, y 3) la fuente luminosa.

Las tres características de un color son: el matiz (HUE), la

saturación (CHROMA) y la luminosidad (VALUE).

El MATIZ es la calidad que distingue un color de otro y la que le da el nombre, como rojo, azul, amarillo, etc. El matiz puede ser un color primario o una combinación de colores.

La SATURACION es la pureza o fuerza de un matiz. Por ejemplo: un rojo y un rosa pueden corresponder al mismo matiz; el rojo tiene una saturación elevada y el rosa, que es un rojo con poca fuerza, tiene una saturación escasa.

La LUMINOSIDAD o brillantez, es la proporción de claridad y obscuridad que tiene un matiz. Al escoger el color de un diente, éste es el factor más importante.

El color se debe elegir determinando la luminosidad, la saturación y el matiz, en éste orden.

La restauración de porcelana es sumamente inerte y resistente a la abrasión. No se ha informado sobre reacciones tisulares adversas.

Si se consideran todos los factores, se llega a la conclusión de que probablemente la porcelana dental es el más durable de todos los materiales dentales que poseen buenas cualidades estéticas.

9

4. MATERIAS PRIMAS DE LA CERAMICA

DIOXIDO DE SILICIO SiO_2 ó SILICE

2

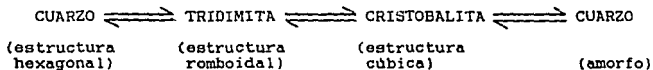
Existe en varias formas alotrópicas. Por ejemplo: cuarzo, cristobalita y tridimita (aunque ésta última no es muy importante en odontología). Es el ingrediente más importante de las porcelanas dentales, es un material muy duro, infundible comparativamente y estable.

- a) CUARZO, con una estructura hexagonal, es la forma más estable de silice.
- b) Cuando el cuarzo se calienta hasta 876°C, se da una transformación reconstructiva hacia TRIDIMITA.
- c) A 1470°C tiene lugar otra transformación reconstructiva, para formarse CRISTOBALITA.
- d) Por encima de 1700°C la cristobalita se funde y se produce un cuarzo fundido que es amorfo.

867°C

1470°C

1713°C



Si el cuarzo fundido, la cristobalita o la tridimita se enfrían rápidamente, no hay tiempo suficiente para que tengan lugar las transformaciones comparativamente lentas. Por lo tanto, las 4 formas pueden existir a temperatura ambiente.

El cuarzo (SiO_2) se usa en porcelana como un endurecedor. A temperatura de combustión normal, su estructura no cambia y sirve para estabilizar la masa a altas temperaturas.

TRIOXIDO DE BORO (B_2O_3) u OXIDO BORICO

Es un fundente cerámico, éste se incluye en las formulaciones de vidrio para descender la temperatura de ablandamiento del vidrio. El óxido bórico es, además, un elemento del vidrio.

OXIDO DE CALCIO (CaO).

OXIDO DE POTASIO (K_2O) y

OXIDO DE SODIO (Na_2O).

Se usan como modificadores de vidrio y actúan como fundentes. La finalidad del fundente es descender la temperatura de ablandamiento del vidrio al reducir la cantidad de uniones cruzadas entre el oxígeno y los elementos formadores de cristales.

Por lo general cuanto menor es la cantidad de óxido de sodio respecto del de potasio, menor es la temperatura de fusión. Por otra parte, la forma potásica (ortoclasa) proporciona mayor viscosidad al vidrio fundido y menor hundimiento ó escurrimiento piropástico de la porcelana durante la cocción. El escurrimiento piropástico de la porcelana dental debe ser bajo, para impedir el redondeamiento de los márgenes, la pérdida de la forma dentaria y la obliteración de las marcas superficiales tan importantes para dar un aspecto natural.

OXIDO DE ALUMINIO (Al_2O_3)

Es un óxido muy fuerte y duro. Se obtiene por calcinación a partir del trihidrato de alúmina, y la forma de alúmina resultante depende de la temperatura empleada:

600°C

1250°C

TRIHIDRATO DE ALUMINA $\xrightarrow{\hspace{1cm}}$ ALUMINA $\xrightarrow{\hspace{1cm}}$ ALUMINA

La alúmina es un material de salida, o inicial, en la preparación de vidrios de aluminosilicato permeables a los iones. Oxidos como el Al_2O_3 reaccionan de una u otra manera, según sean otros factores, como la composición. Estos óxidos se denominan INTERMEDIOS. Por lo general, el Al_2O_3 se usa en la formación de cristales para aumentar la dureza y la viscosidad.

FELDESPATOS

Son minerales que se encuentran en la naturaleza, son aluminosilicatos anhidros.

Las formas de feldespato incluyen:

- a) Feldespato de potasa ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$)
- b) Feldespato de sosa ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$)
- c) Feldespato cálcico ($CaO \cdot Al_2O_3 \cdot 2SiO_2$)

En el siguiente análisis químico del feldespato natural se pueden ver la mayor parte de los elementos necesarios para formar vidrios que ya están presentes en este mineral. (Tomado de Mc Lean).

ANÁLISIS DEL FELDESPATO

FELDESPATO DE POTASA

| | | | |
|--------------------------------|-------|--------------------------------|------------|
| SiO ₂ | 66.80 | CaO | 0.45 |
| Na ₂ O | 3.01 | MgO | 0.13 |
| K ₂ O | 10.55 | Fe ₂ O ₃ | 0.30 |
| Al ₂ O ₃ | 17.58 | TiO ₂ | sin rastro |
| Pérdida en ignición 0.99 | | | |

FELDESPATO DE SOSA

| | | | |
|--------------------------------|-------|--------------------------------|------|
| SiO ₂ | 71.90 | CaO | 1.14 |
| Na ₂ O | 8.19 | MgO | 0.02 |
| K ₂ O | 10.55 | Fe ₂ O ₃ | 0.13 |
| Al ₂ O ₃ | 15.67 | TiO ₂ | 0.10 |
| Pérdida en ignición 1.47 | | | |

El feldespato funde primero y da una fase vítrea, y sirve de

matriz para el cuarzo, el cual permanece en suspensión después de la combustión.

El feldespato natural jamás es puro y es variable su relación de potasa (K_2O) y sosa (Na_2O). Cuando el feldespato se funde de $1250^{\circ}C$ a $1500^{\circ}C$, el fundido se vuelve vidrio con una fase de sílice cristalino libre.

PIGMENTOS COLORANTES

Estos pigmentos colorantes se producen al fundir óxidos metálicos con vidrio fino y feldespato.

He aquí algunos ejemplos de óxidos metálicos y sus valores correspondientes:

| | |
|------------------------------|---------------|
| óxido de hierro ó níquel | negro ó café |
| óxido de cobre | verde |
| óxido de indio ó praseodimio | café amarillo |
| óxido de cromo, estaño | rosa |
| óxido de manganeso | lavanda |
| óxido de cobalto | azul |

La opacidad se logra al añadir óxidos metálicos de circonio, titanio y estaño.

⁹ CAOLIN

Consiste principalmente en el mineral caolinita, un aluminosilicato hidrico de composición $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$.

Las funciones del caolin en un material cerámico son:

- Con agua, puede convertirse en una mezcla plástica, que puede moldearse con la forma y talla deseada.

- b) La suspensión arcilla-agua mantiene su forma durante el cocido en el horno.
- c) A altas temperaturas, se funde y puede reaccionar con otros materiales cerámicos.

La porcelana puede contener de 75 a 85% de feldespato, de 12 a 22% de cuarzo y más de 4% de caolín.

5. TIPOS DE PORCELANA

40

Existen 2 tipos de porcelana: Porcelana Feldespática
Porcelana Aluminosa

5.1. PORCELANA FELDESPATICA

Los principales elementos en la arcilla natural son: oxígeno, silicio y aluminio, formando el compuesto conocido como aluminosilicatos. El precursor de la arcilla común es el feldespato, un mineral que se encuentra en varias partes de el mundo.

Los feldespatos naturales son mezclas de albita $\text{Na Al}_2 \text{Si}_6 \text{O}_{16}$ y ortoclasa ó microlina $\text{K Al}_3 \text{O}_{16}$ con cristales de cuarzo libres. Estos feldespatos nunca están puros y la proporción de sosa ($\text{Na}_2 \text{O}$) y de potasio ($\text{K}_2 \text{O}$) varía considerablemente. Sin embargo, para propósitos dentales, un alto contenido de potasio en el feldespato es generalmente seleccionado porque éste incrementa la resistencia a el flujo piropástico. El feldespato potásico tiene una viscosidad extremadamente alta, y ésta viscosidad disminuye lentamente sólo aumentando la temperatura.

Cuando el feldespato es fundido a aprox. 1250°C - 1300°C, los álcalis ($\text{Na}_2 \text{O}$ y $\text{K}_2 \text{O}$) conformados con la alúmina y la sílica forman un material vítreo que da a la porcelana su translucidez. Actúa de

matriz del cuarzo (SiO_2), material de alto punto de fusión, que forma un esqueleto refractario alrededor del cual se funden los otros componentes. Contribuye a que la restauración de porcelana mantenga su forma durante el cocido. El caolin, una arcilla, es un material pegajoso que une las partículas entre sí, cuando la porcelana todavía está por cocerse.⁴⁰

Las porcelanas de alta fusión se suelen utilizar para la fabricación de dientes protésicos de serie, y en ocasiones para jackets. La porcelana de alta fusión típica tiene una composición comprendida entre los siguientes porcentajes:

| | |
|------------|----------|
| Feldespato | 70 - 90% |
| Cuarzo | 11 - 18% |
| Caolin | 1 - 10% |

Las porcelanas de media y baja fusión se fabrican por medio de un proceso denominado "fritado". Las materias primas se funden, se enfrían bruscamente y se muelen a polvo extremadamente fino. Cuando se vuelve a fundir al confeccionar una restauración, el polvo funde a temperatura baja y ya no se produce ninguna reacción termoquímica.⁴⁰

Los componentes de las porcelanas de media y baja fusión típicas. (según Shillinburg) se detallan en la sig. tabla.⁵⁴

Constituyentes de las porcelanas dentales

| | Porcelana de baja fusión | Porcelana de media fusión |
|-------------------------------------------------|-----------------------------|------------------------------|
| Dióxido de silicio (SiO_2) | 69.4% | 64.2% |
| Trióxido de boro (B_2O_3) | 7.5% | 2.8% |
| Oxido de calcio (CaO) | 1.9% | - |
| Oxido de potasio (K_2O) | 8.3% | 8.2% |
| Oxido de sodio (Na_2O) | 4.8% | 1.9% |
| Oxido de aluminio (Al_2O_3) | 8.1% | 19.0% |
| Oxido de litio (Li_2O) | - | 2.1% |
| Oxido de magnesio (MgO) | - | 0.5% |
| Pentóxido de fósforo (P_2O_5) | - | 0.7% |

El principal motivo por el cual se elige la porcelana como material de restauración son sus altas cualidades estéticas que pueden obtenerse al igualar la estructura dental adyacente en su translucidez, color e intensidad. Se usan varios tipos de porcelana a fin de mejorarlas. La frita coloreada se añade a la porcelana dental, con ellos se obtienen los diversos tonos necesarios para simular el diente natural. Estos pigmentos colorantes se producen al fundir óxidos metálicos con vidrio fino y feldespato. Los pigmentos se expenden en paquetes y se hacen de la misma manera que las fritas de color concentrado. Se emplean como colorantes de superficie o para reproducir las líneas de contención del esmalte, las áreas hipocalcificadas, u otros defectos en el cuerpo de la restauración de porcelana.

Las tinciones a menudo, se hacen de vidrio de baja fusión, de

manera que puedan aplicarse a temperaturas inferiores a la temperatura de madurez de la restauración.

El principal ion presente en todos los vidrios es el oxígeno, que forma uniones muy estables con iones multivalentes pequeños, tales como tetraedros de SiO_4 ó triángulos de BO_3 formando la red desordenada del vidrio. Así, éstos elementos llevan el nombre de formadores de vidrio.

El uso de componentes de uranio en porcelana dental para simular la fluorescencia dental en la actualidad se considera desaconsejable. No solo es innecesario, sino que puede dar un aspecto poco natural bajo luz ultravioleta, y, además, puede suponer un riesgo potencial para la salud.

5.2. PORCELANA ALUMINOSA

Las porcelanas aluminosas fueron desarrolladas en Inglaterra por Mc Lean y Hughes en 1965, con el objeto de proveer mayor resistencia a la porcelana para coronas jacket, sin sacrificar la estética.

5.2.1. EXTRACCION DE ALUMINA

La alúmina es el óxido de aluminio (Al_2O_3) comúnmente extraído de el mineral baucita, el cual es principalmente un óxido de aluminio hidratado. De acuerdo a la práctica normal para su obtención, el mineral es molido y sedimentado de la red y es recopilado en una solución concentrada de sosa cáustica. El aspecto de la alúmina líquida recubierta de éste proceso es purificada o clarificada, y la alúmina es precipitada en la forma de cristales de alúmina trihidratada los cuales son entonces lavados y secados sin remover el agua de la combinación química. La alúmina trihidratada es convertida

a alúmina mediante calcinación, usualmente en un horno giratorio a una temperatura de 600°C en el cual se le separa el agua de la reacción química y se convierte a la forma de gamma alúmina.⁴⁰

La avanzada calcinación a 1250°C la convierte en alfa-alúmina. El color de la alúmina sintetizada es blanco ó crema. Sin embargo, para usar este material en restauraciones dentales, es necesario un rango de colores de fondo cuando las capas de esmalte son aplicadas. La alúmina dental por consiguiente, es coloreada con pigmentos resistentes a altas temperaturas. Estos pigmentos consisten de más de 2% de manganeso-aluminio rosa, vanadio-circonio azul ó praseodimio-circonio amarillo. (Mc Lean, 1966).⁴⁰

5:2.2. COMPOSICION

Las alúminas cerámicas usadas en odontología son altamente puras y generalmente contienen menos de 95% de Al_2O_3 . Cantidades menores de agentes adulteradores son aumentados para ayudar en la sintetización y pigmentos de los tipos mencionados son incorporados para producir un color natural de dentina. La alúmina cerámica sintetizada de alta pureza es mencionada como Alta-alúmina.⁴⁰

5:2.3. PROPIEDADES FISICAS

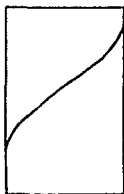
Estas alúminas altamente puras tienen excelente resistencia a la abrasión y al ataque químico y son convenientes para utilizarlas a una temperatura de trabajo mayor de 1500°C. El significado de ésto es que la temperatura de cocción normal usada en los hornos dentales (960°C a 1150°C) no afecta a ésta ya que es completamente estable y no fluye.

Las partículas de alúmina (Al_2O_3) son mucho más fuertes, con un

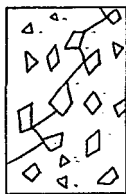
módulo de elasticidad más alto que el cuarzo e interrumpen la propagación de grietas con mayor eficacia.

El vidrio seleccionado para la matriz debe tener el mismo coeficiente de expansión térmica que la alúmina. La alúmina tiene una mayor proporción de cualquier carga que se aplica, y la resistencia del compuesto alúmina-vidrio se eleva con el aumento del contenido de alúmina.⁴⁰

La diferencia de comportamiento durante la fractura entre una porcelana común sin aditivos, una porcelana con otro aditivo que no es alúmina y una porcelana con alúmina se observa en la sig. figura.³⁵



A



B



C

A) Porcelana sin refuerzo; B) Porcelana con refuerzo que no es alúmina y C) Porcelana reforzada con alúmina.

Con la alúmina no se produce un cambio de esa dirección sino que la fractura pasa a través de las partículas de alúmina. Como la alúmina es un material muy duro, cada partícula que la fractura encuentra ofrece considerable resistencia a su propagación y a medida que aumenta la concentración de alúmina aumenta la resistencia a la fractura, de la porcelana.

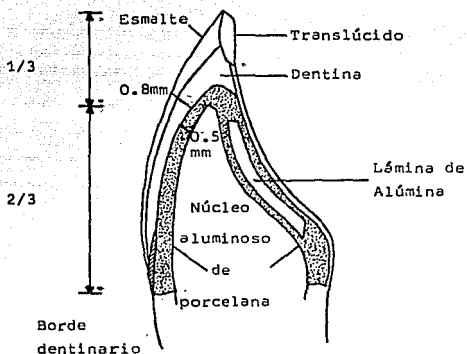
Desafortunadamente el agregado de alúmina a la porcelana dental, aumenta su opacidad, en detrimento de sus cualidades estéticas. Su uso, por lo tanto, está limitado al núcleo de la corona en el que es conveniente un cierto grado de opacidad.

La porcelana aluminosa contiene alrededor de 40-50% de alúmina en el polvo para el núcleo, lo que duplica la resistencia de la corona resultante.⁶⁶

El uso de partículas pequeñas al ofrecer mayor cantidad de interfases brinda mayor resistencia. Sin embargo, cuanto menor es el tamaño de las partículas, mayor es la opacidad, y generalmente es seleccionada una solución intermedia. A menudo son utilizadas partículas de alúmina de entre 10 y 15 μm .⁶⁶

5.2.4. INCLUSIONES DE ALUMINA

Un aumento todavía mayor puede ser obtenido utilizando inclusiones de alúmina pura. Estos refuerzos están hechos mezclando el fino polvo de alúmina calcinada con un aglutinante tal como metilcelulosa y un agente liberador, la masa plástica de alúmina es entonces desalojada gracias a él. Los perfiles moldeados son entonces colocados en una cubeta refractaria y cocidas en un horno estándar industrial. El horno secador es usado muy lentamente para prevenir combaduras y la alúmina es finalmente sintetizada o recristalizada a temperaturas superiores a 1650°C. El producto resultante es una cerámica dura e impermeable, de muy alta fuerza y resistencia química.⁶⁶



En la corona funda convencional, éstas inclusiones pueden ser en forma de pequeñas láminas planas o curvas que son colocadas en la cara palatina. Debido a que son algo voluminosas, sólo se colocan cuando hay suficiente espacio entre el diente preparado y su antagonista. Mas aún, cuando existe un espacio apropiado, una corona convencional con porcelana aluminosa generalmente ofrece resistencia adecuada. El uso de las inclusiones de alúmina pura pueden aumentar hasta en 5 veces la resistencia de la corona.

PROPIEDADES FISICAS Y CARACTERISTICAS DE UNA ALTA ALUMINA DENTAL Y DE PORCELANA DENTAL.

| | ALTA ALUMINA | | PORCELANA DENTAL |
|-------------------------------------------------------|-------------------------|------------------|-------------------------------------------|
| RESISTENCIA A LA TENSION | 138 N/mm ² | (20.000 p.s.i.) | 34.4 N/mm ² (5.000 p.s.i.) |
| RESISTENCIA A LA COMPRESION | 2.180 N/mm ² | (316.000 p.s.i.) | 344 N/mm ² (50.000 p.s.i.) |
| MODULO DE RUPTURA | 379 N/mm ² | (55.000 p.s.i.) | 68.9 N/mm ² (10.000 p.s.i.) |
| ESCALA DE DUREZA | | 9 | |
| COEFICIENTE DE EXPANSION LINEAL | | | |
| PARTES/MILLON/°C | | | |
| 20°C - 400°C | | 6.6 | |
| 20°C - 600°C | | 7.2 | |
| 20°C - 1000°C | | 8.2 | |
| PENETRACION EN LAS POROSIDADES DE TINTURA DE FUCSHINA | | NULA | |
| ABSORCION DE AGUA | | NULA | |
| GRAVEDAD ESPECIFICA | | 3.85 | |
| TEMPERATURA DE TRABAJO MAXIMA EN C | | 1500 | |
| COLOR | | MARFIL | |

Tomado de John Mc Lean

The science and art of dental ceramics

C A P I T U L O I I I

SISTEMAS DE CERAMICA PARA LA CONFECCION DE: INLAYS, ONLAYS Y CORONAS TOTALES.

Desde siempre, el objetivo principal de el odontólogo ha sido, devolver la funcionalidad y estética al sistema estomatognático, que por alguna razón ha perdido su equilibrio, así como conservar las estructuras dentales remanentes en la boca.

En los últimos años, los odontólogos, preocupados por la demanda de restauraciones más naturales y conservadoras por parte de los pacientes, han introducido en su práctica nuevos tipos de restauraciones y entre ellas se encuentran las incrustaciones cerámicas con y sin protección cuspeada que permiten mantener y preservar los tejidos dentales sin sacrificar la estética, puesto que éstas pueden igualar el color y la forma original que el diente ha perdido. Esto también ha sido posible, gracias a los grandes avances que han tenido los medios de unión dentinaria y a que un gran número de fabricantes y laboratorios dentales las están promocionando.

En este capítulo se mencionaran las indicaciones, contraindicaciones, ventajas y desventajas de los inlays, onlays y coronas totales de porcelana, así mismo se mostrará una revisión de los diferentes sistemas de porcelana que existen en el mercado para la confección de éstas innovadoras restauraciones.

1. INDICACIONES

- En dientes con caries extensas, pero que aún tienen adecuada

estructura dentaria remanente con soporte dentinario. Es necesario suficiente soporte dentinario y estructura dental en general para permitir el tallado de las formas de resistencia y retención. El diente no debe ser una concha de esmalte, en tales casos, una reconstrucción y una corona total sería lo indicado.¹¹

- En personas que desean o solicitan restauraciones no metálicas y tratamiento conservador de los dientes posteriores, éstas solicitudes se originan por motivos estéticos o por posibles problemas alérgicos.¹¹

- En dientes tratados endodónticamente en donde el dentista elige el uso de restauraciones de cobertura parcial.

- En dientes a los cuales se les ha fracturado alguna cúspide y donde no es necesario colocar una corona total.

- Donde existen caries interproximales.²²

- En dientes manchados por medicamentos.

- En dientes que presentan fluorosis dental.

- Para restaurar malformaciones congénitas como hipoplasia del esmalte.

2. CONTRAINDICACIONES

- Aquellas personas que tienen signos y síntomas obvios de bruxismo, apretamiento u otros hábitos extremos en la masticación.^{4,11}

- En dientes que tienen poca dentina coronal remanente que disminuye la retención y resistencia a la preparación de los mismos.¹¹

- Donde fuerzas laterales actúan sobre la restauración como resultado de una función de grupo posterior y dimensión vertical reducida.²²

- Donde cámaras pulpares grandes limitan la cantidad de estructura

4

dentaria que puede eliminarse sin riesgo.

- En dientes que oponen restauraciones grandes de resina; son problemáticos debido a que el material cerámico tienen el potencial de producir desgaste rápido del material de resina opuesto.⁴

- Donde existen fracturas o caries, más allá del nivel del aparato de inserción debido a que en ésta técnica es esencial un buen control de la humedad del campo operatorio.

3. VENTAJAS

- Cualidades estéticas, perfecta imitación del color del diente.

- La conductividad térmica de la cerámica es muy baja, porque aísla a la estructura dental subyacente contra cambios de temperatura, así el malestar originado por el contacto con alimentos calientes ó fríos será mínimo.⁴

- Excelente adaptación marginal que da como resultado una disminución de la microfiltración.

- Biocompatibilidad. La porcelana es un material muy compatible con los tejidos. Los fabricantes del DICOR realizaron una exploración utilizando la sensibilidad citotóxica y pruebas con implantes en músculo de conejo. Además se hicieron pruebas en la boca, en el carrillo del criceto de sensibilización dérmica, hemólisis y de potencial de mutágeno (prueba de Ames). Los resultados de todas las pruebas confirmaron que no había signos de incompatibilidad.²³

- Menos acumulación de placa en las restauraciones ya que éstas presentan una superficie lisa y no porosa.

- Durabilidad. También para las cerámicas DICOR y VITADUR N se realizaron pruebas de abrasión por cepillado que no indicaron ningún cambio perceptible después de 20 años de uso simulado in vivo.²³

- Las restauraciones no cambian de color, se realizaron pruebas que incluyeron contacto con líquidos colorantes fuertes como café o té caliente, jugos de uva, naranja, arándano azul, vino tinto y refresco de cola.²³

- La densidad radiográfica de éstas restauraciones es similar al del esmalte permitiendo hacer un exámen post-operatorio de las estructuras subyacentes. Este aspecto radiolúcido incrementa el descubrimiento de márgenes incorrectos, caries, estado de las bases, actividad pulpar y estado periodontal.^{4,22,27,36}

- La técnica requiere de un mínimo de 2 citas.

4. DESVENTAJAS

- Fragilidad inherente antes de la cementación.

- El dentista debe confiar en la asistencia del laboratorio para obtener restauraciones exactas y existen variables en los niveles de calidad del laboratorio.⁴

- El costo inicial para los laboratorios y el del equipo es alto, trasladándose a un alto costo por unidad al dentista restaurador.⁴

- Existe la posibilidad de desgaste en superficies naturales opuestas del esmalte.⁴

- En el DICOR y CERAPEARL, si los ajustes oclusales se hacen después de el enlace, la capa externa de color puede ser removido revelando un tono gris más oscuro, que puede disminuir el resultado estético.

- El dentista restaurador debe tener el Kit completo de el sistema de cerámica con el cual trabaja, para obtener máximos resultados.

- El procedimiento de cementado requiere de un campo operatorio

completamente libre de humedad, de ésto dependerá el éxito ó fracaso
4,11,12,19,22,27,28,29,31
de la restauración.

5. MECANISMO DE FUERZA Y REFUERZO DE LAS CERAMICAS DENTALES.

- Uno de los problemas encontrados con el uso de materiales cerámicos en odontología, es su inherente debilidad. Los primeros materiales cerámicos eran amorfos en estructura, con muy poca resistencia al estrés. Las estructuras cristalinas, por otro lado, son generalmente más fuertes debido a que sus átomos se encuentran en estado de máxima densidad de empaque. Por lo tanto, se le ha dado mucho énfasis al tratar de reforzar la porcelana dental agregando óxidos reforzantes ó intentar la inducción de la cristalización.

Los materiales cerámicos dentales modernos son, sin duda, más fuertes que las primeras porcelanas, sin embargo, muchos de los valores reportados son clínicamente insignificantes. Es difícil obtener información de pruebas confiables, comparando diferentes materiales cerámicos, debido al problema de las pruebas estandarizadas y especímenes.

Los materiales cerámicos utilizados diariamente usan aproximadamente 1/10 de la fuerza de materiales similares preparados en un proceso de laboratorio controlado y 1/100 de la fuerza de cristales casi perfectos.⁴

La mayoría de los materiales cerámicos tienen un límite característico de 0.1%. Por lo tanto, una pequeña deformación, inducirá inmediatamente una grieta de estrés que progresa rápidamente hasta que el material sufre de una ruptura catastrófica. Cualquier aumento en resistencia ó rudeza sólo puede ser logrado por un aumento

en el módulo de elasticidad ó rigidez del material. Sin embargo valores prácticos de resistencia de la porcelana son hasta 100 veces más pequeños que los valores teóricos extrapolados de la información del módulo de elasticidad. Debido a la multitud de variables de prueba, los valores de fuerza promedios comparando diferentes materiales cerámicos tienen muy poco significado clínico.

En general, la prueba de doblado es la prueba de fuerza más sensitiva de los materiales cerámicos. Esta prueba se relaciona con el módulo de ruptura y es una medida de la resistencia a la flexibilidad del material. La prueba compresiva de la fuerza es la prueba menos sensitiva y la información obtenida tiene muy poco valor práctico. Todas las cerámicas dentales son significativamente más duras que el esmalte dental. Sin embargo, no existe ninguna correlación entre dureza y otras propiedades mecánicas de los materiales dentales.⁴

Sorprendentemente, existe relativamente muy poco efecto de la porosidad interna en la resistencia de los materiales dentales cerámicos, con ninguna diferencia significativa entre porcelana fundida al vacío o sin él. Sin embargo, la resistencia es afectada significativamente por defectos en la superficie. Superficies casi perfectas proporcionan una resistencia aumentada. El glaseado en una superficie de material cerámico tiene ligeramente aumentado el coeficiente de expansión térmico y se contrae más que el cuerpo del material subyacente. El glaseado produce una tensión superficial aumentada y valores de fuerza aumentados.

Los valores de fuerza seca para los especímenes de prueba no son confiables. La humedad tiene un efecto negativo total en la

resistencia a la fractura y es responsable del fenómeno conocido como fatiga estática. El proceso de corrosión por estrés envuelve una reacción química entre el vapor de agua y el material cerámico y ocurre dentro de superficies microscópicas defectuosas. Bajo niveles continuos de estrés inician la propagación de grietas resultando en falla del material cerámico. La fatiga estática es frecuentemente, el mecanismo causante donde falla una restauración en boca por ninguna razón aparente.

Un ambiente con bajo pH en la boca es extremadamente corrosivo para el material cerámico, debido a que induce rápidamente la descomposición de la estructura matriz de vidrio. Por esta razón, las soluciones tóxicas fluorizadas son ^{4,9} contraindicadas.

Todas las cerámicas dentales, alcanzan el nivel de tensión crítico al punto 0.1% de flexión. Por lo tanto, un margen aumentado de seguridad se requiere para el material cerámico comparado con el material restaurativo de metal. Aumentar la rigidez (módulo de elasticidad) y aumentar el grosor de la cerámica son dos métodos para aumentar su resistencia. Sin embargo, la rigidez incrementada no es de gran significado para secciones de cerámica de 0.5 a 0.8mm. Estas finas secciones son flexibles y el nivel crítico de tensión de 0.15 es alcanzado rápidamente.⁴

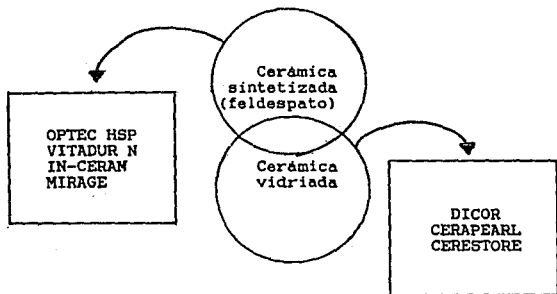
La fuerza de flexión media del esmalte (1500 psi) y la dentina (7500 psi) en especímenes de prueba es mucho menor que aquel de cualquier material restaurador. Sin embargo, en combinación en su estado natural, su funcionamiento excede por mucho aquella que puede ser predecida de la información de la prueba de fuerza. En vivo, las fuerzas de oclusión aplicadas a las superficies del esmalte, crean

estreses que son transferidos a través de la unión esmalte-dentina hacia la dentina de soporte donde son distribuidos y absorbidos efectivamente. La transferencia y distribución de estreses de modo eficiente, es probablemente de igual importancia que la fuerza y rudeza en el sistema restaurativo. Por esta razón, los métodos de adhesión para los materiales cerámicos a la estructura dental, están siendo estudiados intensamente.

El incremento en fuerza física de los materiales cerámicos y la fuerza de unión incrementada hacen factible por primera vez, el uso de estos materiales en la parte posterior de la boca con algún grado de seguridad de que sobrevivirá a las fuerzas destructivas de la oclusión.

6. MARCAS COMERCIALES DE SISTEMAS DE CERAMICA

Las restauraciones cerámicas cementadas con las modernas resinas adquieren cada vez mayor importancia dentro de la odontología restauradora.



Para la fabricación de inlays, onlays y coronas totales cerámicas existen actualmente dos procedimientos alternativos que utilizan materiales diferentes:

6.1. Por un lado se puede aplicar la cerámica vaciada, que se cuela en estado líquido en la oquedad correspondiente tras colar el modelo en cera previamente concebido.

Estas son:

DICOR
CERAPEARL
CERESTORE (No contráctil)

6.2. Y por otro lado, la cerámica sintetizada o de feldespatos, que puede cocerse directamente sobre un modelo refractario.

Estas son: OPTEC HSP
 MIRAGE
 VITADUR N
 IN-CERAM

6.1. CERAMICAS VACIADAS

6.1.1. DICOR

El material cerámico colado DICOR fué desarrollado por la Corning Glass Works, Corning N.Y., como el material poseedor de grandes esperanzas para el cumplimiento de los requerimientos físicos, biológicos y estéticos para la restauración dental ideal.

Este material está compuesto de óxidos de SiO_2 , K_2O , MgO , fluoruros de MgF_2 , menores cantidades de Al_2O_3 y ZrO_2 incorporados para dar durabilidad, y un agente de fluorescencia para la estética.

Este es distribuido en pequeños lingotes en fase vítrea ó en estado cristalino.

COMPOSICION DEL DICOR

Técnicamente se describe como un vidrio cerámico fluorómico tetrasilico.

Los cristales de fluoromica tetrasilica comprenden 55% por volúmen del material y el restante 45% es vidrio. Estos cristales que tienen forma de penique, tienen un grosor aproximado de $1\mu\text{m}$ y un diámetro de 5 a $6\mu\text{m}$.



SEM de especimen cerámico grabado colable revelando la morfología de los cristales de mica (x500).

| | |
|--------------------------------|-------------------------------------|
| MgO | Fase cristalina: |
| SiO ₂ | 55% mica |
| K ₂ O | |
| MgF ₂ | Cristales de fluoromica-tetrasilica |
| Al ₂ O ₃ | (K . Mg . Si . O . F) |
| ZrO ₂ | 2 . 5 . 8 . 20 . 4 |

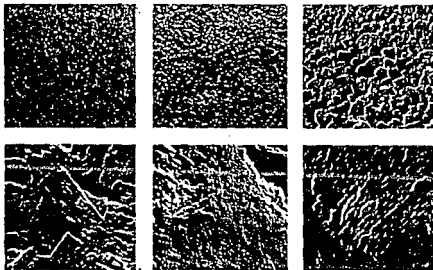
²³
CERAMIZACION

Esta única substancia toma forma de objeto, por medio de un vidrio fundido en estado líquido que se convierte en cerámica por la nucleación interna y el crecimiento de los cristales. El proceso de

conversión es llamado "ceramización" y es acompañado de un mínimo cambio volumétrico controlado.

La conversión de el vidrio a cerámica en el sistema corriente es provista por un paso en el tratamiento por calor. Muchos vidrios-cerámicos requieren de 2 pasos tratados por separado para la nucleación y crecimiento de cristales. Los núcleos de el sistema de la mica tetrasilica en su nucleación es completada durante la rampa de temperatura a la cima sostenida.

El progreso de el tratamiento con calor es seguido en la serie de microfotografías electrónicas mostrada en la siguiente figura.



A la temperatura de 650°C, la emergencia de cristales es detectada como diminutos granos de mica de 400 Å de diámetro. El material en este estado es completamente transparente. A 960°C los cristales comienzan a afilarse en su forma y el material pierde su transparencia. Es permitido aumentar el calor a 1075°C para un mejor desarrollo de los cristales habituales. A 1075°C, la temperatura se mantiene constante para permitir que en este tiempo los cristales de

mica crezcan y se elonguen hasta hacer contacto unos con otros. Después de 6 horas a 1075°C, el material ha completado esta secuencia de cristalización habiendo usado todos los componentes microformadores disponibles en el vidrio principal.²³

PROPIEDADES FISICAS

Probablemente el aspecto que merece una atención especial sea la resistencia tanto a la compresión como a la flexión (ó a la tensión). A pesar de que fueron observados valores más altos para las cerámicas vaciables y las porcelanas en comparación con el esmalte natural, estos materiales son quebradizos y no resisten el abuso y maltrato que los metales sí.²²

CUADRO COMPARATIVO DE PROPIEDADES FISICAS

| Propiedad | Cerámica para vaciado DICOR | Esmalte | Porcelana feldespatica |
|---------------------------------|-----------------------------|---------|------------------------|
| Densidad g/cm ³ | 2,7 | 3,0 | 2,4 |
| Indice refractario | 1,52 | 1,65 | - |
| Translucidez | 0,56 | 0,48 | 0,27 |
| Conductividad térmica | | | |
| cal/seg/cm ² /°C/cm | 0,0040 | 0,0020 | 0,0030 |
| Difusibilidad térmica | | | |
| mm ² /seg. | 0,800 | 0,469 | 0,640 |
| Módulos de rotura psi | 22,000 | 1,500 | 11,000 |
| Resistencia a la compresión psi | 120,000 | 58,000 | 25,000 |
| Módulos de elasticidad | | | |
| psi X 10 ⁶ | 10,2 | 12,2 | 12,0 |
| Microdureza KHN | 362 | 343 | 460 |

Aunque los vidrios lucen y se comportan como objetos sólidos, en realidad son líquidos superenfriados ó sólidos no cristalinos. Su microestructura es amorfa, con mínima forma cristalina para la resistencia. La resistencia incrementada que presenta la microestructura de vidrio-cerámica es responsable de su éxito como material restaurador para dientes de una sola unidad.

17

TECNICA

Se coloca sobre el troquel de trabajo un lubricador de un color adecuado evitando que éste quede sobre los márgenes de la preparación.

ENCERADO: El encerado se realiza de la manera convencional, los detalles oclusales pueden ser encerados en el patrón y conservados a través de los procesos subsiguientes, se coloca el cuele en un lugar que no interfiera con la anatomía oclusal ni con los contactos céntricos y excéntricos.

REVESTIMIENTO: El patrón de cera es revestido con un investimento especialmente formulado de fosfatasas de unión que producen aproximadamente una expansión térmica de 1.6%. La medida en la relación polvo/líquido debe ser exacta, 60 gr. de investimento son mezclados con 8 cc de agua destilada o deionizada durante 60 segundos con una mezcladora eléctrica al vacío a una velocidad baja. La mezcla es vibrada bajo vacío por un tiempo adicional de 20 a 30 segs. Se utiliza un cepillo para pincelar el investimento en el patrón de cera para evitar el atrapamiento de aire. Cuando el patrón es rellenado, el investimento es vibrado en el cubilete, el investimento es dejado para que frague durante una hora como mínimo antes de ser colocado en

el horno caliente.

DESENCERADO: El desencerado es hecho en dos etapas: el cubilete es colocado en un horno desencerador frio, la temperatura es aumentada a 480°F así el cubilete absorbe el calor durante 30 minutos. Después la temperatura es aumentada a 1750°F (950°C) y el cubilete permanece con ésta temperatura dos horas.

VACIADO: Generalmente pueden ser colocados dos patrones de cera en un cubilete. Puesto que el revestimiento y el vidrio colado son silicatos, el vidrio humedece, más que los metales, las paredes del revestimiento, lo cual permite transferir al vaciado, con toda fidelidad, los detalles diminutos colocados en la cera.

La unidad para vaciado que utiliza una mufla de platino, controlada mediante un dispositivo termostático, es girada en sentido centrifugo por un motor eléctrico. El crisol para cerámica DICOR vaciable es cargado con un lingote de 4g. y colocado en la mufla precalentada, se eleva la temperatura a 1358°C (2467°F) que es la temperatura de fundición y se conserva durante 6 minutos. Una señal audible advierte cuando se puede hacer el vaciado, con el anillo para vaciado colocado en posición se desliza el crisol hacia adelante, se cierra la tapa de la máquina y se inicia la centrifugación. El brazo de vaciado se detiene automáticamente, el anillo es retirado y se deja enfriar en el banco de trabajo durante unos 45 minutos.

Luego se quita el revestimiento con la mano y se hace un tratamiento abrasivo con 25 μ m de óxido de aluminio a una presión de 40 psi, colocando el dedo sobre las áreas marginales para prevenir astillas.

Para la remoción de el cuele se utiliza un disco de diamante de doble cara para separar lentamente el inlay o corona de la unión de el cuele. El cuele excedente es removido y el acabado es completado con una punta blanca utilizada a revoluciones lentas para evitar el astillamiento.

En este estado el colado es transparente, lo cual facilita su inspección, para verificar que no exista inclusión de cuerpos extraños y porosidades, que vuelven a el vaciado inaceptable.

CERAMIZACION: Los vaciados son ahora incluidos en un material fijador para el proceso de ceramización, permitiendo el fraguado durante 30 minutos. En el horno para ceramización del sistema DICOR se pueden colocar hasta dos bandejas junto con los conos indicadores de temperatura que registran el plan de tratamiento térmico correcto.

El horno requiere aproximadamente de 114 minutos para alcanzar la temperatura de ceramización que es de 1960°F (1075°C) y sostiene esta temperatura automáticamente durante 6 horas. Después de transcurrido éste tiempo, el horno es enfriado durante 1 hora y cuando la temperatura disminuye a 392°F (200°C) la bandeja de fijación puede ser removida. Cuando el ciclo se ha completado, el vaciado presenta las propiedades físicas deseadas y una translucidez similar a la del esmalte natural.

Después de la ceramización se saca la corona de la inclusión, haciendo presión digital y se hace el tratamiento abrasivo como en la etapa anterior. Los detalles anatómicos son rectificadas y refinados con fresas tradicionales de carburo o con una punta de diamante. Se examina el vaciado para comprobar el ajuste sobre el dado. Las sobreextensiones son removidas con puntas extrafinas de diamante o con

punta fina o rueda de caucho a baja velocidad.

Las restauraciones pueden ser colocadas en la boca en el estado de ceramización para procedimientos de remontaje. Cuando la oclusión céntrica y los movimientos excursivos son ajustados, las superficies oclusales son refinadas con una fresa fina de diamante.

La corrección de pequeños huecos en el colado pueden ser hechos con un esmerilador y aire abrasivos en el vidrio cerámico en el área específica. La corona es limpiada ultrasónicamente con agua destilada, una porcelana DICOR de "añadidura" es mezclada con agua destilada, colocada y condensada en el lugar deseado. El colado es secado enfrente de el horno abierto a una temperatura de 1290°F (700 °C). El colado es colocado en la mufla y horneado bajo vacío a una temperatura de 1290°F a 1775°F (970°C). El vacío es liberado y la temperatura es mantenida a 1775°F (970°C) durante 1 minuto.

La cerámica aumentada es tallada y ajustada. La cerámica vaciable puede ser quemada varias veces en el horno para glaseado sin alterar sus propiedades físicas, la integridad marginal, ni el ajuste global de la restauración.

36 APLICACION DEL COLOR EXTERNO

La luz que entra a la restauración colada de vidrio-cerámico es selectivamente filtrado por los colorantes incorporados para sombrear la porcelana exterior. Estos colorantes de luz son esparcidos en varias direcciones y absorben la reflexión de la luz de otros dientes y de los materiales de obturación, creándose un efecto llamado "camaleón".

Las porcelanas sombreadas DICOR contienen menos opacadores de

óxidos metálicos que las porcelanas dentales coloreadas normalmente, y éstos complementan la translucencia de el vidrio-cerámico colado. Después de el proceso de ceramización, el vidrio-cerámico colado es acromático y la adición de sombreadores de porcelana determinan el matiz (HUE) deseado. El número de aplicaciones de sombreadores de porcelana controla la saturación del color (CHROMA) según el matiz (HUE). Cuando es requerida una débil saturación del color, 3 aplicaciones son necesarias. Una alta saturación del color requiere 5 o más aplicaciones. Generalmente, 4 aplicaciones son usadas para reproducir la saturación del color del matiz deseado. La brillantez del color puede ser ajustada con la selección de un sombreador de porcelana para imitar el esmalte y obtener la luminosidad deseada. Las caracterizaciones individuales pueden ser cocidas dentro de la restauración con aplicaciones adicionales de color para crear la viveza del color.

El esmalte individual y/o la consistencia del cuerpo de la porcelana sombreada es aplicada para obtener el matiz deseado.

Para matizar es necesario que los colorantes sean humedecidos. La restauración se coloca en una bandeja comba, el horno es precalentado durante 7 minutos, antes de la colocación de la restauración en la mufla. Los sombreadores aplicados a la porcelana son secados al encontrarse la restauración en el interior de la mufla del horno a 1290°F (700°C). Es una ventaja que las aplicaciones adicionales de color soporten una temperatura de 1725°F (940°C) sin sostener el tiempo, así se evita el sobreglaseado. Para el ciclo final del color, la restauración es cocida en aire a una temperatura de 1725°F manteniendo ésta de 30 segs. a 1 minuto.

El espesor de la coloración de la porcelana después de 4 aplicaciones es aproximadamente de 125 μm . Estos colorantes se unen química y directamente en el interior de la superficie cristalina. Al observar al microscopio electrónico quedó demostrado que al estar los colorantes en las superficies completamente húmedas, hay un atrapamiento mínimo de burbujas de aire. Los colorantes son adheridos físicamente dentro de la forma cristalina. El fluoruro acidulado tiene el efecto potencial de remover éstos colorantes y degradar cualquier material cerámico. En caso de recetar enjuagues bucales, éstos deben de ser de un fluoruro no acidulado.³⁶

6.1.2. CERAPEARL

En los últimos 5 años, el concepto de apatita colada, la cual es similar a la composición del esmalte, se introdujo y se comercializó como CERAPEARL (Kyocera Intl., Inc.).⁴

COMPOSICION DEL CERAPEARL⁴

| | |
|-----|--------------------|
| CaO | Fase cristalina: |
| P O | |
| 2 5 | |
| MgO | Hidroxiapatita |
| SiO | (Ca . (PO) . OH) |
| 2 | 10 4 6 2 |

TECNICA

Este concepto es muy similar al Dicor. Se realiza un patrón de cera en el troquel, el patrón se reviste, se remueve la cera, el material de cerámica fundida se cuele en la cámara obtenida, la incrustación de cerámica se lleva a maduración en un horno, un sellador de superficie con pigmentos se cuece sobre la incrustación, y

la restauración se cementa en la preparación con el cemento de resina.

Tanto el Dicor como el CERAPEARL no tienen el color de los dientes antes que se procesen en el horno los pigmentos en la superficie de la restauración.

El readaptado del colado del CERAPEARL en preparaciones no paralelas o no talladas es difícil y con frecuencia ocurren fracturas en el laboratorio. La preparación del diente debe ser divergente y totalmente libre de retenciones.

Las indicaciones señaladas en relación a las superficies altas en el Dicor son idénticas para el CERAPEARL.

EXPECTATIVAS EN SU LONGEVIDAD

El CERAPEARL es muy nuevo y la observación clínica como restauración de corona ó como un material de incrustación con ó sin protección cuspeada es limitada.

Este tipo de material restaurador necesita evaluarse por mayor tiempo antes de que se determine su eficacia. Si los márgenes se cuelean, se terminan y el cemento en los márgenes se mantiene al mínimo. Este material tiene potencial.

El sistema cerámico CERAPEARL aún está en investigación, desarrollo y fase experimental por lo que aún no se encuentra disponible comercialmente.

6.1.3. CERESTORE (NO CONTRACTIL)

En el sistema CERESTORE se utiliza una cerámica de alúmina, para formar un núcleo, con una composición que no se contrae, a diferencia de las cerámicas convencionales que sufren una contracción

considerable al someterse al fuego.

Es tal la fórmula de ésta cerámica que, sometida a fuego, sufre transformaciones cristalinas y químicas que compensan el menor volumen de contracción normal de las cerámicas dentales tradicionales. Llevando un control del tiempo y de la temperatura del ciclo de cocido, se puede reducir a cero la contracción de la cerámica al pasar del estado "no cocido" (verde) al estado de plena cocción.⁶⁰

COMPOSICION

La microestructura del material del núcleo consiste de un sistema de óxido de aluminio multifásico. El óxido de aluminio Al_2O_3 es el componente principal de la composición química, y el óxido³⁷ alfa-aluminio (corundo) es la fase dominante de la microestructura.

Composición material de núcleo Cerestore no quemado

| Componente | Peso % |
|----------------------------|--------|
| Al_2O_3 (menos de 10 mm) | 43 |
| Al_2O_3 (menos de 45 mm) | 17 |
| MgO | 9 |
| Frita de vidrio | 13 |
| Arcilla Kaolina | 4 |
| Resina de sílica | 12 |
| Estearato de calcio | 1 |
| Cera amida estéril | 1 |

Composición del material de núcleo cerestore quemado

| Fase | Peso (%) |
|----------------------------|----------|
| Al_2O_3 (Corundo) | 60 |
| $MgAl_2O_4$ (Espinela) | 22 |
| $BaMgAl_2(Si_2Al_9O_{30})$ | 10 |
| Fase de vidrio | 8 |

| MECANISMO DE CAMBIO DE FASE PARA ELIMINAR LA CONTRACCION | | | | | |
|----------------------------------------------------------|-------------------------------|-----------------------|-----------------------------------|-----------------------|-----------------------|
| | | | Alúmina | + | Magnesia |
| | | | (Al ₂ O ₃) | | (MgO) |
| Espinel (MgAl ₂ O ₄) | | | | | |
| | Densidad (g/cm ³) | 3.97 | | 3.58 | 3.60 |
| | Peso Mol (g) | 101.96 | + | 40.31 | 142.27 |
| | Peso Mol | | | | |
| | Vol. _____ | 25.72 cm ³ | + | 11.26 cm ³ | 39.52 cm ³ |
| | Densidad | | | | |
| | | | | 36.98 cm ³ | 39.52 cm ³ |
| | Aumento neto del vol. | = | | 2.54 cm ³ | |
| | Expansión neta c/o del vol. | = | | 6.8 % | |
| | Expansión lineal (%) neta | = | | 2.35 % | |

La proporción básica de la fase cristalina-vidrio de esta cerámica es comparable a la de las cerámicas industriales de alta resistencia (con un 85% de alúmina) y contiene un vidrio alcalino azulado en la forma de Ca y Be, elementos que no sólo contribuyen en el proceso de cohesión ó aglomeración sino que también aumentan la resistencia a la corrosión, dada la ausencia de materiales alcalinos como Li, Na y K.

Las principales fases cristalinas de material para centros (alma) son el óxido de alfa-aluminio, y la spinela de aluminato de magnesio.

FUERZA

La propiedad física crucial en una restauración dental de cerámica total es la fuerza de flexión. Se ha reportado una mejora sustancial en la fuerza flexiva del material del núcleo de CERESTORE.

Con cerámicas libres de contracción se ha obtenido fuerzas flexivas mayores de 225 MN/m^2 (32.000 psi) por medio de una mayor recristalización del vidrio residual y consolidación de la porosidad adjunta.

**Propiedades físicas del material de núcleos
Cerestore de la primera generación**

| | |
|------------------------------------------|---------------------------------------|
| Fuerza compresiva | 1048 MN/m^2 |
| Módulo de elasticidad | $123 \times 10^5 \text{ MN/m}^2$ |
| Fuerza Flexural | 120 MN/m^2 |
| Tasa de Poisson | 0.23 |
| Coefficiente lineal de expansión térmica | $5.6 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ |
| Densidad | 2.9 gm/cm^3 |

61

TECNICA

Puesto que la cerámica de alúmina posee la propiedad única de no cambiar de dimensión al fundirse, es preferible una técnica de formación directa en lugar del procedimiento tradicional de vaciado indirecto. La técnica de formación directa es conocida como "técnica de transferencia" ó "moldeado por inyección". El procedimiento de moldeado se hace sobre el dado principal ó de trabajo. El material de el dado debe resistir la temperatura del proceso de moldeado sin romperse ni deformarse. para éste proceso el fabricante ha desarrollado una resina epoxy para CERESTORE que tiene la ventaja de no estar sometida a la contracción que normalmente acompaña la polimerización de estos materiales.

El epoxy se debe polimerizar en dos etapas: una primera etapa de

polimerización a temperatura ambiente de 6 a 24 horas, seguida de otra de polimerización en horno durante 2 horas. Cuando se ha terminado, se añade otra resina para completar el troquel y unir las espigas.

Se procede a realizar un encerado de la forma convencional como si se hiciera para metal.

A el patrón de cera se le coloca el cuele y junto con el dado de resina epóxica, es revestido con un yeso de laboratorio dental en un cubilete apropiado.

Cuando el yeso ha endurecido, la cera es eliminada con agua hirviendo. La mufla, junto con su manga externa se coloca en un dispositivo de calefacción. Después de alcanzar la temperatura de moldeo (160°C), se saca la mufla del horno.

El sustrato de cerámica se ofrece en el comercio como una bolita ó nódulo denso, de la formulación compactada exenta de contracción.

El nódulo es calentado hasta dar una consistencia fluida (160°C), un émbolo es entonces posicionado encima de la pelotita cerámica y el montaje externo es colocado en una prensa de aire, la prensa es entonces activada, permitiendo que la cerámica fluya dentro de el molde y solidifique térmicamente. La mufla es entonces templada. El yeso conteniendo el dado y la cerámica moldeada es retirado de la mufla y así el yeso es fácilmente removido.

La cerámica en "estado verde" es levantada del dado, se ajusta y rectifica utilizando piedras y discos comunes para tallado y sometida a cocción para obtener sus propiedades físicas finales.

Un control preciso de tiempo y temperatura se llevan a cabo por el microprocesador, resultando una contracción de cero.

Uno de los ciclos de cocido ha sido completado. la cerámica está lista para ser enchapada.

ENCHAPADO

El enchapado de la porcelana tiene propiedades similares a una porcelana dental aluminosa convencional.

A fin de eliminar alguna superficie contaminada que aquella tal vez presente en el sustrato y precaverse de aire atrapado, una delgada capa de porcelana es aplicada sobre la superficie de el sustrato y cocida a una temperatura excedente a la usada para las subsecuentes aplicaciones. Los modificadores de color pueden también ser aplicados en éste momento. El cuerpo y la porcelana incisal son entonces aplicadas y cocidas en forma convencional.⁶¹

Hasta al momento ésta cerámica se utiliza para confeccionar coronas totales, y se investiga su aplicación en prótesis fijas de tramo corto.

6.2. CERAMICA COCIDA SOBRE MODELO REFRACTARIO

6.2.1. OPTEC HSP

Recientemente se ha obtenido una nueva porcelana dental de alta fuerza. la OPTEC HSP (Jeneric/Pentron, Inc., Wallingford, Conn).

La fuerza aumentada de la porcelana viene de la proporción de cristales de leucite dentro de una estructura semicristalina de vidrio que previenen que se propaguen los microdefectos. La mayor fuerza de la porcelana junto con un adecuado grosor le permite soportar el mayor estrés que se encuentra en las áreas de los bicúspides y molares.²⁷

La evolución de los agentes de unión dentinaria, más fuertes, va

adicionalmente a soportar la porcelana, reduciendo la flexión y la propagación de los microdefectos.

COMPOSICION⁴

SiO

2

Al O

2 3

K O

2

CaO

Na O

2

B O

2 3

Fase cristalina:

Leucita (K O . Al O . 4SiO)

2

2 3

2

4 μm en medida

TECNICA²⁷

La restauración será fabricada por el laboratorio en el modelo refractario, usualmente en 3 ó 4 horneadas. La primera horneada es de lavado inicial, donde sólo una delgada capa de porcelana es adaptada al material refractario para permitir una máxima adaptación y una integridad marginal. Usualmente le siguen dos horneadas a fuego alto del bizcocho, construyendo el contorno final. Luego el laboratorio hace el horneado para el glaseado final sin vacío para establecer una superficie lisa y suave.⁸

El laboratorio recobra la restauración abrasionando el material refractario y destruyendo el modelo de trabajo.

La restauración debe devolverse con otro modelo de material epóxico o yeso para que el odontólogo la revise y confirme el adaptado marginal y los contactos adecuados con los dientes adyacentes.

Cuando la restauración final es devuelta por el laboratorio, el odontólogo debe notar una superficie interna limpia, sin burbujas. Al

contrario de cualquier otro sistema cerámico, no es necesario ningún grabado ácido hidrofúorico. Esto es debido a la estructura única semicristalina de la porcelana y a la adhesión química inherente al adhesivo universal (OPTECTM, estuche de unión). Durante el desinvestimento y recuperación de la restauración, se crea una superficie retentiva microscópica, la fuerza de unión del adhesivo universal a la superficie de porcelana no es significativamente diferente a la unión por grabado ácido.²⁷

Esta porcelana se utiliza para la confección de inlays, onlays y coronas totales de cerámica.

6.2.2. MIRAGE

Este producto contiene fibras entre la porcelana que aumenta la resistencia a la compresión. El Dr. Richard Demke, de Myron International dice que las fibras actúan como aguantadores de fractura y las previenen de extenderse a toda la restauración.¹²

Garber notó que las restauraciones interproximales son experimentales y dependen de la resistencia de la porcelana. La selección del caso, el tipo de preparación y la técnica de colocación son otros factores que afectan grandemente el éxito ó el fracaso de cualquier restauración de porcelana.⁵⁷

²⁹ TECNICA

El modelo maestro de yeso duro especial se articula por medio de un procedimiento de soporte apropiado (Model-Tray, No. Pat. 2440261. RFA; Accu-tray, Whaledent International, EE.UU.). Para mantener al

mínimo la expansión total de los materiales de modelado empleados se trabaja con dimensiones de material mínimas. Después de ajustar la cubeta de duplicado y terminar las preparaciones (bloqueo de puntos hundidos) se realiza la duplicación del modelo maestro. A continuación se articulan con ayuda del soporte los modelos de trabajo así obtenidos. Después se ahueca el modelo cocido para reducción de masa. La estabilidad propia no debe quedar en peligro. Posteriormente, el modelo, cuya demarcación debe indicarse, se aclara en líquido de la cerámica. Más tarde, se procede a los diversos cocidos de dentina. Antes del último cocido de dentina debe haberse alcanzado ya la forma, oclusión, puntos de contacto y ajuste deseados. Para la elección del color se pueden optar por todos los matices, desde opaco a transparente. Tras el glaseado se separa el revestimiento refractario con un chorreado (grano de 50 μm) y se retocan las restauraciones con diamantes finos y pulidores de goma.

El último de los pasos técnicos consiste en el acondicionamiento. El grabado ácido y la silanización son específicas del material.²⁹

6.2.3. VITADUR N

La porcelana cocida para incrustaciones se ha utilizado desde el inicio de este siglo pero, el nuevo concepto es porcelana cocida una vez grabada, unida a la preparación del diente también grabado.

31 TECNICA

El modelo es vaciado y recortado en secciones de la forma usual, usando un yeso super-duro o dados galvanizados. Los modelos de resina epóxica no son apropiados para esta técnica.

DUPLICACION DEL MODELO: Para duplicar el modelo maestro, se bardea éste con compuesto de modelar (cera) para evitar que la pasta duplicadora Hi-Ceram, se salga. La impresión será un centímetro más alta que el modelo maestro. La pasta duplicadora Hi-Ceram es mezclada y vertida de acuerdo a las instrucciones. Esta pasta endurece en 30 minutos aproximadamente. Se retira el bardeado y después la impresión³¹ hecha con la pasta duplicadora.

VACIADO DEL DADO REFRACTARIO: El coeficiente de expansión térmica del dado refractario Hi-Ceram es exactamente igual al de la porcelana VITADUR N. esto asegura un preciso ajuste marginal.

Los componentes de el material para el dado son mezclados perfectamente durante un minuto con una espátula. Se utilizan 3 ml de material líquido Hi-Ceram con 15 g de material refractario Hi-Ceram para dados. Usando un vibrador, esta mezcla es vertida dentro de la impresión duplicada y ésta es cuidadosamente colocada sobre un Di-Lock. El fraguado se lleva aproximadamente 3 horas a temperatura ambiente ó 45 minutos cuando se coloca a 20 cm., bajo una lámpara de rayos infrarrojos. El modelo es entonces separado del Di-Lock.³¹

COCIDO DEL MODELO REFRACTARIO: Para proveer dureza al modelo refractario éste es colocado en un horno precalentado. El tiempo de presecado es de 15 minutos a 500°C. la temperatura es incrementada a 1000°C y mantenida por 10 minutos. Cuando el modelo se enfria, los dados individuales son separados por medio de un aserramiento en las partes interproximales ya marcadas. Esto permite que las secciones individuales puedan ser recolocadas en el Di-Lock para el ajuste. Si es necesario, los modelos pueden ser articulados.³¹

DELINEANDO EL MODELO REFRACTARIO: Los márgenes de la preparación son delineados con el marcador refractario.

El dado refractario es humedecido con un pincel y después secado con papel tissue.

El glaseador Vitachrom "L" 725 es mezclado con el líquido modelador VITA para dar una delgada consistencia, ésta mezcla permite que las porcelanas VITA no queden desecadas tan rápidamente. La cavidad y las superficies externas, aproximadamente 2 mm más allá de los márgenes de la preparación, son pinceladas con ésta mezcla. Esta capa es cocida, el tiempo de presecado es de 3 minutos a 600°C, la temperatura se incrementa a 960°C en 3 minutos. (porcentaje de ascenso: 120°C/min.) sin vacío, ésta temperatura es mantenida durante 3 minutos.

Después de el 1er. cocido, otra capa es aplicada, ésta vez sin humedecer previamente el modelo. Este es cocido nuevamente como se describió.³¹

APLICACION DE LAS PORCELANAS: Después de terminada la segunda cocción de glaseado sobre el modelo refractario para muñones, la superficie de la porcelana de glaseado debe estar exenta de poros. Para comprobar esto se pincela la cavidad con un pincel mojado. En tal proceso el material refractario ya no debe absorber humedad, de lo contrario sería necesaria una nueva cocción de los polvos para glaseado. Porcelana para glaseado porosa podría causar la formación de burbujas.

Se utilizan las siguientes porcelanas: VITADUR N, VITADUR N DENTINA Y VITADUR N ESMALTE. Todas las porcelanas son mezcladas con

liquido modelador Vita. La base de la cavidad es completamente pincelada con una capa de opacador de dentina VITADUR N.

El esmalte VITADUR N es mezclado con la dentina VITADUR N para obtener el matiz deseado en una proporción de 50:50, una delgada capa de ésta mezcla es aplicada sobre la capa de el opacador de dentina. Se realiza la primera cocción.

Para evitar que la dentina se desprege del margen cavitario se debe añadir sólo una pequeña porción de dentina para cada cocción.

Para la segunda cocción de dentina no se "cierran" los lóbulos de desarrollo dentario, para dirigir la contracción durante la cocción hacia el margen cavitario.

No se procede a terminar el modelado del inlay conforme a la anatomía sino en el momento de efectuar la tercera cocción de dentina.⁶⁴

Cada cocido es realizado de la siguiente forma: El tiempo de pre-secado es de 6 minutos a 600°C, el tiempo de calentamiento en vacío es de 6 minutos, desde 600°C a 960°C (porcentaje de ascenso: 60°³¹ C/min.), la temperatura final es mantenida durante 1 minuto.

TERMINACION DEL INLAY: Revisar el inlay cocido en el articulador. Si es necesario, los contornos y puntos de contacto pueden ser modificados usando instrumentos de diamante. El inlay es glaseado con glaseador Vitachrom "L" sobre el modelo refractario y si es necesario el matizado es individualmente ajustado utilizando los tintes Vitachrom "L". El ciclo de cocido es el siguiente: El tiempo de presecado es de 4 minutos, el incremento de calor en aire es en 5 minutos de 600°C a 960°C (porcentaje de ascenso: 72°³¹ C/min.), se mantiene la temperatura durante 1 minuto.

REMOCION DEL INLAY DEL MODELO REFRACTARIO: La incrustación de porcelana se retira del troquel refractario con la ayuda de un arenador con partículas de vidrio a una presión de 2-3 bar. Deberá tenerse cuidado de no dañar los márgenes. La incrustación se adapta en el modelo maestro con desgastes selectivos y modificaciones. Si la superficie glaseada ha sido fresada se le puede pulir al alto lustre usando pasta pulidora Vita de diamante.

GRABADO DEL INLAY: Para prevenir que las superficies glaseadas del inlay terminado sean grabadas, éstas serán pinceladas con una máscara de barniz (disponible de Benzer o Bego), ó separador VITA. El grabado es realizado con una solución de ácido hidrofúorico al 30-40%. En éste procedimiento deberán utilizarse guantes y lentes protectores.

Aproximadamente 1 cm de ácido hidrofúorico diluido es vaciado dentro de un recipiente de plástico limpio, el inlay es dejado aquí de 1-2 minutos. El inlay grabado es removido e inmediatamente enjuagado y cepillado bajo la corriente de agua. Finalmente éste es colocado en la bandeja de cocido, con una temperatura de aprox. 500°C, ésta temperatura es mantenida de 1-2 minutos. Deberán observarse áreas blancas en la superficie grabada de el inlay, deberá otra vez enjuagarse y re-cocerse.

ENVIO: Bajo ninguna circunstancia las superficies grabadas deberán ser tocadas con los dedos. Ninguna de las incrustaciones serán colocadas en el modelo (para evitar la contaminación). La incrustación será enviada al dentista en una bolsa de plástico sellada y marcada "NO TOCAR LA SUPERFICIE INTERNA".

6.2.4. IN-CERAM

La corona estética más recientemente presentada. IN-CERAM, consiste en un núcleo de alta fusión (1160°C - 2120°F), que se cuece sobre un revestimiento refractario especial. Se dice que combina la alta resistencia con la buena precisión marginal.⁴⁹

En el Sistema VITA IN-CERAM, un correcto asentamiento, alta estabilidad de la subestructura de óxido de alúmina toma el lugar del armazón metálico. La subestructura está producida de un polvo para funda y sintetizada, es subsecuentemente infiltrada por un material de vidrio. Esto resulta en una fuerza flexural y tensional que permite no sólo la producción de coronas anteriores y posteriores sino también de prótesis anteriores de 3 unidades.⁶⁵

PROPIEDADES DEL MATERIAL

Las restauraciones individuales producidas con el sistema IN-CERAM sobresalen debido a el mejoramiento de las siguientes propiedades del material:

- + Considerable aumento de la fuerza de flexión
- + Perfecto ajuste marginal
- + Atenuada translucencia

FUERZA DE FLEXION: Debida a la homogeneidad, la estructura libre de poros compuesta de granos extremadamente finos de partículas de Al₂O₃, las cuales generalmente están circundadas y conectadas por una delgada capa de vidrio, ésto consigue una fuerza 2 ó 3 veces mayor que los otros sistemas conocidos hasta ahora.⁶⁵

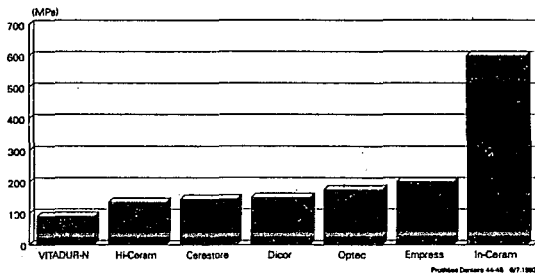
CORRECTO AJUSTE: Un óptimo y correcto ajuste marginal es

conseguido sin procesos adicionales correctivos.

OPTIMA TRASLUCENCIA: Debido a el alto grado de translucencia y el matiz de la subestructura armonizando con la respectiva porcelana dentinal, se provee una duplicación de la reflexión de la luz en un diente natural.⁶⁵

Comparación de la resistencia a la flexión

según Levy / Daniel



7: ESTUDIOS REALIZADOS

Mark Jensen y colaboradores realizaron un estudio donde determinaron:

- + Medidas de rigidez cuspeida
- + Microfiltración
- + Fractura cuspeida

Comparando la porcelana grabada, unida con resina, con las

resinas compuestas del sector posterior.

MATERIALES Y METODOS: Utilizaron premolares superiores no cariados, extraídos, guardados en timol al 0.1% para prevenir el crecimiento de bacterias.

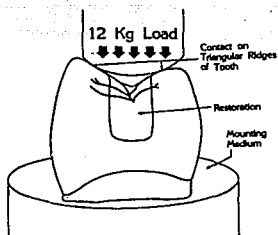
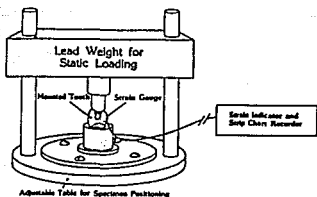
MEDIDAS DE LA RIGIDEZ CUSPIDEA

Seleccionaron 10 dientes al azar para restauraciones de resina compuesta para posteriores y 10 dientes para incrustaciones de porcelana unida con resina.

Los dientes se montaron con resina acrílica autocurable en aros de una pulgada. Se colocaron unas sondas de tensión en las cúspides bucales en la unión del tercio medio y gingival de la superficie digital indicadora de la tensión. Los dientes se cargaron estáticamente con una carga fabricada de 12 kg. de plomo y la punta del peso tocaba el reborde triangular de las cúspides bucal y lingual.

Las medidas se obtuvieron con la flexión cuspídea máxima, como una lectura estable después de 3 minutos.

Las unidades de microtensión se convirtieron a valores de rigidez cuspídea relativa, dividiendo los valores de tensión obtenidos de las cúspides bajo la condición de estudio, por la tensión de la misma cúspide en el diente sano antes de la preparación del diente.



Se muestra el método de aplicar la carga estática a los especímenes.

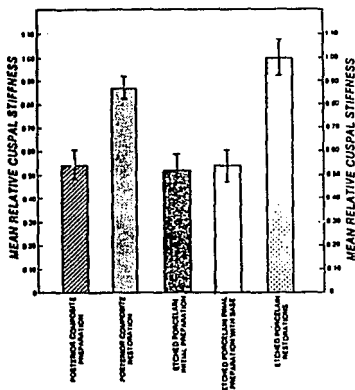
La punta de 12Kg de plomo el reborde triangular de las cúspides bucales y linguales del diente para medir la resistencia cuspidéa.

Los dientes se dividieron en 5 grupos: 1) Dientes preparados para MOD para resinas en posteriores. 2) Dientes restaurados con resinas compuestas para posteriores. 3) Dientes preparados para incrustaciones MOD de porcelana grabada. 4) Preparaciones finales con bases de ionómero de vidrio para porcelana grabada y 5) Restauraciones unidas con resinas de porcelana grabada.

El Test de Rango Múltiple de Duncan ($\alpha=0.005$) indicó que habían 3 grupos de rigidez: 1. Las preparaciones de resina compuesta. 2. La preparación inicial de porcelana grabada, y 3. La preparación final de porcelana grabada con base de ionómero de vidrio.

Los resultados del estudio indican que la porcelana grabada unida con resina puede restaurar la rigidez cuspeada de los dientes preparados a un nivel igual que la rigidez de los dientes sin preparar.

La rigidez relativa cuspeada media, con desviación standard se ilustra en la siguiente figura.

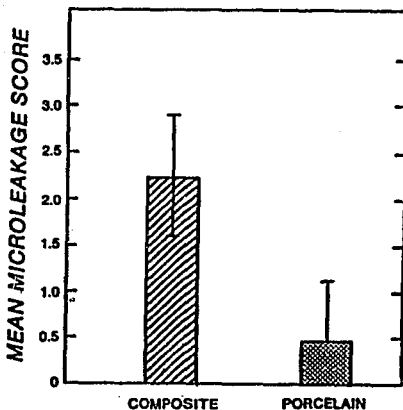


MICROFILTRACION

Se utilizaron 10 dientes restaurados con resinas compuestas y 10 con porcelana grabada unida con resinas. No se montaron en aros y

se termociclaron 300 veces, entre 5 y 55°. Se colocaron en azul de metileno al 0.5% durante 6 horas, luego se marcaron y desgastaron desde la superficie proximal con un torno dental. Esta superficie cortada se pulió y fué examinada. Se tomaron 6 medidas a intervalos de aprox. 0.5 mm en 3 puntos entre la superficie bucal y lingual en los márgenes mesial y distal de todas las restauraciones.

Los datos de microfiltración in vitro demuestran que la restauración de porcelana grabada resulta con menos microfiltración.



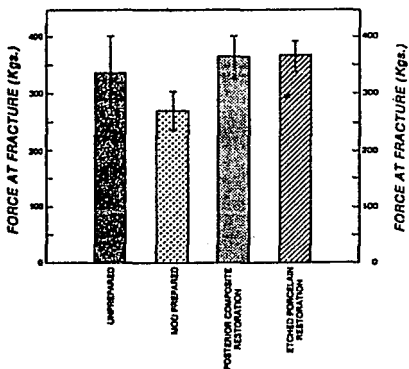
FRACTURA CUSPIDEA

Los 20 dientes del estudio para la rigidez cuspídea se

utilizaron para determinar la fuerza necesaria para fracturar el diente restaurado. Unos 20 dientes adicionales se montaron en aros, pero sin las sondas de tension. Diez dientes estaban sin preparar y diez preparados con resinas compuestas MOD.

Todos los especimenes se colocaron en la célula de carga en la máquina de exámen y se alinearon de manera que la punta examinadora tocaba las cúspides en los planos inclinados bucal y lingual. Se aplicó una fuerza utilizando una velocidad cruzada de 0.05cm/min. y las medidas se tomaron en kilogramos en el punto de fractura.

Los resultados indican que las resinas compuestas para posteriores y las restauraciones de porcelana grabada efectivamente restauran la resistencia original del diente, en relación a la medida de resistencia a la fractura.



Peter Schaerer realiza un estudio para comparar el ajuste marginal de las coronas Dicor y Cerestore.⁵¹

Utiliza 10 incisivos centrales superiores derechos y 10 primeros molares inferiores derechos. Cinco incisivos son restaurados con coronas Dicor y 5 con coronas Cerestore, lo mismo sucede con los molares. Las restauraciones se realizan de acuerdo a su técnica.

Las coronas Dicor fueron cementadas con cemento de fosfato de zinc y las coronas Cerestore con ionómero de vidrio.

El grosor de película de las coronas Cerestore en los incisivos fué más pequeño que el de las coronas Dicor.

Así como el grosor de película de las coronas Dicor fué mayor en los dientes molares en los sitios facial y lingual, que el de las coronas Cerestore.

Para esta observación se utilizó un microscopio scáner.

C A P I T U L O I V
PREPARACION DE CAVIDADES

1. PASOS GENERALES EN LA PREPARACION CAVITARIA

Se logra una preparación cavitaria correcta al seguir procedimientos sistemáticos, basados en principios físicos y mecánicos definidos.

Si bien uno de los fines principales de la operatoria dental es detener la caries dental, tiene suma importancia la preservación de la vitalidad del diente. Aunque la tolerancia de la pulpa a la injuria suele ser favorable, no se ha de abusar de ella por la aplicación al diente de procedimientos operatorios malos o descuidados.

Para una mayor eficiencia en la preparación cavitaria, se divide el procedimiento en fases o pasos. Hay que entender bien el razonamiento detrás de cada paso, y cada fase debe ser cumplida lo mejor posible antes de pasar a la siguiente. Hay ocasiones en que puede haber una superposición e intercambio de pasos.

Los pasos en la preparación cavitaria son:

- 1) Establecimiento de la forma de contorno
- 2) Obtención de la forma de resistencia
- 3) Logro de una forma de retención
- 4) Establecimiento de una forma de conveniencia
- 5) Eliminación de la dentina cariada remanente
- 6) Terminación de las paredes y los márgenes cavitarios
- 7) Realización de la limpieza de la cavidad.

1.1. ESTABLECIMIENTO DE LA FORMA DE CONTORNO

Establecer la forma de contorno significa ubicar los márgenes cavitarios en las posiciones que ocuparán en la preparación terminada, excepto por la terminación de las paredes y márgenes de esmalte.

Hay dos principios generales, que rigen el contorno aparte del tipo de cavidad por tallar: 1. Hay que eliminar todo el esmalte socavado y; 2. Ubicar todos los márgenes en una posición que permita la buena terminación de los márgenes de la restauración.

Extender el margen cavitario hasta llegar a estructura dentaria sana y carente de esmalte sin sostén, incluyendo todas las fisuras que no puedan ser eliminadas mediante una apropiada ameloplastia.

Evitar la terminación de los márgenes en eminencias extremas, como la cima de las cúspides o las crestas de los rebordes. Si la extensión incluye una mitad o más del plano inclinado cuspideo, hay que considerar el recubrimiento de la cúspide.

Extender los márgenes gingivales de las cavidades hacia apical del contacto para obtener el despeje especificado entre el margen gingival y el diente adyacente.

Extender los márgenes para permitir el acceso suficiente para la preparación cavitaria correcta, la aplicación de la restauración y los procedimientos de terminado.

Extender los márgenes vestibulares y linguales de las cavidades proximales hasta las respectivas troneras para permitir el despeje especificado entre los márgenes preparados y el diente adyacente. El propósito de ésta extensión es ubicar los márgenes fuera de un contacto estrecho con el diente adyacente, para que se puedan ver los márgenes, instrumentarlos y limpiarlos mejor.

1.2. OBTENCION DE LA FORMA DE RESISTENCIA

La forma de resistencia puede ser definida como la forma y ubicación de las paredes cavitarias de modo que faculte mejor la restauración y el diente soporte las fuerzas oclusales sin fracturarse.

Los principios fundamentales involucrados en la obtención de la forma de resistencia son:

- 1) Realizar las cajas con piso plano, lo que ayuda al diente a resistir las cargas oclusales en virtud de formar ángulos rectos frente a las fuerzas de la masticación.
- 2) Restringir la extensión de las paredes para permitir áreas fuertes en las cúspides y crestas al dejarlas con suficiente sostén dentinario.
- 3) Rodear o incluir lo suficiente de un diente debilitado dentro de la restauración para prevenir o resistir la fractura del mismo por las fuerzas laterales.
- 4) Proveer espesor suficiente del material restaurador para evitar su fractura bajo la carga.

1.3. OBTENCION DE LA FORMA DE RETENCION

Forma de retención es la que permite a la cavidad retener mejor a la restauración que así resistirá las fuerzas de tracción y evitar su desalojo.

Con el advenimiento de las técnicas de grabado ácido, se brinda una nueva dimensión al considerar las formas de resistencia y retención en las preparaciones para restauraciones de porcelana.

1.4. OBTENCION DE LA FORMA DE CONVENIENCIA

Forma de conveniencia es la que permite la adecuada observación, accesibilidad y facilidad de operación al tallar y restaurar la cavidad.

1.5. ELIMINACION DE LA DENTINA CARIADA REMANENTE

En los dientes en que la lesión cariosa es mínima queda eliminada al completar los pasos previos de la preparación. Pero si quedaron muestras de caries terminados los primeros pasos, será ya el momento de eliminarlas. Cuando se dió a la pared pulpar o axial el nivel apropiado y queda una pequeña cantidad de tejido carioso, sólo éste debe ser eliminado, con lo que queda un área hundida, redondeada en esa pared. No se debe alterar el nivel o posición de la pared entera.

1.6. TERMINACION DE LAS PAREDES Y MARGENES EN ESMALTE

Los propósitos de la terminación de las paredes adamantinas son: lograr el mejor sellado marginal posible entre el material restaurador y la estructura dentaria, crear una unión marginal pareja y otorgar la máxima resistencia tanto al material restaurador como al esmalte en el margen.

Existen consideraciones reflejadas en la terminación de las paredes y márgenes que deben tomarse en cuenta. Estas son:

- 1) Dirección de los prismas adamantinos
- 2) Soporte de los prismas tanto en el límite amelodentinario como lateralmente.
- 3) Tipo de material restaurador por utilizar en la cavidad.

- 4) Ubicación del margen
- 5) Grado de lisura deseado

Los prismas convergen desde el límite amelodentinario hasta la superficie adamantina en las superficies cóncavas y divergen en las convexas.

Las paredes adamantinas de las cavidades para incrustaciones requieren una superficie muy lisa que permita la toma de impresiones no distorsionadas y la estrecha adaptación del colado a los márgenes cavitarios.

63

1.7. LIMPIEZA DE LA CAVIDAD

Este procedimiento incluye la eliminación de todos los detritus que produce el tallado de la preparación, secado y una inspección final completa de la misma en busca de cualquier remanente de caries, márgenes de esmalte inseguros o cualquier situación que torne a la cavidad inaceptable para la colocación del material restaurador. El procedimiento usual en la limpieza es lavar los residuos con jeringa de agua caliente y secar con la jeringa de aire. Es importante que el diente no esté deshidratado por el uso excesivo del aire o por la aplicación de alcohol.

2. DISEÑO DE LA PREPARACION DE INLAYS Y ONLAYS

Para realizar cavidades que recibirán una restauración de porcelana se deben seguir los mismos pasos que se mencionaron anteriormente, con algunas variantes que a continuación se indican.

La forma de la preparación cavitaria debe ser una "caja de Black", que permita una retención adecuada, sin embargo se deben de

tomar en cuenta los siguientes aspectos:

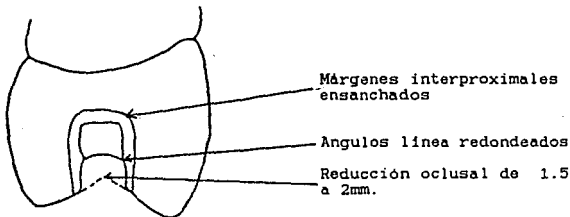
- + Remover todo el material restaurador previo ó la caries dental. ⁵
- + La preparación de las paredes del diente deben ser más divergentes que las comúnmente utilizadas para las aleaciones aproximadamente de 6 a 8° más. ⁴

2.1. REDUCCION OCLUSAL

En el caso de los onlays se necesita una reducción oclusal de 1.5 a 2 mm. de estructura dental. Estos 2 mm. deben existir entre el piso de la cavidad y el ángulo cavosuperficial en inlays u onlays. ^{4,5,12}

Primer premolar superior derecho

ASPECTO
DISTAL



Los márgenes cavosuperficiales oclusales de la preparación no deben hacer contacto con el diente antagonista durante la articulación. ^{4,11,12}

Como una regla general, el espesor total del material restaurador debe ser de 1.5 a 2 mm. El material restaurador que es más grueso o más delgado es débil y puede fracturarse al trabajarlo. ^{4,5,11,12}

2.2. REDUCCION AXIAL

4.5.11.12.13.15.16.19.28.31

La reducción axial debe ser de 1 a 1.5 mm.

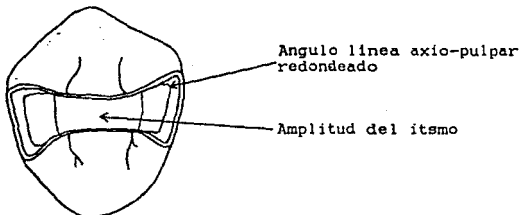
2.3. FORMA INTERNA Y TERMINADO

Todos los dientes preparados para inlays u onlays de cerámica deben exhibir una superficie interna tersa con líneas redondeadas y sin ángulos agudos o rectos. La concentración de estrés interno es evitada eliminando todas las superficies ásperas y ángulos filosos. Formas redondeadas que fluyen suavemente en la caja interna son recomendadas para preparaciones interproximales.

4.5.11.12.13.15.16.19.28.31

Primer premolar superior derecho

ASPECTO
OCCLUSAL



No es necesaria la colocación de surcos. Los ángulos internos redondeados reducen las tensiones en la restauración de manera que se recomienda el uso de fresas o piedras con punta terminal redondeada.

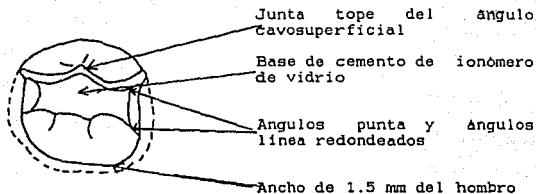
4.13.15.16



2.4. TRATAMIENTO DE DENTINA

Las retenciones deben ser bloqueadas con cemento que no contenga eugenol. Todas las superficies dentinarias deben ser cubiertas con un recubrimiento de cemento de ionómero de vidrio y exposiciones casi pulpares deben ser cubiertas con hidróxido de calcio antes de colocar el cemento de ionómero de vidrio. El cemento de ionómero de vidrio tiene varias ventajas en el aspecto de que se une a la dentina, posee un coeficiente de expansión térmica equivalente y libera flúor. La base de ionómero de vidrio es altamente susceptible a los ácidos grabadores y recientes estudios cuestionan el valor de grabar éste recubrimiento. Los agentes de unión de dentina deben utilizarse para proveer retención adicional a las preparaciones tipo onlay con dentina significativamente expuesta.⁴

ASPECTO
OCLUSAL



Primer molar inferior derecho

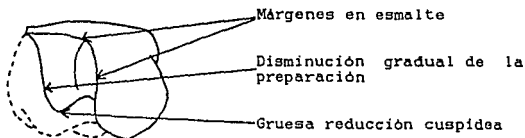
2.5. INCLINACION Y EXTENSION

Las preparaciones de cerámica se diferencian significativamente de las restauraciones de oro, en las cuales la inclinación debe ser aumentada de 3 a 5° a 6 a 8°.^{4,16}

Debido a que las restauraciones de cerámica son extremadamente quebradizas antes de la unión, es importante no apretarlas durante el asentamiento para el ajuste. Por esta razón, las paredes vestibulares, linguales y proximales deben ser ensanchadas.^{4,5,11,12,19}

Primer molar inferior derecho

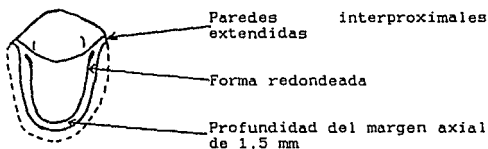
ASPECTO
FACIAL



Las líneas de terminado interproximales deben extenderse hacia las troneras facial y lingual, para facilidad del terminado de los márgenes, con tiras y discos, después del enlace. Una de las ventajas principales de la restauración de cerámica es su facilidad para ⁴ igualar el color, que hace a la extensión interproximal indetectable.

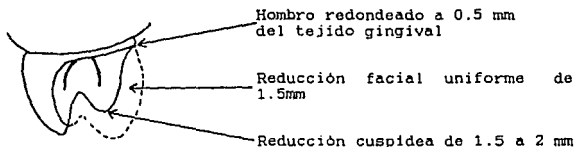
Primer premolar superior derecho

ASPECTO
OCCLUSAL



Cuando las cúspides completas se fracturan y requieren de un reemplazo, las líneas de terminado facial o lingual pueden ser llevadas dentro de 0.5 mm del tejido gingival y pueden proveer una ⁴ mezcla armónica de color dental.

Primer premolar superior derecho

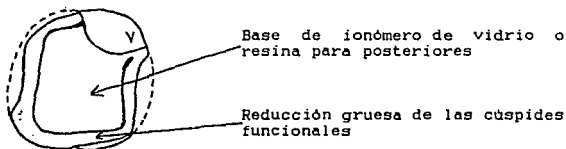


Los dientes preparados para restauraciones cerámicas conservadoras deben tener una longitud dental adecuada para su retención.

2.6. PREPARACION Y REDUCCION CUSPIDEA

La preparación y extensión cuspidea son necesarias cuando una cúspide se ha fracturado o está socavada irremediablemente.

El recubrimiento cuspideo también debe ser considerado, cuando el margen de un inlay se acerca a 1.5 mm de una cúspide funcional que debe soportar la máxima carga oclusal. No se han desarrollado estándares para la profundidad de reducción para las cúspides funcionales, pero el grosor de la cerámica necesario para evitar la tensión crítica, debe acercarse a 1.5 mm para premolares y 2 mm para molares. Las cúspides no funcionales requieren de menos protección y 1 ó 1.5 mm parece adecuado.

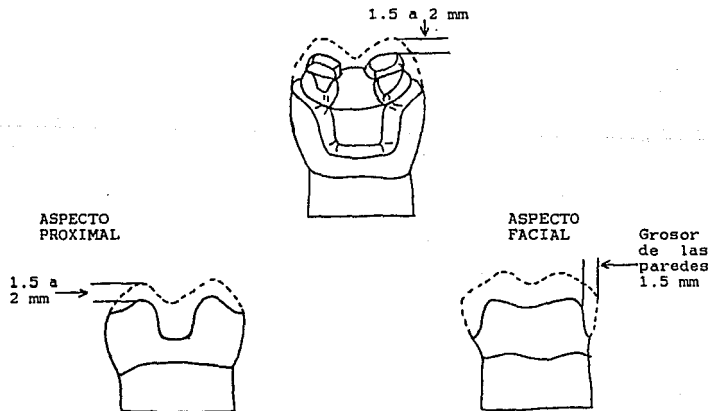


La reducción axial de las cúspides de trabajo debe extenderse 2 o 3 mm cervicalmente de la altura original de la cúspide. La distancia coincide toscamente con el color de transición del tono oclusal al tono del cuerpo. Las cúspides que no soporten estrés

pueden tener un bisel presente para proveer de una mejor mezcla estética de color y de una superficie aumentada para la retención del enlace. Sin embargo, el peligro de astillarse siempre está presente antes del enlace.

La cobertura de la cúspide necesita 1.5 mm como mínimo de reducción, esta protección de la cúspide es terminada en un chamfer grueso o un hombro con una reducción axial del diente de 1 mm aprox. Finalmente, entremezclar la línea de terminación en hombro o chamfer con la caja proximal si es usada y "suavizar" todos los ángulos internos que sean agudos. Como con el inlay, el ángulo de terminación cavosuperficial debe estar cerca de los 90°.

4.5.13.14.15.16.19.24.27



2.7. BISELES

No existen biseles en la superficie oclusal de la incrustación. Todos los materiales han demostrado que se fracturan cuando se colocan biseles débiles y delgados en áreas sometidas a tensión. ^{4,13,14,15,16,31,36}

Los biseles pueden existir en las cajas proximales de las incrustaciones con o sin protección cuspídea. Estos brindan mejor agarre entre el cemento, la resina compuesta y el esmalte grabado, ya que los biseles cubren más fácilmente las partes finales de las superficies de esmalte grabado. Los biseles se hacen con instrumentos rotatorios divergentes de diamante. ¹¹

Los biseles pueden o no ser necesarios en las áreas gingivales. Si el sellado gingival es en esmalte, se puede utilizar el bisel. Sin embargo, el trabajo de laboratorio es más fácil sin biseles gingivales. ¹¹

Las preparaciones de incrustaciones con protección cuspídea pueden tener biseles en áreas bucales no sometidas a tensión y superficies linguales para mejor apariencia estética al mezclar los colores y por retención adicional, debido a que hay mayor superficie de esmalte para grabar. ^{1,4,11}

Recomendaciones para márgenes de la superficie axial son uniformes en un grueso chamfer (110 a 135°) con un ángulo de línea gingivoaxial redondeado, o un hombro redondeado (90°) que proveerán de la unión adecuada de material cerámico y esmalte. ¹

La mayoría de los autores recomiendan una terminación en la unión cavosuperficial para los márgenes oclusales, con la excepción de 2 autores que recomiendan un bisel continuo de 0.5 mm en todos los márgenes. ²³ y otro autor que prefiere márgenes oclusales en chamfer. ⁴

En general, los márgenes agudos y los biseles crean secciones finas de porcelana quebradiza.

Como en cualquier preparación dentaria, esas reducciones deben refinarse y alisarse con la fresa que escoja el operador entre fresas de terminado. Las interferencias oclusales excéntricas deben eliminarse antes de comenzar la preparación.

Para desarrollar la preparación de la cavidad sin ángulos lineales axiopulpaes o axiokingivales agudos, se usa una fresa de carburo No. 271 con punta cortante redondeada.

Dentsply Caulk diseñó un estuche conteniendo fresas para realizar cavidades, así como desgastes masivos y finos, en éste incluye fresas de diamante de grano grueso y fino con los números:
772-7, 772-8, 772-9 y 772-10.

CAPITULO V

IMPRESIONES

Para obtener los modelos de trabajo para fabricar estas restauraciones, puede emplearse cualquier material de impresión elastico de precisión. La elección del material de impresión dependerá de la preferencia y habilidad del cirujano dentista para manejar cada material; sin embargo, el más recomendable es el silicón por adición ó polivinilsiloxano.

La impresión se define, como la reproducción en negativo de un objeto ó estructura dental y tejidos blandos.

37

1. CARACTERISTICAS GENERALES DE LOS MATERIALES PARA IMPRESION

- Olor, sabor y color aceptables.
- No deben ser tóxicos o irritantes.
- Suficiente vida útil en almacenaje.
- Que no requiera de equipo complejo.
- Tener tiempos adecuados de trabajo y de fraguado.
- Resistencia a la ruptura.
- Compatibilidad con los materiales del modelo y de los troqueles.
- Ser económico.
- Ser fácil de dispensar, proporcionar y mezclar.
- Ser fácil de limpiar.
- Facilitar la visualización de la línea de terminado.
- Permitir múltiples vaciados de troqueles.
- Facilitar la identificación clinica del comienzo y final del endurecimiento.

2. PROPIEDADES DE LA IMPRESION IDEAL

- Plasticidad total antes del fraguado.
- Fluidez suficiente para registrar el detalle fino.
- Capacidad para humedecer ó mojar los tejidos orales.
- Exactitud dimensional.
- Estabilidad dimensional.
- Completa elasticidad después del fraguado.
- Consistencia óptima después del fraguado.
- Perfecta reproducción de todos los detalles.

3. MATERIALES ELASTICOS

Al endurecer, estos materiales se muestran suaves y al mismo tiempo recuperan su elasticidad. Son materiales que se emplean para tomar impresiones de áreas que presentan retenciones.

En este grupo se incluyen:

3.1. HIDROCOLOIDES: 3.1.1. Hidrocoloides de agar ó reversibles.

3.1.2. Hidrocoloides de alginatos ó irreversibles.

3.2. ELASTOMEROS: 3.2.1. Polisulfuros ó mercaptanos.

3.2.2. Poliéteres.

3.2.3. Silicones por condensación.

3.2.4. Silicones por adición.

3.1. H I D R O C O L O I D E S

3.1.1. HIDROCOLOIDES REVERSIBLES

Fueron los primeros materiales para impresión elásticos de que dispuso la profesión. De origen marino (algas). En odontología es un material elástico de excelentes cualidades.

COMPOSICION Y REACCION

El agar-agar es un polisacárido de la galactosa, extraído de una familia especial de algas marinas.

Su componente principal es el agua y su principio activo el agar-agar. Se adicionan a la fórmula boratos, los cuales aumentan la resistencia del gel ó gelatina, y sulfatos para compensar la acción retardadora de los derivados del bórax sobre el yeso.²⁵

Cuando el agar-agar en estado de gelatina (gel) se calienta, pasa al estado líquido de sol. Este fenómeno es reversible y físico: al enfriarse el sol, pasará al estado de gel sólido.

$SOL \rightleftharpoons GEL$ por variación de temperatura.

FIDELIDAD Y REPRODUCCION DE DETALLES

Las impresiones con éste material tienen una excelente exactitud dimensional, logrando una copia fiel y exacta de pequeños detalles lo cual lo hace útil para la toma de impresiones en preparaciones para incrustación ó en preparaciones para prótesis.

Los hidrocoloides por su naturaleza hidrofílica tienden a ganar agua del medio circundante (imbibición); ó pérdida de agua en ambiente seco (sinéresis). Debido a éstos 2 fenómenos es importante que se haga el vaciado inmediato en yeso.

PRESENTACION

El material es suministrado por el fabricante como un gel preformado que es licuado antes de ser usado. Las formas disponibles son cilindros empaquetados y paquetes unitarios, incluyendo tubos plegables, cápsulas, "salchichas" y jeringas.

PRODUCTOS COMERCIALES

Agarloid, Rubberloid, Surgident, Gingi-Pak.

MANIPULACION

Se requiere del equipo acondicionador para hidrocoloides. Este consta de 3 compartimientos con agua y con temperatura calibrada. El primer tanque se gradúa a la temperatura de ebullición para licuar el hidrocoloide. El segundo tanque es de almacenamiento estabilizado a 70°C, una vez que el agar ha permanecido en ebullición por un tiempo no inferior a 10 minutos, se almacena en éste tanque hasta su uso. En el momento de usarlo, se traslada el material al compartimiento de atemperado con el fin de lograr la temperatura adecuada compatible con los tejidos orales.

Se procede a depositar el material dentro de los portaimpresiones especiales que tienen canales integrados de enfriamiento que aceleran la gelificación. En igual forma se procede a llenar una jeringa especial, con la cual se inyecta el sol en la preparación dentaria, luego se inserta el portaimpresiones dispuesto, en la boca del paciente. Seguidamente se hace circular el agua fría por el interior de la cubetá, lo cual agilizará el proceso de gelificación.

Recientemente se ha perfeccionado una técnica para impresión que

combina el hidrocoloide reversible de agar-agar y el irreversible alginato. En esta técnica, el material de agar-agar se mantiene en estado de sol dentro de la jeringa especial, con la cual se inyecta dentro de las preparaciones; el alginato se prepara y se coloca en el portaimpresiones metálico perforado ó con retenciones y se lleva a la boca inmediatamente después de inyectado el primero.⁴³ Los dos materiales se funden íntimamente produciendo una impresión exacta, simplificando en forma apreciable la técnica clásica, pero no es recomendable ya que el alginato no presenta buena estabilidad dimensional y sufre contracción inmediata.

3.1.2. HIDROCOLOIDES IRREVERSIBLES O ALGINATOS

Son también de origen marino; el ácido alginico se extrae de determinado tipo de algas, y se utiliza en la fórmula un alginato soluble.

Se puede decir que este material para impresión no es capaz por sí solo de lograr reproducción de pequeños detalles necesarios para la prótesis de alta precisión.

COMPOSICION Y REACCION

La fórmula posee:

- | | |
|----------------------------------------------|-----|
| - alginato soluble de sodio o de potasio | 20% |
| - un reactor: Sulfato de Ca | 15% |
| - un retardador: Fosfato trisódico | 8% |
| - tierra de diatomeas, óxido de Zn. Rellenos | 55% |

La reacción es de tipo químico, durante este ocurre un primer estado en el cual gracias al retardador fosfato de sodio, el operador

tiene el tiempo de trabajo suficiente para mezclar el alginato, cargar la cubeta y llevarla a posición.⁴⁶

Una vez en boca en corto tiempo, agotado el retardador, entra en acción el reactor para producir el alginato insoluble. El material adquiere una consistencia elástica.

De acuerdo con la especificación No. 18 de la ADA se reconocen²⁵ 2 tipos de alginato:

Tipo I : Rápido - gelificación no menor de 60 segundos ni mayor de 120 seg.

Tipo II : Normal - gelificación de 2 a 4.5 minutos.

PRESENTACION

El material se dispensa en forma de polvo en bolsas plásticas, en sobres o en tarros sellados herméticamente.

PRODUCTOS COMERCIALES

Coe alginate, Jeltrate, Kalginate, Kerr alginate, Algiprint,⁵ Surgident, Nu-gel, Alginoplast, Ardent, Hi-Technical, Cadco.

MANIPULACION

En una taza de caucho se colocan las proporciones polvo/agua fijadas por el fabricante, se mezclan por un término de 30 a 40 segs., con una espátula hasta lograr una consistencia cremosa y plástica homogénea. Se coloca en el portaimpresiones perforado ó con retenciones y se lleva a la boca. El material gelifica en boca en 2 ó 3 minutos. Se retira, se lava con agua corriente para remover restos de saliva y sangre y se procede DE INMEDIATO al vaciado en yeso Tipo

III. puesto que al igual que los hidrocoloides de Agar-agar, los alginatos presentan los fenómenos de imbibición y sinéresis.²⁵

3.2. ELASTOMEROS

Los materiales para impresión clasificados como elastómeros se han denominado en forma general como cauchos sintéticos, por sus propiedades elásticas. Todos son materiales sintéticos y sufren reacción química al ponerse en contacto el material de base con el correspondiente reactor. La reacción efectuada es la de polimerización.

Estos materiales están regulados por la Norma 19 de la ADA.³⁷

Requisitos de la ADA para los materiales elastoméricos de impresión.

| Tipo | % Máximo de Fraguado | % Máximo de Flujo | % Máximo de Contracción (24 Hrs.) |
|------|----------------------|-------------------|-----------------------------------|
| I | 2.5 | 0.5 | 0.5 |
| II | 2.5 | 0.5 | 1.0 |
| III | 5.5 | 2.0 | 0.5 |

La especificación de la ADA categoriza todos los elastómeros de acuerdo con las propiedades físicas, más que de acuerdo a la química. Los límites en las tres propiedades críticas -fraguado de compresión, flujo y cambio dimensional de 24 horas- definen el tipo especificado en el paquete.

El FRAGUADO DE COMPRESION se relaciona con la tendencia de un material a permanecer deformado después de una distorsión relativamente rápida. Los materiales Tipo III experimentan más del doble que los otros tipos. El FLUJO está relacionado con la

deformación continua bajo cargas a largo plazo (como bajo el peso del producto de yeso antes de que fragüe). los materiales Tipo III pueden experimentar 4 veces el flujo que los materiales de las otras dos clases. Para el CAMBIO DIMENSIONAL en 24 horas, los materiales Tipo II permiten dos veces la contracción o encogimiento de los otros dos tipos.

La especificación también categoriza los materiales de acuerdo con 4 viscosidades: muy alta, alta, media y baja. La selección de la viscosidad apropiada depende del método específico de impresión.

Dentro de los elastómeros se reconocen 4 grupos químicos diferentes:

- 3.2.1. Polisulfuros de caucho ó mercaptanos
- 3.2.2. Poliéteres
- 3.2.3. Silicones (polisiloxano) de condensación
- 3.2.4. Silicones (polivinilsiloxano) por adición.

3.2.1. POLISULFUROS DE CAUCHO

El primer material de caucho que se introdujo se llamó Thiokol. El material fué llamado más tarde mercaptano, como la pasta base sin reaccionar contiene el grupo SH (mercaptano).¹⁰ Cualquier término, marcaptano ó polisulfuro, es apropiado, ya que el material es un mercaptano cuando se proporciona al dentista y, un polisulfuro después de la reacción de vulcanización. El término más común, es el de polisulfuro.

COMPOSICION

El material base se compone con 80% aprox. de un polímero

organico de bajo peso molecular que contiene grupos mercaptano reactivos, y 20% de agentes reformadores como el dióxido de titanio¹⁰ del sulfato de zinc, el carbonato de cobre y el silice.

El tubo de reactor contiene al dióxido de plomo que le confiere un color pardo obscuro característico. El vehiculo liquido es el ftalato de dibutilo, junto con dióxido de titanio. A menudo, a fin de controlar la velocidad de polimerización se añaden ácido oleico o estearico, ambos retardadores.⁴⁶

REACCION

Al ponerse en contacto la base con el reactor se ocasiona oxidación de los grupos mercaptano y reacción de polimerización cruzada por condensación. El agua y el sulfuro de plomo son subproductos de la reacción de curado. La pérdida de agua durante la reacción y la continuación de la reacción de polimerización, son las dos principales limitaciones para la estabilidad dimensional de los elastómeros de polisulfuro.³⁷

PROPIEDADES

Los valores de deformación permanente de 2 a 3% obtenidos cuando el material se mantiene bajo una compresión de 12% durante 30 segs. indican que el material no es perfectamente elástico y que se debe conservar al mínimo la compresión durante el retiro del material para impresión.¹⁰

Los valores del cambio dimensional muestran que el caucho de polisulfuro se contrae 0.1 a 0.3% durante las primeras 24 horas, por lo tanto los modelos y los dados se deben obtener al momento.¹⁰

El caucho de polisulfuro proporciona una excelente reproducción

del detalle de la superficie y reproduce con rapidez líneas finas de 0.025 mm de ancho. Los materiales son altamente compatibles con el yeso para modelos y los yesos piedra de alta resistencia y las impresiones se metalizan fácilmente por electroplaqueado.

Los materiales de polisulfuro resisten ser almacenados, pero no deben guardarse en lugares cálidos.

La resistencia de los materiales de polisulfuro a la ruptura es de 35 lb/in (6300 g/cm.¹⁰).

PRESENTACION

Estos materiales vienen suministrados en tubos colapsibles, uno corresponde a la base y otro al reactor.

Cada pasta viene en un tubo cuya abertura tiene un diámetro calibrado, para que cantidades iguales de cada pasta produzcan una mezcla con una relación adecuada de reactivo de polimerización y de entrecruzamiento.

Los diversos productos se clasifican como de cuerpo ligero, regular y pesado. La clase de cuerpo ligero se emplea como un material de jeringa en combinación con un material de portaimpresión (cuerpo pesado) y el material regular se usa solo. El material de cuerpo ligero también se emplea para impresiones de dentadura en combinación con un portaimpresiones individualizado.¹⁰

PRODUCTOS COMERCIALES

Coe-Flex. Neo-Plex. Omniflex. Permlastic. Super Rubber. Unilastic.¹⁰

MANIPULACION

Sobre una lozeta de vidrio se colocan cantidades iguales de la pasta base y reactiva. Con una espátula de acero inoxidable se toma la pasta reactiva y se extiende sobre la base, la mezcla se continúa con un movimiento amplio de barrido hasta que el color sea uniforme. Si se emplea un material de cuerpo regular se coloca solo sobre el portaimpresiones, pero se obtendrán mejores resultados por medio de la técnica de la doble mezcla: en ésta se carga una jeringa con material de cuerpo ligero y se inyecta en las preparaciones, la auxiliar prepara un material de cuerpo pesado y lo coloca sobre el portaimpresiones el cual se lleva inmediatamente a la boca.

Al retirar la impresión se debe hacer con una fuerza constante.

El tiempo de trabajo es de 2 a 3 minutos, y el de polimerización en boca es de 8 a 10 minutos. Estos tiempos pueden aumentarse (hasta 25 al enfriar la lozeta de mezclado. en 100%)

3.2.2. POLIÉTERES

Este grupo de materiales para impresión de origen europeo, no es muy popular en Latinoamérica.

Los poliéteres originales fueron los más rígidos de los elastómeros al polimerizar, de manera que se impedía u obstaculizaba la remoción desde los socavados, lo mismo que de los modelos o troqueles.

Los poliéteres recientes, han sido modificados para reducir drásticamente la rigidez, por consecuencia son más fáciles de remover de socavados y menos traumáticos para los pacientes comprometidos periodontalmente. A éstos materiales se les coloca una letra después

del nombre de la marca, para identificarlos, por ejemplo F por flexible.³⁷

COMPOSICION

La base contiene el polímero de poliéster, sílice coloidal como relleno y un plastificante como glicoléter o ftalato. La pasta reactiva contiene sulfonato aromático alquílico, además de los rellenos y plastificantes ya mencionados. Esta pasta reactiva puede desencadenar una alergia.⁴⁶

REACCION

Es un polímero de poliéster con anillos reactivos aziridino. La reacción de polimerización es de cadena cruzada al contacto con un éster aromático sulfonato.²⁵

PROPIEDADES

La deformación permanente de los poliésteres es menor que la de los polisulfuros, pero no tan baja como la de los silicones, mientras que los poliésteres exhiben menor fluidez bajo cargas pequeñas una hora después del fraguado que cualquiera de los materiales de polisulfuro ó de silicones por condensación, pero una fluidez más alta que la de los silicones por adición.¹⁰

Tienen menos cambio dimensional que los materiales de silicón por condensación.

El cambio dimensional de los poliésteres es más bajo que cualquier otro material de caucho para impresiones, excepto los silicones de polimerización por adición.¹⁰

PRESENTACION

Se proporcionan en 2 tubos, uno conteniendo la base y otro el reactor. Algunos estuches contienen un adelgazador.

Impregum. Poly-gel. Permadyne.
50

MANIPULACION

Se ponen cantidades iguales de base y reactor sobre un block de papel y se sigue el procedimiento ya mencionado, la mezcla debe ser uniforme sin vetas en 30 a 45 segs. Esta se colocará en un portaimpresiones que permite un grosor de al menos 4 mm de material para impresión. Se puede emplear un portaimpresión individualizado ó comercial, con un adhesivo.

La impresión no se debe almacenar en agua a la luz directa del sol y se deben preparar al momento los modelos ó dados.

Estos materiales resisten hasta 2 años de almacenamiento a temperatura ambiente (16 a 27°C ó 65 a 80°F).

El tiempo de trabajo es el más corto de cualquiera de los elastómeros, aumentando su viscosidad notablemente durante su mezclado, por lo que se puede disminuir un 25% de la cantidad de catalizador para alargar el tiempo de trabajo y fraguado.
10

3.2.3. SILICONES POR CONDENSACION

El impetu para el desarrollo de materiales de silicón para impresión resultó por las criticas a los materiales de polisulfuro, como su oposición al olor y al manchado de los uniformes por el dióxido de plomo, el esfuerzo requerido para mezclar la base con el acelerador, los tiempos de fraguado largos y la deformación permanente medianamente alta.

Este material para impresión consta de polímeros: el dimetil siloxano el cual al ponerse en contacto con el reactor como el tetra-²⁵etil-ortosilicato en presencia de octanoato de estaño, polimeriza por condensación, dando como producto secundario alcohol etílico.

Estas reacciones se llevan a cabo a temperatura ambiente y en consecuencia, en la literatura especializada, éstos materiales se denominan siliconas RTV (room temperature vulcanization: vulcanización a temperatura ambiente).⁴⁶

COMPOSICION

La base es una pasta que contiene un silicón líquido de peso molecular moderadamente bajo, llamado dimetilsiloxano, el cual tiene grupos -OH reactivos. Se añaden agentes reforzadores como el sílice para dar la consistencia apropiada a la pasta y rigidez al caucho endurecido. El reactor normalmente se aplica en estado líquido, pero se puede proporcionar en forma de pasta mediante el uso de agentes condensantes. El reactor consiste de una suspensión de octoato de estaño y de un silicato alcalino como el silicato orto-etil.¹⁰

REACCION

La reacción de polimerización de los elastómeros de silicona por condensación implica el eslabonamiento de hidroxil (-OH), poli (dimetilsiloxano) terminado lineal prepolímero con un silicato alquilo trifuncional o tetrafuncional, ó siloxano hidrógeno orgánico. Ambos reactivos están contenidos en la pasta base.³⁷

La reacción es catalizada con un compuesto organometálico, usualmente el dibutilin dilaurato. No importa cual correector se use con el prepolímero, durante la reacción se produce un subproducto

volátil, el alcohol etílico. La pérdida del subproducto por medio de la evaporación es responsable de la mayor parte de la inestabilidad dimensional.³⁷

PROPIEDADES

El tiempo de trabajo es más corto para los silicones que para los polisulfuros, y asimismo los tiempos de fraguado son más cortos, de 6 a 8 minutos.¹⁰

Son más fluidos y más fáciles de mezclar que los polisulfuros.

El cambio dimensional durante las 24 horas posteriores al fraguado es mayor para las siliconas por condensación que para los polisulfuros y, sin duda se relaciona con la evaporación del alcohol producido en la reacción.

La deformación permanente de los silicones es más baja que la de los polisulfuros, en especial las clases de cuerpo ligero hasta las de cuerpo pesado.¹⁰

Los silicones reproducen rápidamente los detalles finos de la superficie y con facilidad reproducen una ranura en forma de V con un ancho de 0.025 mm. Son compatibles con el yeso para modelos y el yeso piedra de alta resistencia y se puede metalizar con plata ó cobre utilizando el electroplaqueado.¹⁰

La masilla es tan rígida que ocurre poca deformación durante el retiro de la impresión.

Los materiales no son tóxicos sin embargo, se debe evitar el contacto directo entre la piel y el reactor para no causar reacciones alérgicas.

Los silicones se conservan durante el almacenado; sin embargo

su vida suele ser más corta que para los polisulfuros por tanto no se deben comprar ó almacenar grandes cantidades.

La resistencia al desgarre de los silicones es de aprox. 25 lb/in (4500 gm/cm) lo cual es más bajo que para la impresión de polisulfuro, pero más alta que la resistencia al desgarre para los hidrocoloides.¹⁰

PRESENTACION

Las pastas de silicón se proporcionan en consistencia de cuerpo ligero, regular y pesado, así como en una consistencia muy pesada llamada masilla. La consistencia se controla por la selección del peso molecular del dimetilsiloxano y por la concentración de los agentes reforzadores. Se usan los pesos moleculares más altos con los materiales de cuerpo más pesado. La concentración del agente reforzador aumenta desde 35 a 40% a partir del cuerpo ligero al pesado, y 75% para la consistencia de masilla.¹⁰

PRODUCTOS COMERCIALES

Accoe, Citricon, Coltex, Coltoflax, Cutter Sil, Elasticon, Optosil, Xantopren, Rapid, Silasoft, Silaplast.²⁵

MANIPULACION

Se suministran las cantidades de material de masilla y reactor recomendadas por el fabricante, se usa una espátula rígida para mezclar la masilla y el líquido o pasta reactiva, una vez que el reactor está bien incorporado, se debe continuar el mezclado manual durante 30 segundos ó hasta que esté sin vetas. No se permite el mezclado manual inicialmente, pues las altas concentraciones del

10
acelerador pueden causar una respuesta alérgica. Se condensa la mezcla en un portaimpresiones metálico con retenciones, y se recubre con una hoja delgada de polietileno y se lleva a la boca. Una vez que ha polimerizado (7-8 min. aprox.) se retira la impresión y se desprende la hoja de polietileno. De ésta forma se ha ganado el espacio necesario para el material corrector fluido.

Se dispensa el material de silicón fluido así como las gotas de reactor recomendadas por el fabricante sobre una lozeta de vidrio ó de papel encerado. Se espatula durante 45 segs. para incorporar las gotas perfectamente, y se carga la jeringa y el resto del material se vierte dentro de la impresión de masilla. Se inyecta el material de jeringa dentro de las preparaciones y se lleva el portaimpresiones a la boca. Se retira de la boca una vez que ha terminado la polimerización.

3.2.4. SILICONES POR ADICION

Estos silicones poseen grupos vinílicos, polivinilsiloxano, y su reacción es de polimerización por adición sin evolución de productos secundarios. Poseen una gran capacidad de reproducción de detalles, gran elasticidad y una gran estabilidad dimensional.²⁵

Superan en propiedades a todos los anteriores.

Suelen denominarse también polivinilsiloxanos.

COMPOSICION

La pasta base contiene un silicón de bajo peso molecular con grupos terminales vinil, relleno reforzado y un catalizador de ácido cloroplatínico.¹⁰

El reactor también se suministra como una pasta que contiene el

oligómero de silano, que es el agente de entrecruzamiento, el relleno⁴⁶
y la sal de platino, que actúa como activador.

REACCION

La espina dorsal del prepolímero de la adición de silicones es un polidimetilsiloxano. Los materiales son suministrados como volúmenes iguales de dos prepolímeros, uno con grupos de terminal vinil y el otro con terminal hidrógeno. Un catalizador de éster ácido cloroplatínico cataliza una reacción de adición entre los grupos terminales sin productos volátiles, causando cambio dimensional mínimo³⁷ durante la polimerización.

PROPIEDADES

El cambio dimensional de aprox. -0.05% es el más bajo de cualquiera de los materiales elásticos de caucho para impresión. La deformación permanente al momento de retirarla de la boca de 0.07 a 0.16% es también la más baja de todos los materiales para impresión.¹⁰

Los valores del porcentaje de fluidez de los silicones por adición son los más bajos de cualquiera de los materiales de caucho para impresión, no obstante los valores son ligeramente mejores que para los silicones por condensación.

El tiempo de trabajo es más corto para el silicón por adición que para los polisulfuros, la flexibilidad es más baja que para cualquier material de caucho para impresión, con excepción del poliéter.¹⁰

Los polivinilsiloxanos se caracterizan por su excelente exactitud dimensional y su estabilidad dimensional a largo plazo, sin embargo, por sí mismos son difíciles de humedecer, lo cual hace

difícil el vaciar un colado o modelo libre de burbujas. Para estos materiales que despiden hidrógenos, se podría retardar su vaciado de 1 a 24 horas. Los materiales más recientes contienen paladio finamente dividido, que actúa como absorbente del hidrógeno pudiendo esos materiales ser vaciados de manera inmediata.³⁷ Han sido plaqueados en plata o en cobre con buenos resultados y reproducen fácilmente líneas más pequeñas que 0.25 mm.¹⁰

Los polivinilsiloxanos no son tan rígidos como los poliéteres originales y en consecuencia no son apropiados para la técnica de impresión de mordida cerrada. Sin embargo, se han desarrollado materiales más recientes, hechos específicamente con rigidez aumentada para ésta técnica.

PRESENTACION

El material se proporciona en forma de pastas en tubos colapsibles uno conteniendo la base y el otro el reactor.

Se suministran en 3 consistencias: liviana, media ó regular y pesada.

Recientemente se ha diseñado un dispositivo en forma de pistola en donde se monta un tubo doble de silicón, el reactor y la base. En el extremo se une una punta plástica con un espiral interno. Al oprimir el gatillo de la pistola, salen simultáneamente cantidades iguales de silicón base y reactor. Al pasar por la punta, con el espiral interno, se produce la mezcla. En la punta sale el producto perfectamente mezclado y listo para ser usado.²⁰

PRODUCTOS COMERCIALES

50

President, Permagem, Exaflex, Reflect, Reprosil, Unosil.

En pistola: Mirror 3-Extrude de Kerr

Express 3m

Omnisil Coe

MANIPULACION

El mezclado de las pastas se hace de la misma manera que con los materiales de polisulfuro, se continúa mezclando hasta que ésta quede sin vetas, aprox. durante 45 segs. El paso final es extender la mezcla en una capa delgada para eliminar cualquier burbuja atrapada. Se junta la mezcla y se usa para llenar una jeringa ó portaimpresión, según sea la clase de material. La impresión se puede hacer con un procedimiento de una sola mezcla, utilizando el material regular sobre un portaimpresiones individualizado ó con una doble mezcla mediante una técnica de jeringa-portaimpresión comercial. Tiempo de trabajo y fraguado de los materiales elastómeros no acuosos para impresión

| | Tiempo promedio | | Tiempo promedio | |
|---------------------------|----------------------|------|-----------------------|------|
| | de trabajo (minutos) | | de fraguado (minutos) | |
| Material | 23°C | 37°C | 23°C | 37°C |
| Polisulfuro | 6.0 | 4.3 | 16.0 | 12.5 |
| Silicona por condensacion | 3.3 | 2.5 | 11.0 | 8.9 |
| Silicona por adición | 6.2 | 3.7 | 17.9 | 11.8 |
| Poliéter | 3.3 | 2.3 | 9.0 | 8.3 |

4. TECNICAS

4.1. TECNICA DE MEZCLA MULTIPLE

Como se mencionó anteriormente la mayoría de los fabricantes ofrecen elastómeros de por lo menos dos tipos de consistencia, una para uso con portaimpresiones y otro más delgado ó ligero para uso con jeringa. Este último material también suele tener tiempos de trabajo y de fraguado más prolongados, así como mayor concentración térmica y de polimerización. Por esta razón el material para jeringa no se emplea sólo.

La técnica de empleo de los dos tipos de materiales se denomina técnica de mezcla múltiple porque se requieren dos mezclas separadas hechas en dos lozetas y dos espátulas separadas. El material para portaimpresiones es el que se mezcla primero, se llena éste con una cantidad uniforme de material y se deja aparte, a continuación se mezcla el material para jeringa, se llena la jeringa y se inyecta el material en las preparaciones realizadas, luego se coloca el portaimpresiones cargado.

Es necesario controlar el proceso para que ni el material del portaimpresiones ni el de la jeringa polimericen a destiempo al ponerse en contacto.

4.2. TECNICA DE REBASADO

Para realizar ésta técnica se prepara silicón en forma de masilla de acuerdo a las instrucciones del fabricante, se coloca sobre un portaimpresiones comercial perforado ó tipo Rímlock, se cubre con una hoja delgada de polietileno y se lleva a la boca presionando ligeramente hasta que se polimerize, una vez que ha polimerizado el

material, se retira de la boca y así, se obtiene un portaimpresiones de silicón individual.

El espacio necesario para el material de cuerpo ligero se consigue con la hoja de polietileno ó bien recortando la porción de el silicón de los dientes que deben ser obtenidos nitidamente.

Para reproducir fielmente los ángulos agudos de las preparaciones realizadas es necesario inyectar material ligero con una jeringa. Este se mezcla como ya se ha descrito anteriormente, se inyecta sobre las preparaciones y el resto sobre la impresión de silicón e inmediatamente es llevado a la boca sin ejercer presión. Se espera la polimerización del material y se retira de la boca. Cuando el material pesado es visible en una región de la impresión que está en contacto con un diente preparado, la precisión es muy dudosa.⁴⁶

4.3. TECNICA DE PORTAIMPRESIONES UNIVERSAL. PORTAIMPRESIONES STANDARD O PUTTY WASH.

En ésta técnica se pueden utilizar elastómeros de cuerpo mediano ó cuerpo pesado. Se emplea un portaimpresiones comercial, ésta técnica tiene la desventaja de requerir más material de impresión. Se puede emplear el método de mezcla doble ó mezcla sencilla para ambos es necesario el siguiente paso.

El material en consistencia de masilla se mezcla de acuerdo a las instrucciones del fabricante, se coloca dentro del portaimpresiones, cubierto con una hoja de polietileno se inserta y asienta el portaimpresiones en la boca con un movimiento oscilatorio, se sostiene y se espera hasta que se dé el polimerizado inicial (aprox. 2 minutos), se remueve de la boca con un movimiento lateral

minimo, se espera y se prueba el polimerizado final, se despega el espaciador y con un cuchillo filoso se remueve el exceso de material de impresión. Se coloca a un lado el portaimpresiones.³⁷

4.3.1. MEZCLA DOBLE: Sobre una lozeta limpia se mezcla el material de impresión de baja viscosidad y se inserta dentro del portaimpresiones sin llenarlo en exceso, y se lleva a la boca observando que el excedente que fluye al fondo de la lengua ó de la gargante no cause incomodidad, para esto se asienta el portaimpresiones de posterior a anterior, obteniendo así el mayor flujo en la zona anterior, se aplica una fuerza en dirección vertical hasta que se vea que es imposible un asentamiento mayor, se estabiliza el portaimpresiones y se espera a que el material polimerize. Se remueve el portaimpresiones paralelo a la vía de inserción de las preparaciones, se enjuaga con agua la impresión y se seca con chorros cortos de aire comprimido. se revisa la impresión, ésta no debe presentar áreas lisas brillantes, de existir sugieren contaminación por humedad.³⁷

4.3.2. MEZCLA SENCILLA: Para la técnica de una sola mezcla con portaimpresiones universal, se mezcla el material de impresión de baja viscosidad de acuerdo a las instrucciones del fabricante, se carga la jeringa, se inyecta el material sobre las preparaciones y se lleva a la boca como se indicó en la mezcla doble.³⁷

4.4. PORTAIMPRESIONES INDIVIDUALIZADO, 37
PORTAIMPRESIONES ACRILICO O PERSONAL

En ésta técnica se utiliza un portaimpresiones de acrílico autopolimerizable hecho en un modelo previo de la boca del paciente.

En una lozeta se coloca el material de alta viscosidad en proporciones adecuadas y en otra se coloca material de baja viscosidad. Con el primero se reviste el portaimpresiones y el segundo se coloca en un jeringa con la cual se inyecta en las preparaciones.

Se mezcla el material de impresión de baja viscosidad de acuerdo a las especificaciones del fabricante. En 1er. lugar se realiza un movimiento para combinar las 2 partes y luego un movimiento en forma de "8" para mezclar y aplanar la mezcla, hasta dejarla libre de vetas, se carga la jeringa y se inicia la mezcla del material de viscosidad más alta, el cual se coloca sobre el portaimpresiones, se toma la jeringa y se inyecta el material sobre las preparaciones cavitarias e inmediatamente se coloca el portaimpresiones en la boca asentándolo de posterior a anterior para evitar el atrapamiento de aire. Se espera a que el material polimerize y se retira con un movimiento rápido y firme.

4.5. COFIAS DE TRANSFERENCIA (TRANSFER)

Se elaboran la o las cofias acrílicas sobre un modelo de trabajo, recortándola a nivel gingival y suavizando los bordes de ésta. Se evalúa el ajuste de la cofia, ésta debe extenderse aprox. 1mm más allá de la línea de terminado produciendo un palidecimiento tisular mínimo. No se retira de la preparación, si el ajuste es

apretado en la línea de terminado se mueve la cofia suavemente de lado a lado. Lo ideal es que entre la línea de terminado y la cofia exista un espacio que se aproxime al de la punta de un explorador. se hace un orificio en la parte superior de la superficie facial de la cofia, que servirá de orientación. Con la fresa redonda No. 6 de tallo largo, se hace un orificio a través del centro de la parte superior de la cofia para disminuir la presión hidráulica para facilitar el asentamiento de ésta. Con la misma fresa se hacen 4 ó 5 orificios distribuidos uniformemente por encima del fondo de cada cofia, éstos orificios retendrán el material de impresión de polivinilsiloxano y proporcionaran un espacio apropiado en el área de la línea de terminado.

Se limpia y aísla la preparación, se mezcla 1 porción pequeña de material de impresión de alta viscosidad (pero no masilloso) se carga la jeringa y se inyecta el contenido dentro de la cofia llenándola completamente, la cofia se orienta y asienta. El exceso de material de impresión dentro del orificio del tapón se presiona usando el dedo lubricado. Se espera el fraguado final. Esto se hace con cada una de las cofias, una vez completado ésto, se retiran todas juntas en una impresión de alginato ó de silicón de cuerpo pesado (Masilla).

CAPITULO VI

CEMENTADO Y PULIDO

Las primeras restauraciones de cerámica utilizadas en el segmento posterior de la boca confiaron su retención en los cementos convencionales de fosfato de zinc y luego en los cementos de ionómero de vidrio. Sin embargo, problemas como poca retención y fractura estimularon a los investigadores a buscar mejores métodos de adhesión. El progreso en el acondicionamiento de porcelana y esmalte, y la unión a la dentina ha resultado en cementos curados con luz y cementos duales que tienen incrementadas sus propiedades retentivas.¹⁹

El objeto de utilizar cementos a base de resina; es unir íntimamente las restauraciones de cerámica al esmalte y dentina. Este enlace de materiales y estructura dental es similar en naturaleza y fuerza al mecanismo propio entre esmalte-dentina.

La resistencia de unión de la cerámica fijada con cemento de composite aumenta mediante el grabado ácido de el diente y la restauración, así como el silanizado de ésta. Para lograr las condiciones específicas del material se debe conseguir en el paciente, con ayuda del dique de goma, una eficaz protección ante la humedad.²⁶

Existen 5 tipos de uniones:²

1. Unión esmalte-resina
2. Unión dentina-resina
3. Unión resina-resina
4. Unión metal-resina
5. Unión porcelana-resina

1. UNION ESMALTE-RESINA

En 1955, el Dr. Michael Buonocuore publicó un artículo titulado "Un método simple para incrementar la adhesión de los materiales de obturación acrílicos a la superficie del esmalte". En esta publicación daba a conocer su descubrimiento cuando el esmalte era tratado con un ácido y luego lavado con agua, formándose microporosidades en la superficie del esmalte (25 a 75 μm de profundidad). Originalmente, el Dr. Buonocuore utilizó ácido fosfórico al 85% aplicándolo 30 segs. sobre el esmalte.⁵⁶

El Dr. Buonocuore atribuyó el incremento de la fuerza de unión de la resina acrílica al esmalte grabado comparado con el esmalte no grabado, a varios factores:⁵⁶

- Un mayor incremento en la superficie del área del esmalte disponible para interactuar con la resina como un resultado de el proceso de grabado.
- La exposición de la estructura orgánica de esmalte, la cual sirve como un esqueleto para la adhesión.
- La remoción de la estructura de esmalte inerte de la superficie, exponiendo una superficie reactiva y fresca.
- La presencia en el esmalte de una capa fuertemente absorbente de grupos fosfato altamente polares derivados de el ácido.

Varios investigadores han conducido sus estudios in vitro hacia varios ácidos y sus efectos sobre esmalte humano.

El Dr. Silverstone en 1974 probó ácido fosfórico al 20%, 30%, 40%, 50%, 60% y 70%; ácido fosfórico al 50% amortiguado con óxido de zinc al 7% por medida; ácido cítrico al 5% y 50%; ácido poliacrílico

al 10% ; y soluciones neutrales y ácidas de EDTA al 5% y 50% con una exposición de tiempo que vario de 1 a 5 minutos. Concluyó que una solución de ácido fosfórico entre 20 y 50% proporcionaba mayor retención, siendo más efectivo el ácido fosfórico al 30% durante 1 minuto para la unión de la resina. Esta solución produce cambios histológicos con una pérdida de 10 micrones de el contorno de la superficie y 20 micrones de profundidad.

Quando un ácido suave es colocado sobre la superficie de un diente, resulta una superficie rugosa y porosa debido a una de las características morfológicas del esmalte humano. Microscópicamente, el esmalte está compuesto de haces de prismas los cuales irradian en una dirección del centro del diente a la periferia. Alrededor de cada uno de éstos prismas y sirviendo como "mezcla o argamasa" se encuentra la substancia interprismática. Esta es la causa de la diferencia en resistencia al ataque ácido entre los prismas del esmalte y la substancia interprismática, lo que hace que algunas áreas sean más retentivas que otras.

En un reporte en 1975 el Dr. Silverstone y colaboradores, definieron 4 patrones básicos de grabado de esmalte humano después de su exposición a el ácido fosfórico.

Tipo I: Es creado cuando los prismas muestran menor resistencia al ácido que la substancia interprismática. Este patrón aparece como una superficie de cráteres relativamente simétricos en el esmalte, extendiéndose a una profundidad de 20 micrones aprox. El promedio de anchura de los cráteres encontrados es de aprox. 5 micrones.

Tipo II: Es creado cuando la substancia interprismática se erosiona más rápidamente que los mismos prismas del esmalte. Las investigaciones dentro del esmalte son obviamente mucho más angostas que las del patrón de grabado tipo I. esta superficie es más adecuada para la unión.

Los patrones de grabado tipo I y II son exactamente contrarios. Estos ocurrirán frecuentemente en áreas adyacentes en el mismo diente y algunas veces hasta en prismas adyacentes.

Tipo III: Existen áreas pequeñas de tipo I y II que podrían estar intermezcladas con áreas que no podrían ser relacionadas con la morfología de los prismas. Es una masa homogénea en lugar de el prisma familiar ó de la estructura interprismática del esmalte. Este tipo no es adecuado para la retención mecánica.

Tipo IV: Es una combinación del tipo I y II. Este exhibe una superficie irregular del esmalte. Algunos dentistas consideran que las irregularidades y perforaciones alargadas aparentemente al azar dentro de el esmalte crean la última superficie de unión.

En una muestra de esmalte grabado pueden encontrarse uno o los 4 patrones de grabado. Clínicamente, el esmalte grabado toma una apariencia escarchada blanca. Si ésta no se observa después de un grabado de 60 segs., es necesario extender el tiempo de exposición al ácido. En general, si los dientes son cuidadosamente limpiados antes del grabado, y el ácido fosfórico es reaplicado continua y

cuidadosamente durante el curso de el tiempo de grabado, es rara vez necesario incrementar éste.²¹

Muchos materiales de grabado están ahora en el mercado. Todos están compuestos de ácido orto-fosfórico en concentraciones de 35% a 50%. Algunos de ellos han sido combinados con un relleno para hacer un gel. Mientras todos son clínicamente efectivos, los geles y líquidos requieren 2 técnicas ligeramente diferentes. Al usar un líquido, el dentista debe continuamente mover el líquido sobre la superficie del esmalte. Debe ser especialmente cuidadoso para evitar presionar en contra de el esmalte durante esta fase porque una ligera presión puede dañar los prismas del esmalte y disminuir la fuerza de unión. Si se utiliza un gel, la remoción continua no es necesaria.²

Después de grabar y secar, es importante evitar la contaminación de la superficie. Entre la lista posible de contaminantes esta la grasa de los dedos, la grasa de la jeringa de aire, el talco de los guantes y saliva. Sólo unos pocos segundos de exposición a saliva son suficientes para disminuir la fuerza de unión severamente.

1.1. AGENTES DE UNION (bonding agents)

Las resinas de baja viscosidad que se usan directamente sobre el esmalte grabado se denominan en general agentes de unión. Estos se aplican en una capa fina y fluyen al interior de los canales que ha formado el ácido en el esmalte, la resina se polimeriza (auto o fotocurado), y forma los flecos de resina (resin tags). El engranaje de estos flecos en los canales crea una importante retención mecánica (no hay enlace químico). Sobre esta capa de unión se coloca el composite con relleno, entre estas capas si que se forma un enlace

químico y de ésta manera el composite queda unido al diente.

La utilización de los agentes de unión aumentará la adherencia de los composites al esmalte grabado, independientemente del tipo de acabado en la superficie de la preparación.

La mayoría de los sistemas de resinas compuestas disponibles para su uso en odontología están basadas en la reacción del producto de bisfenol A y metacrilato de glicidil (comúnmente referido como BIS-GMA). Esta resina fué introducida en la odontología por R. Bowen en 1962. Estas resinas deben tener un grosor de película no mayor a 25 micrones.
62

Existen algunos composites derivados de resinas BIS-GMA modificados, con objeto de mejorar la solubilidad en agua, la viscosidad y/o la durabilidad de la matriz de resina. Por el momento hay al menos dos tipos de modificaciones muy utilizadas en la industria del composite. Los composites fabricados por Vivadent y Caulk utilizan como base el dimetacrilato de uretano. Esta resina es de baja viscosidad y puede ser cargada con relleno fácilmente. Los composites fabricados por Espe utilizan como base una resina BIS-GMA modificada en forma de dimetacrilato tricíclico. Esta resina es menos hidrofílica y por lo tanto tienen menor absorción de agua. En ambos casos, las casas comerciales proveen agentes de unión hechos de la misma resina que sus composites.
2

Se desconoce la capacidad de unión entre sí de todas las variantes de resina. Algunos trabajos han demostrado que si se mezclan dimetacrilato de uretano y BIS-GMA, la unión es ligeramente menor, especialmente con los agentes de unión dentinaria, que cuando se utilizan productos con la misma base de resina, sin modificaciones.
46

La utilización sistemática de composites con agentes de unión de una misma marca es la forma más simple de evitar posibles incompatibilidades, más aún cuando cada fabricante de composites ha utilizado un sólo tipo de resina para desarrollar todos sus productos.

La fuerza de unión resina a esmalte grabado es de unos $120 \frac{2}{2}$ Kg/cm.

2. UNION DENTINA-RESINA

La unión de las resinas a la dentina ha sido siempre un reto para la odontología. La dentina tiene una energía de superficie muy baja y es por su naturaleza hidrofílica. La mayor dificultad estriba en intentar unir una resina hidrofóbica a ésta dentina de tan baja energía de superficie.

2.1. ADHESIVOS DENTINARIOS

Son moléculas di ó multifuncionales que contienen grupos reactivos los cuales interactúan con la superficie de la dentina por una parte y con el monómero de la resina restauradora por otra.

Estos se dividen en dos tipos: los que se proponen para ser utilizados en dentina y los que se utilizan en dentina y esmalte. Los materiales para uso exclusivo sobre la dentina se denominan agentes de unión a dentina. Los materiales que se unen a dentina y a esmalte se denominan agentes de unión a esmalte y dentina. Esta es una diferenciación muy útil para el profesional.⁴⁵

Desde su aparición estos han ido evolucionando.

34

2.1.1. 1a. GENERACION

Esta incluye ácido dimetacrilato glicerofosfórico,

cianocrilatos, poliuretano y el subproducto de N-fenil-glicina y metacrilato de glicidil (NPG-GMA). El ácido dimetacrilato glicerofosfórico fué desarrollado por Buonocuore (1956) para unir los iones de calcio de la dentina directamente a el grupo activo de fosfato. La fuerza de unión adhesiva en el orden de 2 a 3 MPa a dentina fueron obtenidos, la cual decreció después de la exposición a la humedad. Cuesto y Buonocuore (1967) usaron un adhesivo preparado, mezclando monómero de metil-2-cianocrilato con un relleno silíceo como un sellador de fosetas y fisuras.

Lee y cols. (1971) desarrollaron y evaluaron una resina de poliuretano para usarlo como un liner adhesivo debajo de las restauraciones de resinas compuestas. La elección del poliuretano estuvo basado en su rápida reactividad, su habilidad para unir materiales diferentes, y el hecho de que los radicales de isocianato reaccionaron rápidamente con agua, y así, proveer una acción de secado.

El Dr. Bowen (1965) desarrolló el subproducto de N-fenil-glicina y metacrilato de glicidil (NPG-GMA). El sistema NPG-GMA fué comercializado como "Cosmic Bond" (Amalgamated Dental Co.). Retief (1975) determinó que un promedio de la fuerza de unión tensional de 3.4 ± 1.9 MPa fué obtenida para una resina compuesta unida a dentina tratada con Cosmic Bond. Cosmic Bond fué prontamente retirada de el mercado.

34

2.1.2. 2da. GENERACION

Esta incluye Scotchbond (3M Dental Products Div.); Dentin Bonding Agent (Johnson and Johnson Dental Products Div.); Creation Bonding Agent (Dent Mat-Corp.) y Dentin Adhesit (Vivadent).

SCOTCHBOND (3M). El componente de esta resina químicamente activada consiste de un éster halofosfórico de BIS-GMA, una resina diluida, y un peróxido de benzoin. El líquido contiene una solución alcohólica de una amina terciaria y una sal ácido-sulfónica. Actualmente está disponible el SCOTCHBOND de curado con luz. La remoción de la capa de barrillo dentinario (smear layer) no esta recomendada por el fabricante. ^{2,21,34}

DENTIN BONDING AGENT (Johnson & Johnson). El agente adhesivo de este producto es un éster halofosfórico de hidroxietil metacrilato (HEMA). Se recomiendan dos aplicaciones de éste. Puede ser utilizado con todos los composites BIS-GMA.

CREATION BONDING AGENT (Dent-Mat). El agente de unión es un éster fosfórico de BIS-GMA. El limpiador cavitario contiene una solución de ácido poliacrílico seguido por la aplicación a la superficie dentinaria de un agente secador, antes de la colocación de el agente de unión. Algunas publicaciones han presentado resultados de mediciones de la fuerza de unión a dentina de aprox. 20 Kg/cm² ^{2,34}.

DENTIN ADHESIT (Vivadent). Contiene un monómero sólido isocianato prerreaccionado de dimetacrilato de uretano, suspendido en solvente de cloruro de metileno, a una concentración del 20%. Se piensa que esta substancia se adhiere a dentina por un enlace químico covalente entre sus grupos isocianato y los grupos hidroxilo de la hidroxiapatita. Este se fija a las paredes como un barniz cavitario. Tiene la ^{2,34} desventaja de alcanzar su máxima fuerza de unión en 24 horas.

2.1.3. 3a. GENERACION

Estos materiales incluyen al gluteraldehído-hidroxiétil metacrilato (GLUMA); el subproducto de N (p-tolil) glicina y glicidilmetacrilato (NTG-GMA); el producto de la reacción por adición de dianhídrido pirrometálico y 2 hidroxiétilmetacrilato (PMDM); y 4 metacriloxiétil anhídrido trimelítico (4 META) en metil metacrilato (MMA), parcialmente oxidado por tributilburano (TBB-O) y polimetilmetacrilato (PMMA).

GLUTERALDEHIDO HIDROXIETIL METACRILATO (GLUMA). Asmussen y Munksgaard (1984) investigaron la posibilidad de las resinas restaurativas de unión a la dentina por medio de un formaldehído utilizado en conjunto con monómero que contenía alcohol como intermediario. El GLUMA fué introducido por la compañía BAYER en Europa. El material contiene 5% de gluteraldehído, 35% de hidroxiétil-metacrilato (HEMA) y 60% de resina sin relleno. Debe ser utilizado junto con un agente de unión tipo resina líquida. Se obtuvieron resultados de la fuerza de unión de 0.6 ² 34.46 Kg/mm (± 6 MPa).

OXALATO FERRICO (NPG-GMA, NTG-GMA, PMDM). Bowen y cols., encontraron que al tratar la dentina con una serie de reagentes, logran una resistencia a la unión comparable con la de la resina compuesta al esmalte grabado. Este tipo de unión se refiere como la unión a la dentina por oxalato. Ellos encontraron que una solución acuosa de 6.8% de oxalato férrico (pH 0.84) era adecuado como un agente limpiador mordiente.

Estos sistemas de unión por oxalato incluyen ingredientes activos de oxalato de aluminio y una solución de acetona de NTG-GMA y PMDM. La fuerza tensional de unión de una resina compuesta convencional a la dentina tratada de esta manera fué de 13.1 ± 2.3 MPa. Los primeros ensayos clinicos con la unión de oxalato, mostraron un potencial de los iones férricos en el oxalato para manchar los márgenes de la restauración. La sustitución de un oxalato de aluminio por el oxalato férrico como sal mordiente ha resuelto éste problema. ^{34,46,62}

Un nuevo agente de unión a dentina es el TENURE (Dent-Mat) el cual está basado en la fórmula de Bowen, ha empezado a estar disponible en el mercado, en unión con una resina restauradora de luz activada llamada PERFECTION.²

4 META/MMA - TBB-O. Nakabayashi reportó el desarrollo de monómeros conteniendo grupos hidrofóbicos e hidrofílicos para promover adhesión a los tejidos dentales duros. El Fenol-2 (2 Ácido fosfórico metacriloxietil fenol) es un aditivo en el agente de unión que fomenta la adhesión entre la resina restauradora, CLEARFIL (Kuraray) y susbtrato dental. Otro agente de unión, SUPERBOND (Sun Medical Co.) contiene 5% 4 META (4 metacriloxitrimetálico anhídrido) en metil metacrilato (MMA) con ti-n-butil burano (TBB). Nakabayashi reportó que la fuerza de unión de PMMA unida a dentina grabada con ácido cítrico al 10% y cloruro férrico al 3% durante 30 segs., fué de 17.5 MPa a dentina humana. El observó que ésta alta fuerza de unión resultó en una falla cohesiva de la resina, y concluyó que ésto

no podría ser atribuido únicamente a la traba mecánica en los
34,45
túbulos dentinarios.

Estos dos productos CLEARFIL y SUPERBOND, se encuentran comercialmente disponibles sólo en Japón.

SYNTAC (Vivadent). Syntac es un sistema adhesivo de dos fases que establece una unión entre composite fotopolimerizable y la substancia dental. Es un adhesivo único para dentina y esmalte, compatible con todos los composites y bondings fotopolimerizables comunes. Syntac no contiene iniciadores de polimerización por lo tanto es necesaria la aplicación de un bonding. En el caso de cementado de inlays o veneers con cemento dual no es necesaria la aplicación del bonding.

2.2. REMOCION DE LA CAPA DE BARRILLO DENTINARIO (SMEAR LAYER)

Eick y cols (1970) observaron superficies dentales cortadas, a través del microscopio electrónico scáner. Los detritus de diente y películas orgánicas contienen nitrógeno, sulfuro y carbono. Para obtener adhesión efectiva entre agentes dentinarios de unión y los componentes orgánicos y/o inorgánicos de la dentina, la remoción de la
34
capa de barrillo está indicada.

8

2.3. USOS DE LOS ADHESIVOS DENTINARIOS

- Resina restaurativa: Para sellar la dentina, prevenir la sensibilidad postoperatoria y disminuirla se usan debajo de éstas. Un beneficio adicional es la adhesión de la resina al diente que ocurre si la técnica se lleva paso a paso.
- Carillas de porcelana: Con frecuencia los márgenes

gingivales se encuentran en dentina y esmalte, por lo que es conveniente utilizar un adhesivo dentinario que no requiera ser polimerizado antes del cementado para evitar el grosor de película que impediría su correcto asentamiento y que tendría como consecuencia filtraciones, decoloraciones marginales y sensibilidad postoperatoria.

- Coronas cementadas con resinas: Con algunos cementos de resinas puede existir sensibilidad postoperatoria la cual se prevendrá al colocar un adhesivo dentinario.
- Desensibilizar superficies dentales externas: Esta técnica requiere un campo seco, libre de placa dentobacteriana y residuos, antes de colocar el adhesivo dentinario.
- Inlays y onlays estéticos: Para prevenir la sensibilidad postoperatoria e incrementar la adhesión a la dentina, cuando se emplean cementos de resina.

8.25

2.4. CARACTERISTICAS IDEALES DE LOS ADHESIVOS DENTINARIOS

- Tensión superficial baja
- Angulo de contacto bajo, cercano a cero.
- Capacidad humectante.
- Capilaridad.
- Mínimos componentes.
- Que no requiere ser polimerizado antes de colocar la restauración.
- Que no necesite refrigeración.
- Fácil de manipular.
- Tamaño pequeño del kit.

3. UNION RESINA-RESINA

2

Existen dos tipos de unión resina-resina:

3.1. Resina-resina inmediata

3.2. Resina-resina retardada.

3.1. RESINA-RESINA INMEDIATA

2

Es la que tiene lugar en las primeras 24 horas. Es de naturaleza química debido a que, aún quedan dobles enlaces libres por reaccionar que permitirán una copolimerización y la reacción cruzada resultante entre ambos materiales.

Con este tipo de unión es aconsejable no alterar la capa brillante de superficie del composite previamente fraguado, pues se trata de una capa de resina no polimerizada debido a la presencia de oxígeno, de ahí su nombre de capa inhibida por el oxígeno.

Para que ésta unión sea más efectiva deben transcurrir menos de 5 minutos entre la aposición de 2 capas sucesivas. Si transcurren más de 10 minutos, sería preferible una aplicación de una fina capa de resina sin relleno antes de colocar la capa nueva. Debe evitarse cualquier contaminación de la superficie de resina, si ésta ocurriera, es preferible utilizar procedimientos basados en una unión resina-resina retardada para añadir las nuevas capas de resina.

3.2. RESINA-RESINA RETARDADA

2

Se refiere a la unión realizada cuando se pretende reparar ó modificar una restauración ya existente. Este tipo de unión es una forma de retención mecánica ya que apenas quedan algunos dobles enlaces reactivos disponibles en el composite antiguo para la unión a

uno nuevo. Funciona mejor cuando el composite antiguo es desbastado con un disco de grano grueso ó un diamante, se graba con ácido, se coloca un agente de unión sin relleno y se polimeriza antes de aumentar el material fresco.

Sus ventajas son que permite mayor conservación de la estructura dentaria y que no necesita la colocación de una base.

Una de las desventajas es que no siempre puede corregirse la decoloración de una restauración cambiando simplemente la capa superficial.

Los casos para aplicar los principios de ésta unión deben seleccionarse cuidadosamente, el procedimiento es más apropiado para grandes restauraciones como fracturas de clase IV, en las que se pone en peligro la poca cantidad de tejido dentario remanente al remover toda la restauración.

4. UNION METAL-RESINA

La unión metal-resina puede separarse en dos aspectos:

4.1. Unión mecánica metal-resina.

4.2. Unión química metal-resina.

4.1. UNION MECANICA METAL-RESINA

Implica la existencia de perforaciones en el metal, socavados, mallas de alambre ó una superficie grabada a la cual puede adherirse la resina, entre ellas la más común y a la vez la que proporciona la mayor potencia de unión es el grabado electroácido.

4.2. UNION QUIMICA METAL-RESINA

Esta involucra una superficie metálica limpia y un agente

fosforado ácido que puede unirse químicamente al metal. La ventaja de éstos sistemas es que no necesitan una superficie de metal grabado para conseguir una fuerza de unión buena. La desventaja de éstos sistemas es que la unión química al metal no está aún avalada por ensayos clínicos a largo plazo.

5. UNION PORCELANA-RESINA

2.21

Existen 3 tipos principales de ésta unión:

5.1. Unión micromecánica porcelana-resina

5.2. Unión química porcelana-resina

5.3. Unión combinada.

5.1. UNION MICROMECAICA PORCELANA-RESINA

2.21

Implica una porcelana que ha sido micrograba con un ácido para permitir la unión posibilitando la penetración de flecos de resina en los canales grabados de la porcelana. Esta es similar a la que se encuentra en las superficies de metal grabado. La mayor diferencia radica en que las superficies de porcelana grabadas son mucho más frágiles que las superficies metálicas grabadas y corren, por lo tanto, mayor riesgo de presentar fallos cohesivos que las últimas.

En los últimos años se ha comprobado que puede grabarse el vidrio con ácido fluorhídrico, y desde que se utiliza la porcelana fundida sobre el metal, en las restauraciones defectuosas se ha podido disolver ésta fácilmente y eliminarla del metal, utilizando diferentes soluciones comerciales que contienen ácidos fluorhídrico y sulfúrico. Estas mismas soluciones se utilizan para grabar las superficies de porcelana y conseguir así una unión resina-porcelana de tipo micromecánico.

5.2. UNION QUIMICA PORCELANA-RESINA

Se utiliza para conseguir una retención adicional sobre las superficies cerámicas grabadas y mejorar así la formación de los flecos de resina.

El material más utilizado es el silano. Un silano orgánico funcional está compuesto de una larga cadena de moléculas de silicón teniendo un grupo reactivo orgánico en un extremo y un grupo reactivo inorgánico en el otro.^{21,26}

Cuando la porcelana es cubierta con silano, el extremo inorgánico de la molécula de silano se adhiere con firmeza a la porcelana inorgánica, resultando una red donde la superficie normalmente inerte y la porcelana inorgánica no reactiva comienza a cubrirse con una funda o envoltura de grupos orgánicos altamente reactivos. Esta nueva superficie puede entonces adherirse estrechamente a los componentes orgánicos de la resina dental, permitiendo que la resina actúe como un verdadero cemento con la porcelana cubierta de silano, pero sin las restricciones necesarias de un grosor de película delgado.

Se considera que la unión del silano a la porcelana estriba básicamente en un fenómeno de mojamiento de superficie. Dicho de otra forma, más que de una fijación química verdadera, se trata de una unión gracias a la reducción de la tensión superficial entre los dos materiales. Los silanos son agentes humectantes que pueden mejorar la capacidad de unión de dos materiales diferentes que cuando se aproximen quedarán fijados por fuerzas de Vander Walls, la relativa debilidad de éstas uniones puede explicar porque la unión entre la porcelana tratada con silanos y la resina es tan baja.²¹

Debido a su capacidad para reducir la tensión superficial, los silanos sirven como excelentes imprimantes de los agentes de unión utilizados sobre las superficies de porcelana grabada. El silano permite que el agente de unión penetre más fácilmente en los canales grabados.

5.3. UNION COMBINADA

Desde 1983, la combinación de el grabado de la restauración y el pretratamiento con un agente coupling (acoplamiento) ha estado incorporado dentro de la técnica de las láminas, inlays y onlays de porcelana. La unión simple fué utilizada sobre la superficie del esmalte, pero la superficie interna de las restauraciones fué grabada con un ácido hidrofúorico y tratada con un silano antes de ser unida. Este cambio sencillo en la técnica resultó en un gran incremento en la fuerza de unión de la resina a la porcelana.^{6,12}

Finalmente, todos los componentes necesarios para un nuevo y mejorado sistema de retención han sido descubiertos. Todos estos permanecen juntos en un sistema coherente.

En 1983, Mc Laughlin introdujo el término fusión al esmalte, para describir la combinación de ambas uniones micromecánica y química en todas las interfases de una restauración a los dientes.⁶

Por definición, cada superficie que va a ser fusionada primero debería ser grabada y después cementada. El uso de la fusión al esmalte requiere ambos, utilizando materiales que sean capaces de unir y cementar, utilizando agentes de acoplamiento como intermediarios.²⁶

6. TECNICAS DE GRABADO DE LOS INLAYS Y ONLAYS DE PORCELANA ²

Para llevar a cabo una adecuada técnica de unión (bonding) es

necesario que la restauración sea grabada en el laboratorio, que se conozcan las características de los agentes cementantes y que se realice cada paso de la técnica como se indique.

6.1. TECNICA DE LA CERA PEGAJOSA

El inlay es recubierto totalmente en su superficie exterior, con una cera pegajosa, para protegerla del grabado. Utilizando guantes y ventilación, el inlay se coloca y sella en un pequeño frasco de plástico que contenga la solución para grabar. El frasco se coloca en un limpiador ultrasónico durante el tiempo de grabado, que oscile entre los 5 y 20 minutos, dependiendo de la opacidad deseada en la restauración final. El inlay ya grabado se retira con un instrumento no metálico y se lava con abundante agua. El inlay se enfría con agua helada de 3 a 5 minutos, después de lo cual la cera pegajosa se separa fácilmente. La superficie grabada de la restauración ha de tener una apariencia escarchada.

6.2. TECNICA DE ARCILLA

Se comprime la restauración con su parte exterior hacia abajo, contra una pieza fina de arcilla de modelado. La arcilla se adapta para que cubra hasta los márgenes que tengan que ser grabados. Una vez que la restauración quedó bien empotrada en la arcilla, se coloca una torunda de algodón saturada de una solución para el grabado de la porcelana sobre la superficie expuesta. Se deja así, en una zona bien ventilada, durante el tiempo indicado. Transcurrido éste tiempo, se retira la torunda de algodón saturada y se enjuaga la restauración con agua mientras aún está empotrada en la arcilla. Para recuperar las restauraciones simplemente se dobla la arcilla hacia atrás y éstas se

levantaran con facilidad. Posteriormente las restauraciones se limpiaran más profundamente con un disolvente orgánico y/o un limpiador ultrasónico.

6.3. TECNICA DE GEL

Se emplea en restauraciones que no puedan encerarse fácilmente o empotrarse en la arcilla.

Se coloca el gel sobre la superficie que deba ser grabada. Una vez transcurrido el tiempo de grabado, se repite el procedimiento de lavado. Es una técnica arriesgada.

El tiempo de grabado determinará la retención y opacidad de la restauración. Cuando el grabado se efectúe con Stript, el tiempo ideal es de 2.5 a 20 minutos, dependiendo de el grado de opacidad deseada. Según Calamia las restauraciones grabadas durante 20 minutos son opacas, ésto las hace ideales para tratar dientes decolorados. Las restauraciones grabadas durante 2.5 minutos son luminosas y pueden proporcionar un efecto de vitalidad.

Los inlays y onlays son enviados del laboratorio al consultorio dental en una caja protectora en su estado de grabado. Estos frágiles inlays deben ser manipulados con sumo cuidado. El aspecto interno de cada inlay u onlay debe ser inspeccionado para ver que toda la superficie esté perfectamente grabada.

El test capilar se emplea para determinar si una superficie de porcelana ha sido adecuadamente grabada. Se coloca una gota de agua sobre la superficie grabada y ésta se aplastará y repartirá por la porcelana inmediatamente e incluso llegará hasta el otro lado por filtración de la superficie. Cuando más rápidamente se filtre un

fluido sobre la superficie, más porosos y retentivos serán los flecos² producidos por el grabado.

7. AGENTES DE CEMENTADO Y FIJACION

7.1. COMPOSITES DE MACRORRELLENO

Pueden llegar a formar espesores de película muy bajos; algunos menos de 25 μm . Tienen una alta resistencia a la compresión y tracción y una baja absorción de agua. En términos de estética poseen una excelente vitalidad. Entre los macrorrelenos híbridos, los híbridos de microrrelleno son los de elección. Los macrorrelenos son menos viscosos² que los microrrelenos.

7.2. COMPOSITES DE MICRORRELLENO

Tienen una apariencia menos vital y se parecen más al plástico. Poseen la ventaja de conseguir y mantener una superficie lisa, una resistencia a la compresión y a la tracción y una absorción de agua más pobre que la mayoría de los composites de macrorrello.

Entre sus inconvenientes tienen un espesor de película muy grande, de más de 100 a 200 μm ² que se debe a la presencia de partículas de resina prepolimerizadas.

7.3. SISTEMAS POLIMERIZADOS QUIMICAMENTE

Tienen la ventaja de polimerizar en zonas profundas donde puede ser difícil la penetración de luz.

Sus desventajas consisten en su tiempo de trabajo limitado y una pobre estabilidad de color.²

7.4. SISTEMAS POLIMERIZADOS CON LUZ

Estos sistemas permiten un tiempo de trabajo más prolongado, facilitando al profesional la eliminación de excedentes de material antes de la polimerización, y reduciendo el tiempo de acabado de las restauraciones.²

La desventaja de la polimerización por luz es que las restauraciones gruesas u opacas pueden no recibir la intensidad de luz adecuada para el óptimo polimerizado.

En este tipo los híbridos de partícula inferior a 1 μm (minirrelleno) proporcionan los resultados más favorables.

Aunque ambos sistemas están disponibles en el mercado, las ventajas ofrecidas por el sistema polimerizado con luz lo hace una elección considerablemente mejor.

7.5. SISTEMAS DE CURADO DUAL

Existe un problema con el sistema polimerizado con luz en restauraciones muy gruesas u opacas cuando hay insuficiente luz para un polimerizado total del material de fijación. En estas situaciones es esencial el uso de un sistema de curado dual, en el cual el fraguado es iniciado mediante el curado con luz convencional y continúa hasta completarlo a través de un proceso de autocurado.^{7,19,27}

A estos materiales se les hace frecuentemente referencia como de "curado continuo" a consecuencia de esta única característica. Cuando se adhieren incrustaciones de porcelana usando una resina compuesta de curado dual, los márgenes pueden ser curados con luz externamente para eliminar la posibilidad de filtración y una vez iniciado el curado,

todos los restos internos de resina polimerizaran dentro de un corto tiempo.
21

Este sistema ofrece las siguientes ventajas: 1) Concede la remoción de excesos de cemento antes de completar la polimerización para minimizar las técnicas de terminado, y 2) Permite la polimerización a través de el material, hasta en áreas profundas de la preparación las cuales no son totalmente accesibles a la luz visible.
39,55

Dentsply Caulk introdujo un cemento de resina de curado dual llamado DICOR. Este cemento es una resina de dimetacrilato de uretano que contiene vidrio de bario, gas de sílice y mica como relleno inorgánico.
38

Hay un número considerable de éstos materiales de curado dual disponible comúnmente, pero desafortunadamente carecen de un rango de sombras que requiere la odontología cosmética.

7.6. CARACTERISTICAS DESEABLES DEL AGENTE DE FIJACION (luting agents)

- Grosor de película de 10 a 20 μm .
- Alta fuerza de compresión.
- Alta fuerza de tensión.
- Viscosidad relativamente baja.
- Capacidad de opacarse, teñirse y caracterizarse.
- Baja contracción al polimerizar.
- Estabilidad del color.

8. ESTADOS DE PRUEBA

Antes del cementado final de los inlays y onlays, previa remoción de la restauración provisional, es importante pasar por

3 estados de prueba en la boca del paciente.

8.1. AJUSTE INDIVIDUAL

Limpiar los dientes con una pasta de piedra pómez que no contenga aceite o flúor. Una copa de hule es el instrumento de elección porque un cepillo puede dañar el tejido gingival causando hemorragia y la subsecuente contaminación de la superficie por grabar. Las áreas de contacto se limpiaran con una lija fina para pulir resinas.
12.19

Seleccionar el inlay más distal y colocarlo en el respectivo diente. si éste no ajusta inmediatamente en su posición NO FORZARLO. Con la ayuda de un material de impresión tipo silicón en jeringa Fit-checking (Xantopren, Unitek Corp., Monrovia, Calif.) propuesto por Mc Lean y von Fraunhofer, el grosor de película obtenido fué menor a 20 μ m. Este se coloca en la superficie interna de la restauración, y marcará algún punto ó socavamiento que impida el correcto asentamiento, los cuales se eliminarán poco a poco con un diamante muy fino. Realizar las veces necesarias hasta obtener un óptimo ajuste.
59

8.2. AJUSTE COLECTIVO

Este se realiza para obtener adecuados contactos interproximales, si no entran las restauraciones revisar una por una en los contactos interproximales y desgastarlos suavemente con un diamante fino. En el caso de que éstos contactos sean ligeros o no existan regresar al laboratorio para que se aumenten.
19.27.52

8.3. REVISION DEL COLOR

El color final de la restauración es el resultado de varios factores combinados y nó solo de la sombra de porcelana seleccionada.

Los factores que influyen en el color son:

- color original del diente.
- sombra de porcelana seleccionada y cantidad de opacador añadido.
- color y opacidad de el agente de resina cementante.

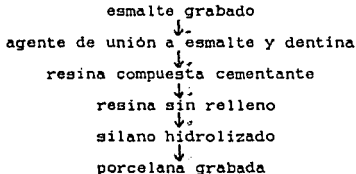
Una vez terminados los 3 estados de prueba es conveniente limpiar la superficie interna de la restauración con acetona, alcohol ¹⁹ ¹² ó cloroformo. ²⁸

La mayoría de los autores prefieren ajustar la oclusión después del enlace para evitar que se fracture el material de cerámica. ^{6,7,12,19,26,27,28,29,38,52,56}

9. TECNICA DE CEMENTACION

Debido a su naturaleza quebradiza, los procedimientos de colocación para los inlays y onlays de cerámica demandan más y consumen más tiempo que los materiales restaurativos convencionales.

El proceso de unión de el inlay de porcelana a el diente es una serie de enlaces:



Todos los materiales e instrumentos necesarios deben ser acomodados en la secuencia apropiada para su uso. Esto prevendrá algún retraso durante el procedimiento de unión, el cual puede resultar no sólo en pérdida de tiempo sino también en una contaminación potencial de el esmalte grabado y de las superficies

grabadas de porcelana.

9.1. MANEJO DEL TEJIDO

El hilo retractor debe ser colocado en el surco gingival para disminuir el flujo del fluido crevicular, el cual interferiría con la adhesión y el sellado entre el inlay y el esmalte; éste también desplazará el tejido para permitir la visibilidad directa cuando se coloquen y terminen los inlays.²¹

Todos estos procedimientos -desde el probado hasta la cementación final- pueden ser hechos con la ayuda de anestesia local para el terminado de los márgenes.

9.2. SILANIZADO (Coupling agent)

El tratamiento de la superficie grabada de los inlays y onlays con el agente de acoplamiento de silano realiza las propiedades adhesivas de la resina. El incremento de la unión del silano puede ser preactivado e hidrolizado ó éste puede necesitar ser activado con un ácido. Un silano preactivado es pincelado dentro de la superficie de porcelana grabada seguida de el secado durante 1 minuto. El exceso de alcohol, utilizado como vehículo, es sutilmente evaporado mediante una corriente fugaz de aire paralelo y a 6 pulgadas aprox. sobre la superficie del inlay. Esta dejará una superficie cubierta con silano. En la forma no hidrolizada, la superficie de el inlay debe ser primero acondicionada con un medio ácido para hidrolizar y activar la subsecuente capa de silano. Es importante seguir las instrucciones del fabricante.²¹

Utilizando al silano como agente de acoplamiento (coupling agent) la fuerza de unión de la resina con la porcelana puede exceder

los 300 Kgf/cm², una fuerza de unión extremadamente fuerte. Además para incrementar esta fuerza de unión, el interior de el inlay es tratado con ácido hidrofúorico, y la fuerza de unión es incrementada aún más con la retención mecánica.²⁶

Recientemente, los agentes de acoplamiento de silano han sido desarrollados para que puedan obtener una alta fuerza de unión sin utilizar el peligroso ácido hidrofúorico. También, el tratamiento de la superficie interior del inlay con ácido fosfórico mejorará la fuerza de unión.²⁶

Existen en el mercado varias marcas de silano como el Ceramic Primer, Monobond, Silane, etc.

9.3. ACTIVACION DEL ESMALTE

Limpiar los dientes con una copa de hule, piedra pómez y agua para remover todos los vestigios de glucoproteínas de la saliva y cualquier otro material que estuviera unido a ellos. La piedra pómez no debe contener ni fluoruro ni aceites. Lavar y secar con aire los dientes.^{6,7,12,19,27,28,29,38,52,56}

9.4. AISLAMIENTO

Todos los artículos revisados están de acuerdo en que el estricto aislamiento y mantenimiento de un campo seco son necesarios para el enlace apropiado para integrar las restauraciones de cerámica con la estructura dental. La contaminación con humedad provoca filtración, decoloración, pérdida del enlace y sensibilidad. Varios autores hacen recomendaciones específicas con respecto al uso del dique de goma.^{6,7,12,19,27,28,29,38,52,56}

9.5. PROTECCION DENTINARIA

Cubrir todas las áreas de dentina expuesta con un adhesivo dentinario. El adhesivo va a disminuir la sensibilidad y protegerá a la dentina de la penetración del ácido durante el procedimiento de ácido grabado. Algunas situaciones pueden requerir la colocación del adhesivo dentinario en la cita de preparación.²⁷

9.6. GRABADO DEL ESMALTE

Los dientes deben ser aislados por ambos lados colocando bandas de celuloide.

El diente es grabado con una solución de ácido fosfórico del 30% al 37%, de 15 a 20 segs. El material grabador es lavado con una abundante cantidad de agua durante 45 segs., y secado de la superficie dental durante 30 segs.²¹

Si la superficie se contamina debe ser regrabada durante 10 segundos, lavada y secada nuevamente para redescubrir la superficie reactiva del esmalte.²¹

La superficie del esmalte es idealmente secada con una corriente de aire caliente para asegurar la no contaminación y dejar libre de aceite la superficie.

9.7. APLICACION DEL AGENTE DE UNION (Bonding agent)

Aislar nuevamente con bandas de celuloide entre diente y diente. Pincelar el agente de unión sobre el esmalte y esparcirlo suavemente con aire, removiendo todos los excedentes para evitar que se formen nódulos duros que interfieran en el asentamiento de la restauración.^{6,12,19,27,34,56}
NO SE CURARA.

El aspecto interno de la restauración ya silanizada es pincelada

con el mismo agente de unión, éste se esparcirá pero NO SE CURARA. Algunos fabricantes han combinado el silano y un agente de unión en un mismo líquido (Ceriprime Dent Mat Corp., Santa Maria, Calif.).²¹

Colocar la resina cementante sobre la restauración utilizando alguna jeringa e inyectarlo en el centro para que ésta se extienda lateralmente sin atrapar burbujas de aire.

9.8. SECUENCIA DE ASENTAMIENTO

En casos de varias unidades es preferible asentar inlay por inlay empezando con el más distal.

Es esencial alejar la unidad de luz de el campo operatorio para evitar que se inicie el proceso de autopolimerización en alguno de éstos materiales activados con luz.

9.9. COLOCACION

El movimiento de colocación debe ser un ligero balance que permita que el excedente de material escape hacia los lados de la incrustación. Los excedentes muy grandes pueden ser removidos con un pincel o una cureta.

Una vez que la restauración esté en su lugar, revisar la intimidad de ajuste entre ésta y el margen de la preparación con un explorador. Mantener firmemente la restauración en posición para evitar el desplazamiento y empezar el proceso de polimerización con luz.

9.10. APLICACION DE LA FUENTE DE LUZ

Curar sólo 20 segundos por lingual y 20 por labial. Ahora remover el resto de el excedente de material parcialmente curado

(todavía manteniendo el inlay en su lugar). Las matrices son llevadas de el aspecto bucal hacia el aspecto lingual para limpiar las áreas interproximales de el material excedente. Las matrices deben ser reinsertadas entre los dientes para prevenir que éstos se unan entre sí.

Durante éste proceso de curado, es esencial mantener completa estabilidad de la relación entre el inlay y el diente. El proceso de polimerización es completado mediante el curado de las otras áreas durante por lo menos 2 minutos. Este tiempo extra es importante debido a el efecto de la luz que tiene que viajar a través de la porcelana para alcanzar la resina más profunda.²¹

No es posible sobrecurar la restauración sin embargo, subcurar ésta puede poner en peligro el resultado final.

La distancia de la fuente de luz a la superficie de la restauración nunca debe ser mayor a 1 mm.

9.11. TERMINADO Y PULIDO

Se requiere de un terminado mínimo si los márgenes ajustaron precisamente y el material cementante ha sido limpiado con el pincel y la cureta en el momento de su colocación.

El pulido se realiza con el objeto de disminuir la abrasividad. Este procedimiento consiste en la utilización de fresas de acabado, fresas de 12 hojas, puntas de goma, copas y discos (Quasite Polishing System), ruedas de pulir porcelana (Black's Polishing Wheels) y pasta de pulir (DentMat's Diamond polishing Paste) y una pasta para pulir resinas (Extra Smooth Polishing Paste). Todos estos instrumentos siempre deben utilizarse con una excelente refrigeración.²¹

El resultado son márgenes muy lisos.

Los contactos con la porcelana deben ser evitados porque estudios indican que es extremadamente difícil repulir los márgenes de porcelana una vez que el glaseado ha sido desequilibrado.¹²

Todas las superficies deben ser revisadas con hilo dental sin cera para confirmar que no hay excedentes de material remanente.

9.12. AJUSTE OCLUSAL

Es recomendable que el ajuste oclusal se realice después de 5 minutos de haber completado el pulido de la restauración.²⁷

Este es el último paso en la colocación de los inlays para asegurar que no exista un contacto excesivo con la arcada opuesta en algunos movimientos excursivos de la mandíbula.

Los puntos prematuros de contacto se pueden marcar con una cinta y se eliminarán con fresas de diamante finas. Luego pulir la superficie oclusal de la porcelana con abrasivos y una copa de goma a baja velocidad y finamente con pasta para pulir porcelana, debe evitarse el exceso de presión y el calor para no dañar al cemento.

Evitar los contactos oclusales en la interfase diente-porcelana.

9.13. INSTRUCCIONES AL PACIENTE

Primeras 72 horas.

El proceso de unión de la resina toma por lo menos 72 horas en curar completamente. Durante éste tiempo, se debe evitar alguna comida dura y mantener una dieta relativamente suave. Las temperaturas extremas (frío y calor) deben ser evitadas.

Mantenimiento

La rutina de limpieza debe ser mantenida con un cepillo suave

con cerdas redondeadas e hilo dental. Utilizar una pasta dental lo menos abrasiva y que no sea altamente fluorada.

Si el acumulamiento de placa es un problema, usar un removedor mecánico (Interplak) porque el mantenimiento libre de placa en estas restauraciones es esencial para su longevidad, así como para la salud de los dientes y tejidos de soporte. Evitar el uso de un removedor ultrasónico y de los sistemas de abrasión para limpieza.

Aunque los inlays son fuertes, evitar fuerzas de mordida excesivas y hábitos como morderse las uñas ó lápices, evitar morder dulces duros ó huesitos de carne.

Utilizar un guarda de acrílico al practicar algún deporte de contacto.

Enjuagues bucales.

Los enjuagues de fluoruro acidulado pueden dañar la superficie de los inlays por lo que éstos deben evitarse. ^{34,52,56}

Los enjuagues antiplaca de clorhexidina pueden teñir los inlays, pero el teñido puede ser removido rápidamente por un higienista. ^{34,52}

Es muy importante que el paciente vuelva al consultorio dental cada 6 meses para practicarle un control radiográfico y revisar sus restauraciones.

CONCLUSIONES

El uso de restauraciones cerámicas intracoronales en conjunción con un cemento dual activado con luz, proporciona al odontólogo un excelente método para la restauración estética de los dientes posteriores. Sin embargo, las numerosas ventajas citadas para éstas restauraciones pueden obtenerse solamente si el operador realiza la técnica adecuadamente. Esta capacita al odontólogo para ofrecer a sus pacientes una restauración que es clínicamente aceptable, estética, durable y compatible con las estructuras pulpares y periodontales.

El proceso restaurador implica una técnica muy sensitiva por lo que hace necesario que se extremen los cuidados para desarrollar la preparación cavitaria. Los ángulos línea internos redondeados para proveer de 1.5 a 2 mm de grosor oclusal a la restauración son esenciales, los biselés cavosuperficiales deben evitarse. 11.13.15.16.27.30

La expansión y conductividad térmica son aproximadas a la del esmalte, haciendo permanente la adaptación a la estructura dental mejor que para las resinas, y transfiriendo en menor cantidad las temperaturas a la estructura dental subyacente que la observada con las restauraciones metálicas. 1.7.22

La resistencia a la abrasión que es aproximada a la del esmalte, significa que ninguna de las restauraciones opuestas a la estructura dental se desgastará como sucede con los materiales disponibles comúnmente. 1.7.22

El material restaurador es biocompatible con los tejidos periodontales. 1.22

El éxito de los inlays y onlays de porcelana depende de la

fuerza de adhesión entre la restauración y la estructura dental, como lo demuestra un estudio en el cual se evaluó la resistencia de las incrustaciones cerámicas a la fractura.¹⁸

Cuando una fractura de una incrustación cerámica ocurre in vivo, ésta es usualmente una fractura de la misma incrustación cerámica en lugar de que ocurra la ruptura de la cúspide. Los dientes vitales con restauraciones conservadoras de pequeñas a medianas son menos susceptibles a la fractura cuspeada que unas grandes restauraciones ó preparaciones en dientes no vitales, sin hacer caso de los materiales restauradores utilizados.¹⁸

Los estudios in vitro, han demostrado que al cementar las incrustaciones con resina, la resistencia estadística a la compresión, flexión y tracción, así como el módulo de elasticidad y flexibilidad a la fractura (k) son superiores a las de el cemento de ionómero de vidrio.^{18 10}

La longevidad de la unión entre la cerámica, el adhesivo y el esmalte, sigue sin una amplia investigación en condiciones clínicas, se ha observado que inmediatamente tras el cementado, la zona esmalte-cerámica se adhiere prácticamente por medio del composite, pero no se puede descartar un proceso de envejecimiento de la resina bajo condiciones clínicas. La desintegración del adhesivo puede conducir a caries secundaria ó a rupturas en la cerámica.

Los sistemas cerámicos aquí presentados son otra opción de tratamiento dental, sin ser considerados un sustituto de las restauraciones metálicas y su durabilidad aún debe ser establecida con el apoyo de estudios clínicos a largo plazo, no obstante, la tecnología y los materiales actuales están mejorando continuamente, y

posiblemente en un futuro pueden llegar a ser de un uso tan cotidiano como ahora lo son las amalgamas, resinas compuestas e incrustaciones metálicas.

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

1. ADAIR. Peter J. *The Castable Ceramic Crown*. The International Journal of Periodontic and Restorative Dentistry. No. 2. 1984. Pp. 33-45.
2. ALBERS, Harry F. *Odontología Estética Selección y Colocación de Materiales*. Edit. Labor. S.A. 1985. Impreso en España.
3. ANDERSON. *Materiales de Aplicación Dental*. Salvat Editores. 1a. Edición. México, 1988.
4. BANKS, Rill G. *Conservative posterior ceramic restorations: A literature review*. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol. 63 No. 6 June 1990 Pp. 619-626.
5. BROOKS, Lawrence. *The porcelain bonded to tooth restoration*. The Journal of Pedodontic. Vol. 11 1987 Pp. 269-280.
6. CALAMIA, John. *Etched porcelain veneers: the current state of the art*. Quintessence International. No. 1 1985 Pp. 5-11.
7. CAVEL, W. Thomas. *A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement*. Quintessence International. April 1988. Vol. 4 No. 19 Pp. 257-262.
8. CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES. Newsletter. Vol. 6 No. 2 Feb. 1992.

9. COMBE, E.C. *Materiales Dentales*. Edit. Labor. S.A. 5a. Edición. Barcelona, España. 1990.
10. CRAIG, Robert G. *Materiales Dentales*. 3a. Edición. Edit. Interamericana. México, D.F. 1990.
11. CHRISTENSEN, Gordon. *Incrustaciones del color del diente con y sin protección cuspeida*. Compendio de Educación Continua en Odontología. Vol. V No. 1. Marzo 1989. Pp. 52-59.
12. DEMKE, Richard S. *Coronas grabadas de porcelana unidas con resina para mejorar la estética*. Compendio de Educación Continua en Odontología. Año 6 No. 4 1990 Pp. 20-25.
13. DICOR. Clinical Instructions and Guidelines for Dicor. Inlays Onlays and Veneers.
14. DICOR. Clinical Instructions for Dicor restorations and use of the Dicor Light Activated Cementation Kit.
15. DICOR. Clinical Procedures Manual Dentsply/York Division.
16. DICOR. Inlays and Onlays. Clinical Instructions. Sept. 1986.
17. DICOR. Laboratory Technique Manual. Dentsply/York Division Lab. Products. 1984.
18. DIETSCHI, Didier. *In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth*. Quintessence International. Vol. 21. No. 10 1990 Pp. 823-831.
19. FEDER, Barry A. *Combining etched porcelain inlays and onlays with composite resins to restore posterior teeth*. General Dentistry. Nov-Dec. Vol. 36 No. 6 1988 Pp. 478-481.
20. FINGER, W. J. *Significance of filler content to properties of*

silicon impression materials. Dental Materials Vol. 4 No. 1 Feb. 1988 Pp. 33-37.

21. FREEDMAN, George A. *Color Atlas of Porcelain Laminate Veneers*. Ishiyaku Euro-América. Inc. Publishers. 1a. Edición. Printed in Barcelona, Spain. 1990.
22. GROSSMAN, David G. *Cerámicas de vidrio para vaciado*. Clínicas Odontológicas de Norteamérica. 1985 (4) Pp. 757-772
23. GROSSMAN, David G. *Processing a Dental Ceramic by Casting Methods*. Dentsply International.
24. GROSSMAN, David G. *The bonded Dicor crown*. Dicor research report. Vol. 3 No. 1 Nov. 1987.
25. GUZMAN, Humberto José Baez. *Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico*. 1a. Impresión. Cat. Editores. Colombia. Sur América. 1990.
26. HAGA, Michio. *Techniques for Porcelain Laminate Veneers*. Ishiyaku Euroamérica, Inc. Printed in Japan. 1990.
27. HAKINSON, Jeffrey A. *Restauraciones de un diente completamente preparado con una resina de unión y una corona de porcelana*. Compendio de Educación Continua en Odontología. Año 6 No. 1 1990. Pp. 44-49.
28. JÄGER, Kurt. *Posibilidades de aplicación de los materiales de restauración cerámicos (I). El inlay cerámico directo (Dicor)*. Quintessence. Edic. esp. Vol. IV No. 1 Enero 1991 Pp. 49-53.
29. JÄGER, Kurt. *Posibilidades de aplicación de los materiales de restauración cerámicos (II). Inlays y veneers laminadas de*

- cerámica según el procedimiento indirecto (Miraga).
Quintessence. Edic. esp. Vol. IV No. 4 1991 Pp. 239-246.
30. JENSEN, Mark. *Posterior etched porcelain restorations: An in vitro study*. Compen. Contin. Educ. Dent. Vol. 8 1987 Pp. 41-47.
31. JINOIAN, Vanik. *Inlays, Onlays, Facings. Possible solutions using modern porcelain technology Special Vitadur N Kit for inlays, onlays and facings*. Translated reprint of "Inlay, Onlay, Facetten, Möglichkeiten in der Keramiktechnik". First published in "Dental Labor" No. 7 1987.
32. JONES, Derek W. *Desarrollo de la cerámica dental: una perspectiva histórica*. Clínicas Odontológicas de Norteamérica. 1985. (4) Pp. 647-671.
33. KEITH, E. Thayer. *Prótesis Fija*. Edit. Mundi S.A.I.C. y F. 1a. Edición. 1987. Pp. 1-3.
34. KENNETH, J. Anusavice. *Quality Evaluation of Dental Restorations Criteria for Placement and Replacement*. Quintessence Books. Printed in U.S.A. 1989.
35. MACCHI, Ricardo Luis. *Materiales Dentales*. Edit. Médica Panamericana. 1a. Edición. México. 1987.
36. MALAMENT, Kenneth A. *The cast glass ceramic restoration*. J. Prosthet Dent. Vol. 57 No. 6 June 1987 Pp. 674-683.
37. MALONE, William F.P. *Tylman's Teoría y Práctica en Prosthodontia Fija*. 8va. Edición Ilustrada. Actualidades médico-odontológicas Latinoamérica S.A. Caracas, Venezuela, 1991.
38. Mc INNES-LEDOUX. *A bond strength study of Luted Castable*

- Ceramic Restorations*. J. Dent. Res. Vol. 5 No. 68 May 1989. Pp. 823-825.
39. Mc INNES LEDOUX. *Bond strength of dentinal bonding agents to chemomechanical prepared dentin*. Dent Mater. Vol. 3 No. 6 Pp. 331-336.
40. Mc LEAN, John W. *The Science and Art of Dental Ceramics. Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*. Quintessence Books. Printed in U.S.A. 1979.
41. MORMANN, Werner. *CAD-CAM ceramic inlays and onlays a case report after three years*. J Am Dent Assoc. May 1990. Vol. 120 (5) Pp. 517-520.
42. O'BRIEN, William J. *Materiales Dentales y su selección*. Edit. Panamericana. 1a. Edición. México, 1980.
43. ODMAN, P.A. *Accuracy of impression materials in a semi-clinical model*. Dental Materials. Vol. 4 No. 2 April 1988 Pp. 64-67.
44. OSBORNE, John. *Tecnología y Materiales Dentales*. 1a. Edición. Edit. Limusa. México. D.F. 1987.
45. PHILLIPS, Ralph W. *Bonding Agents and Adhesives*. Adv. Dent. Res. Vol. 2 No. 1 August, 1986. Pp. 150-154.
46. PHILLIPS, Ralph W. *La ciencia de los materiales dentales de Skinner*. Edit. Interamericana. 8va. Edición, México D.F. 1990.
47. PRATTI, Carlos. *Estudio sobre los sistemas de adhesivos dentinarios y la microfiltración marginal*. Compendio de Educación Continua en Odontología. Año 6. No. 6 1990. Pp. 62-66.
48. ROBERTS, D.H. *Prótesis Fija*. Edit. Médica Panamericana. 1979.

49. ROSENSTIEL, S.F. *Prótesis Fija. Procedimientos clinicos y de laboratorio.* Salvat Editores, S.A. 1991 Pp. 435-449.
50. SALEM, N. S. *Stress relaxation of elastomers.* Dental Materials. Vol. 3 No.1 Feb. 1987. Pp. 37-39.
51. SCHAEERER, Peter. *A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems.* The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol. 59 No. 5 May 1988 Pp. 534-542.
52. SHEETS, Cheryllyn. *Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations.* J Prosthet Dent. Vol. 64 No. 4 October 1990 Pp. 406-411.
53. SHETH, J.J. *Indirect composite resin inlays: microleakage studies.* J. Dent Res 1988; 67: 310 (Abstract No. 1577).
54. SHILLINGBURG, Herbert T. *Fundamentos de Prosthodontia Fija.* Edit. La Prensa Médica Mexicana, S.A. 1a. Edición 1978.
55. SHORTALL, A. *Marginal seal of injection-molded ceramic crowns cemented with three adhesive systems.* J Prosthet Dent. January 1989. Vol. 61 No. 1 Pp. 24-27.
56. SIMONSEN, Richard. *Etched Cast Restorations Clinical and Laboratory Techniques.* Quintessence Books. Printed in Germany 1983.
57. SMALL, Bruce W. *Reemplazo de un diente anterior utilizando una porcelana reforzada con fibra: Reporte de un caso.* Compendio de Educación Continua en Odontología. Año 6 No. 5 1990 Pp. 21-25.
58. SMITH, B.G.N. *One visit ceramic restorations made at the chairside: the CEREC machine.* Restorative Dent. August, 1989 5 (3) Pp. 60-65.

59. SORENSEN, John. *Improved seating of ceramic inlays with a silicone fit-checking medium.* J. Prosthet Dent. May 1991. Vol. 65 No. 5 Pp. 646-649.
60. SOZIO, Ralph B. *Cerámica sin contracción (no contráctil).* Clínicas Odontológicas de Norteamérica. 1985 No. 4 Pp. 737-750.
61. SOZIO, Ralph B. *The shrink-free ceramic crown.* The Journal of Prosthetic Dent. Vol. 49 No. 2 February 1983.
62. STRASSLER, Howard E. *Adhesivos Dentinarios de Oxalato.* Comp. Educ. Continua en Odontología. Vol. V No. 2 Abril 1989. Pp.11-18.
63. STUDERVANT, Clifford M. *Arte y Ciencia de la Operatoria Dental.* Edit. Médica-Panamericana. 2a. Edición. 1987. Impreso en Argentina.
64. VITA. *Ficha técnica. Informaciones técnicas de la Vita Zahnfabrik.* No. 1 Febrero 1991.
65. VITA IN-CERAM.
66. WILLIAMS, D.F. *Materiales en la Odontología Clínica.* Edit. Mundi S.A.I.C. y F. 1a. Edición. México, 1982.