



**UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE GRADUADOS
CÁTEDRA DE OPERATORIA
DENTAL**

**SEMINARIO DE TESIS
PARA OPTAR A LA ESPECIALIDAD
DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
CON MENCIÓN EN OPERATORIA DENTAL**

T E M A

**“INCRUSTACIONES OPERATORIAS EN EL SECTOR POSTERIOR
BIOMATERIALES Y TÉCNICAS PARA SU CONFECCIÓN
Y FIJACIÓN”**

Residente : Dr. Raúl Utreras E.
Prof. Guías : Dr. Oscar Steenbecker G.
Dr. Abelardo Báez R.

Valparaíso, Julio del 2002

1. INDICE

1. Introducción.....	3
2. Objetivos.....	4
3. Tejidos dentarios.....	5
4. Adhesión a tejidos dentarios.....	8
5. Incrustaciones operatorias.....	9
6. Materiales restauradores.....	16
7. Materiales de cementación.....	31
8. Criterios de selección de materiales.....	45
9. Procedimientos generales en la cementación de incrustaciones.....	47
10. Mantenimiento de restauraciones cementadas.....	48
11. Conclusiones.....	49
12. Referencias bibliográficas.....	50



2. INTRODUCCIÓN

Uno de los primeros objetivos de la operatoria moderna debe ser la conservación de la mayor cantidad de tejidos sanos, antes de siquiera pensar en restaurar un diente. Los diseños cavitarios van a depender fundamentalmente del tipo de adhesión que el biomaterial tenga a los tejidos dentarios. En el caso de las restauraciones rígidas los diseños cavitarios son expulsivos en mayor o menor grado, dependiendo del material restaurador a utilizar y el medio de cementación por el cual se opte.

Atrás han quedado los años en que las opciones de material restaurador eran más bien reducidas, pues hoy en día existe tal cantidad de biomateriales disponibles que su selección es muchas veces complicada, hasta para el clínico experimentado. Lo mismo sucede con los materiales de cementación que cada día contribuyen a engrosar cada vez más esta lista. Más aún es lamentable que productos de última generación sean reemplazados por otros "mejores" al poco tiempo de estar en el mercado, hecho que dificulta la investigación para analizar el comportamiento a largo plazo de los biomateriales.

Tanto la introducción del grabado ácido del esmalte en 1955 por Buonocore, como la formulación de la molécula de Bis-GMA por Bowen han permitido desarrollar a la fecha, modernos cementos en base a resina, asociados a sistemas adhesivos, que se traduce en un mayor número de opciones de tratamiento que podemos ofrecer a nuestros pacientes. Pese al creciente número de técnicas y materiales restauradores, no existe todavía el sistema que abarque todas las indicaciones clínicas².

El clínico debe saber a que grupo genérico pertenece el biomaterial a ocupar. Debe conocer sus principales características para evaluar si se ajusta a los requerimientos de la acción clínica a realizar. De igual manera este conocimiento debe abarcar las variables de manipulación y aplicación clínica, en especial tratándose de modernas formulaciones para sacarles el máximo provecho.

Una correcta fijación de una restauración rígida (incrustación) mediante un agente de cementación no sólo tiene éxito si se selecciona el agente apropiado sino también si se complementa su uso con la correspondiente preparación de las superficies del diente y del bloque restaurador¹⁴.

La elección de este tema ha sido motivada por las múltiples etapas que la confección de incrustaciones indirectas involucra y que no sólo comprometen la responsabilidad del clínico, sino también a la auxiliar dental que interviene en la manipulación de los biomateriales y al laboratorista dental en quien confiamos la confección de la restauración.

El propósito de este trabajo es hacer una descripción del método indirecto para confeccionar restauraciones rígidas, analizando las características y tratamientos de los sustratos a adherir, los biomateriales requeridos en las distintas etapas y detallar los procedimientos a realizar en cada fase de su confección.

3. OBJETIVOS

Describir los tejidos dentarios implicados en procedimientos de cementación y los mecanismos de adhesión al sustrato dentario.

Enumerar las distintas etapas involucradas en la confección de incrustaciones operatorias.

Analizar los materiales restauradores disponibles para la confección de restauraciones operatorias indirectas.

Conocer los distintos medios de cementación que se utilizan para restauraciones rígidas en Operatoria dental, ya sean temporales o definitivas, detallando sus características propias, reacciones de endurecimiento, manipulación, indicaciones y algunas marcas comerciales, entre otras.

Describir los requisitos fisicomecánicos, químicos y biológicos que deben cumplir los cementos definitivos.

Describir los procedimientos clínicos, tales como tiempos de manipulación y tiempos de trabajo en boca de los cementos definitivos, e indicar el tratamiento de la superficie interna de las incrustaciones.

4.1 Tejidos dentarios

I.- Esmalte.

Es el más duro de los tejidos minerales del cuerpo y cubre la corona anatómica de los dientes, siendo de mayor grosor en las cúspides y más fino en la base de las fosas, fisuras y en la región cervical de la corona. El componente inorgánico del esmalte es principalmente constituido de apatita en su forma de hidróxido, flúor o carbono, siendo los dos mayores componentes inorgánicos el calcio y el fosfato, con leves variaciones. Posee una estructura cristalina, donde los cristales poseen dimensiones ultra-microscópica. Los cristales de apatita están rodeados de una matriz orgánica que representa menos del 1% de la composición de un esmalte maduro, de este porcentaje menos de la mitad corresponde a proteínas, principalmente enamulina. Asociada a esta matriz orgánica se encuentra el agua en una proporción del 4%.

La composición del esmalte le confiere propiedades físicas únicas: su dureza es muy elevada (200 a 500 Knoop), situándose en el grado N° 6 de la escala Mohs. Posee un alto módulo de elasticidad (muy rígido) y baja resistencia a la tracción, característica indicativa de un material muy frágil, que no se fractura con facilidad, gracias a la alta resistencia compresiva de la dentina.

El esmalte es poroso y participa efectivamente de un gradiente activo, envolviendo fluidos entre la pulpa y el medio oral externo, aunque su porosidad sea selectiva, permitiendo el pasaje de iones y agua, pero evitando el pasaje de grandes moléculas. El alto contenido inorgánico del esmalte le otorga translucidez, posibilitando la transmisión del color de la dentina, especialmente en la región cervical, siendo las regiones de mayor espesor más opacas, con una tendencia al azulado y al gris.

El componente básico microscópico del esmalte es el prisma, que de acuerdo con Gwinnett, varía en tamaño de 4 a 7 μm y se origina cerca de la unión amelodentinaria (LAD), siguiendo un curso tortuoso en los $\frac{2}{3}$ más internos de su estructura antes de alinearse paralelamente en su $\frac{1}{3}$ más externo. La mayoría de los prismas alcanzan la superficie externa en forma perpendicular a excepción de coronas de dientes deciduos y en fosas, fisuras y región cervical en dentición permanente en donde se observa una zona homogénea, libre de prismas (esmalte aprismático) ².

Los prismas al corte transversal se ven como una serie de cúpulas circulares que terminan en una base irregular, ubicadas en hileras superpuestas. Algunos autores sostienen que tendrían la forma de ojo de cerradura, ya que toman en cuenta la cúpula circular y la base que se confunde entre las dos cúpulas circulares de la hilera ubicada más abajo; para ellos no habría sustancia interprismática. Otros afirman que el prisma tiene forma circular irregular, con la cúpula o cabeza más o menos bien definida y la base o cola en forma de V o línea irregular, separada de los otros prismas por la sustancia interprismática. No se trata de dos teorías distintas, sino dos interpretaciones diferentes de una misma observación. La sustancia interprismática posee el mismo grado de mineralización que los cristales del cuerpo del prisma ³.

La superficie del esmalte está cubierta por una película orgánica en el medio oral, lo que crea una superficie de baja reactividad, llegando a presentar una tensión superficial de 28 dinas/cm. Durante la preparación cavitaria ésta película puede ser removida para aumentar la energía superficial, pero esto no basta, ya que una capa de detritus se va depositando superficialmente, es decir la superficie permanece predominantemente orgánica en cuanto a composición. Esta capa (smear layer) consta de proteínas degradadas, originadas de los tejidos dentales, en los cuales partículas inorgánicas de varios tamaños son distribuidas. Además de eso, la estructura del esmalte cuando se visualiza microscópicamente no se

presenta ni lisa ni uniforme, por el contrario, revela marcas de abrasión, fosillas e irregularidades asociadas a su formación.

Por todo lo anterior, se concluye que las superficies de esmalte, preparadas o no, son física y químicamente complejas, hecho que interfiere significativamente en la interacción entre esmalte y biomateriales restauradores, obligando a modificar este tejido a fin de proveer y optimizar una adhesión clínica confiable y duradera ².

II.- Dentina

Tanto su composición, como sus propiedades fisicoquímicas son distintas a las del esmalte, las cuales fueron descritas inicialmente por Malpighi M. y Van Leewenhoek A. a finales del siglo XVII, cuando también fue sugerida su estructura tubular ². La dentina es originada a partir del ectomesénquima y derivada del mesodermo, lo cual contrasta con el origen ectodérmico del esmalte. Es un tejido conjuntivo mineral que forma el cuerpo del diente y se desarrolla a partir de la papila y de la pulpa dental, mineralizándose en su fase madura. El componente mineral de la dentina, semejante al hueso y esmalte, consta principalmente de cristales de hidroxapatita, siendo la fase orgánica compuesta en su mayoría por colágeno tipo I con inclusiones fraccionadas de glicoproteínas, proteoglicanos, fosfoproteínas y algunas proteínas plasmáticas. El colágeno de la dentina presenta una similitud con el colágeno óseo y tiene propiedades complejas en comparación al colágeno de otros tejidos.

El tejido dentinario está compuesto por túbulos dentinarios, que son pequeños canales cónicos rellenos de fluidos tisulares y prolongaciones odontoblásticas que mantienen la comunicación con la pulpa. Debido a la presión intrapulpar de aproximadamente 10 mm de Hg, dichos túbulos se mantienen llenos de fluido proveniente del tejido pulpar, generando de este modo un flujo lento pero continuo.

Tanto el número como el diámetro tubular varía de acuerdo con la proximidad de la pulpa, su ubicación en el diente y la edad del paciente. Garberoglio y Brännstrom observaron que, en promedio, la dentina superficial presenta un N° de 20.000 túbulos por mm² de un diámetro aproximado de 0,9 µm, mientras que en la dentina profunda son alrededor de 45.000 por mm² y un diámetro de 2,5 µm aproximadamente. Por lo tanto la dentina profunda es más permeable y más húmeda, lo que dificulta la adhesión a este nivel.

La composición química de la dentina varía en función de su estructura que a su vez se altera de acuerdo con la profundidad. Resulta importante destacar que el contenido de agua varía enormemente, siendo de un 1% cerca del LAD hasta un 22% cerca de la pulpa. El interior de los túbulos está revestido por una capa de dentina hipermineralizada, la cual se denomina dentina peritubular. La dentina situada entre los túbulos dentinarios es llamada dentina intertubular compuesta por fibras colágeno tipo I y cristales de hidroxapatita.

III.- Pulpa

Tejido conectivo viscoso, 75% agua y 25% orgánico, de origen mesodérmico, formado por fibras colágeno y sustancia fundamental (matriz de proteína amorfa) que soporta estructuras celulares, vasculares y nerviosas del diente. La pulpa dental cumple diferentes funciones entre las cuales destacan la función formadora, reparadora, nutritiva, sensitiva y protectora.

Tradicionalmente se describen cuatro zonas concéntricas, histológicamente distintas, que de dentro hacia fuera serían:

1. zona central o núcleo pulpar (tejido conectivo laxo).
2. zona rica en células.
3. zona acelular o zona basal de Weil.
4. capa odontoblástica periférica.

Los componentes nerviosos y vasculares, los cuales se dividen y multiplican extensivamente en zonas subodontoblásticas, se combinan en un tronco principal para pasar a través del núcleo pulpar o desde la foramina apical. Tanto los componentes de la matriz y del colágeno están formados y mantenidos por un retículo disperso de células fibroblásticas interconectadas. Los fibrocitos y las células mesénquimáticas indiferenciadas están particularmente concentradas en la pulpa coronal externa para formar la subyacente zona rica en células hasta la capa periférica odontoblástica. Actuando como células de reserva, las células mesenquimáticas y/o los fibrocitos son capaces de acelerar la diferenciación mitótica y la producción de la matriz de colágeno para servir como substitutos funcionales de odontoblastos destruidos. Ellas son responsables de la producción de dentina reparadora cuando ocurre una injuria pulpar.

Las fibras pulpares son principalmente de naturaleza colágena, en dientes ya erupcionados y su proporción aumenta con la edad del individuo.

La pulpa dental es un tejido ricamente irrigado por un sistema compuesto por arteriolas y venas, las que al atravesar el foramen apical, cuyo diámetro disminuye con la edad del diente, están expuestas a ser estranguladas por congestión o éstasis sanguíneo a consecuencia de procesos inflamatorios. Las arteriolas se ramifican a medida que avanzan al interior de la pulpa terminando en una fina red capilar muy abundante que rodea a los odontoblastos. Las venas ocupan una posición central, y los nervios acompañan en su recorrido a los vasos sanguíneos. La pared vascular es muy delgada, y los vasos son muy permeables. El flujo sanguíneo intrapulpar varía con la presión sanguínea y en ocasiones hay personas que perciben el latido cardiaco en circunstancias normales o en estados inflamatorios.

Fuera de los vasos, se advierte la presencia de abundante líquido hístico que llena todos los intersticios pulpares, distinto del plasma sanguíneo en su composición química y su contenido de sales. Existen vasos linfáticos que canalizan este líquido hístico fuera de la pulpa.

La inervación está dada por fibras autosómicas eferentes que regulan el flujo sanguíneo y fibras sensoriales aferentes provenientes de la segunda y tercera división del V par craneal (trigémino). La mayoría de los nervios sensoriales interdientales son del tipo A- δ mielínicas y fibras C amielínicas. Los nervios A- δ tienen velocidad de conducción de 13 m/s y baja sensibilización del umbral para reaccionar a la presión hidrodinámica. La activación de estas fibras resulta en una intensa, nítida y punzante sacudida. Las fibras C amielínicas, en cambio son más pequeñas y numerosas están distribuidas uniformemente a través de la pulpa y su velocidad de conducción es menor (0.5 a 1.0 m/s) y son activadas por estímulos mayores capaces de producir destrucción de tejido, así como en prolongadas temperaturas elevadas o pulpitis. No son afectadas por la reducción del flujo sanguíneo o alta presión tisular, por lo que el dolor puede persistir en dientes anestesiados, infectados y aún en dientes desvitalizados. La sensación que resulta de la activación de estas fibras corresponde a un dolor difuso, quemante, pulsátil y sordo ¹⁹.

IV.- Complejo Dentino-pulpar

Tanto por sus características histológicas como por su origen, podemos considerar a la dentina y a la pulpa como una sola entidad, constituida por dos tejidos que comparten funciones importantes en la biología y fisiopatología dentarias ³.

Es importante señalar que cualquier noxa recibida por la dentina es transmitida directamente a la pulpa dental, la cual genera una respuesta en relación al estímulo recibido. Esto es de especial relevancia cuando estamos trabajando en dentina media o profunda, ya que como se mencionó, mientras más próximo nos encontramos a la pulpa dental, más permeable es el tejido dentinario y más intenso será el estímulo de los diversos irritantes pulpares, sean estos biológicos, químicos, o físicos.

4.2 Adhesión a tejidos dentarios

Adhesión se define como toda fuerza que tiende a mantener en contacto dos superficies sean éstas de igual o distinta naturaleza, mediante uniones físicas, químicas o ambas.

Una de las principales funciones de los cementos dentales consiste en la fijación de restauraciones permanentes rígidas indirectas a los dientes preparados ⁷. Para dichas restauraciones se necesita una cementación a largo plazo o mal llamada cementación "permanente".

Los mecanismos de fijación de una restauración sobre un diente preparado pueden ser por medios físicos (adhesión mecánica y micromecánica) o por medios químicos (adhesión química).

I.- Por medios Físicos

A.- Adhesión macromecánica

Se refiere a los diseños cavitarios, es así como se distinguen los siguientes tipos de anclajes macromecánicos, en el caso de incrustaciones:

- Por fricción o roce (ajuste)
- Por profundidad
- Por profundización
- Por mortaja, cola de milano o paloma
- Por compresión
- Por prolongación a los conductos radiculares
- Por pines y rieleras

B.- Adhesión micromecánica

- Efecto geométrico
- Efecto reológico (por expansión o contracción)
- Acondicionamiento ácido

Se puede mencionar como ejemplo de efecto geométrico al cemento de fosfato de cinc, el cual preparado de manera adecuada penetra en las pequeñas irregularidades, tanto del diente como de la restauración y las mantiene unidas por trabazón mecánica.

En la adhesión micromecánica por acondicionamiento ácido, podemos citar las resinas de cementación, en donde la unión micromecánica se debe a la superficie irregular creada a

través del acondicionamiento ácido, ya sea del sustrato dentario como de la restauración (en el caso de las cerámicas tradicionales).

II.- Por medios Químicos.

Es considerada como la adhesión propiamente tal, la cual de darse y mantenerse efectiva, impedirá la microinfiltración y sus problemas derivados. Este tipo de adhesión a su vez se clasifica como sigue:

A.- por enlaces primarios; unión a nivel atómico que puede ser iónica, covalente o metálica.

B.- por enlaces secundarios; unión a nivel molecular (fuerzas de Van der Waals)

Este mecanismo de unión es propio de los cementos de policarboxilato y ionoméricos, en que la existencia de paredes casi paralelas es fundamental para una fijación adecuada, debido a los valores de adhesión relativamente bajos de ambos materiales. Hoy en día y gracias al desarrollo e introducción de modernos sistemas adhesivos utilizados en combinación con resinas de cementación las preparaciones pueden no ser tan paralelas. Esto ha permitido ampliar la indicación de incrustaciones en dientes que antes habrían recibido tratamiento en base a prótesis fija.

4.3 Incrustaciones operatorias

I.- Definición.

Incrustación: bloque que repone parte de una corona dentaria y que es fijado a una cavidad preparada con anterioridad ¹⁴.

El procedimiento más utilizado para confeccionar una incrustación es el método indirecto, el cual incluye etapas clínicas y de laboratorio. Sin embargo debemos mencionar que existen materiales que permiten ser elaborados por métodos directos (directamente en la preparación dentaria) o semidirectos, sobre modelos vaciados con algún material de rápido endurecimiento (yesos, siliconas).

II.- Clasificaciones. Las incrustaciones las podemos clasificar, tomando en cuenta diferentes criterios como sigue:

1.- Según el material empleado.

- Metálicas
- Estéticas

2.- Según su extensión.

- Intracoronarias (inlays)
- Extracoronarias (onlays)

3.- Según técnica de confección.

- Indirectas
- Directas
- Mixtas

III.- Etapas clínicas.

Diagnóstico.

Además de considerar aquellos aspectos relacionados con la historia médica y dental, se debe hacer un exhaustivo examen clínico del sistema estomatognático, terminando por examinar el tejido dentario y tejidos blandos. Debe tenerse en cuenta el estado periodontal general y en particular el de los dientes a restaurar. De gran utilidad es el análisis de modelos de estudio.

Debe establecerse el diagnóstico pulpar en dientes vitales, complementado con el análisis de placas radiográficas. En dientes con tratamiento endodóntico se debe verificar el buen estado de aquel, mediante la ausencia de signos y síntomas, apoyado por el análisis de radiografías.

Ante la presencia de grandes caries, recidivas o restauraciones defectuosas, se debe proceder a su eliminación para verificar su extensión. En caso de lesiones muy profundas, en donde el diagnóstico pulpar no esté del todo claro se puede optar por un tratamiento intermedio, mediante la protección dentaria con materiales como los CIV o los ZOE mejorados. En esta etapa se puede realizar una eliminación parcial de la lesión y usar recubrimientos con Ca OH previo a los materiales anteriores. Estos tratamientos se mantendrán por un lapso de tiempo que puede ir de los 90 días a los 18 meses, realizando controles clínicos y radiográficos con la frecuencia que determine el clínico.

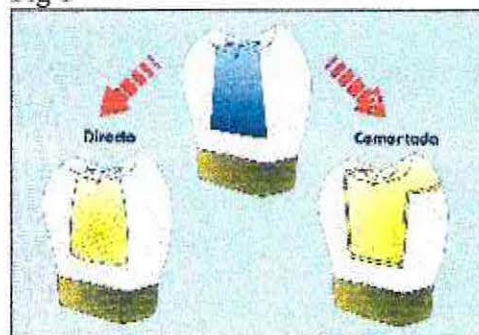
Plan de tratamiento.

Para llegar a tomar la decisión de optar por restauraciones indirectas se debe analizar e integrar toda la información obtenida en la fase diagnóstica y además considerar, las necesidades y expectativas de nuestro paciente, el cual podría optar por ejemplo por una restauración directa, debido al menor costo que ello implica. Situaciones como la anterior, en ocasiones llevan al clínico a realizar restauraciones, consideradas "contraindicadas". También se puede dar la situación que por motivos económicos nuestro paciente termine realizándose una incrustación, en un diente que debiera recibir tratamiento en base a prótesis fija unitaria.

Existen situaciones de dientes con gran pérdida de tejidos, en donde el hecho de hacer preparaciones para restauraciones rígidas significa una pérdida adicional que se podría evitar, planificando una restauración directa de tipo adhesiva (Fig 1).

Esto es cada vez más factible gracias al desarrollo y mejoras de los materiales de restauración directa y al progreso de la adhesión, los que permiten conservar esmalte sin sustento dentinario. Por otro lado no hay que desconocer las ventajas que involucra el confeccionar restauraciones indirectas, tales como la protección del tejido remanente por un lado, como el menor esfuerzo clínico por el hecho de delegar al laboratorio la confección de grandes restauraciones.

Fig 1



Preparaciones dentarias.

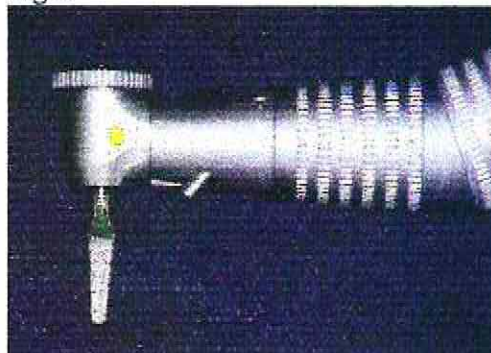
Como en la actualidad se dispone de cementos dentales con alto potencial de adhesión a tejido dentario y material restaurador, ha sido posible encarar nuevos tipos y diseños de incrustaciones ¹⁴. Se requiere de todos modos que la incrustación ajuste perfectamente a la preparación dentaria, de esta manera se evitan fuerzas flexurales y de corte que ocurren en espesores aumentados de cemento lo que llevaría a una fractura temprana de aquel (falla cohesiva).

Para incrustaciones metálicas. La expulsividad de las paredes hacia oclusal debe ser idealmente de 6°, aunque una divergencia de hasta 16° otorga suficiente anclaje ¹⁹. Los ángulos línea son definidos y se puede biselar todo el borde cavo superficial. También se puede recurrir a anclajes accesorios tales como surcos o rieleras dado la resistencia del metal.

Para incrustaciones estéticas. Son más expulsivas que las preparaciones para incrustaciones metálicas y son las mismas tanto para materiales cerámicos como para materiales de resina compuesta/cerómeros, con la salvedad de restauraciones CAD/CAM que requieren un tallado particular. La forma de resistencia se obtiene con la confección de cajas con ángulos línea redondeados y una terminación marginal en chanfer ancho u hombro redondeado. Esto evita la concentración de tensiones en zonas muy puntuales que podrían llevar a la fractura de la restauración o el remanente dentario. Por ningún motivo se debe biselar los márgenes oclusales, dada la fragilidad de los biomateriales empleados.

Existen clínicos que creen conveniente biselar el margen cervical de cajas proximales para dar un mejor ajuste y un menor espesor de cemento. En esta zona será conveniente eliminar el esmalte sin sustento dentinario, para lo cual se puede emplear instrumental manual (cinceles de esmalte), instrumental rotatorio o el sistema EVA (Kavo) que utiliza puntas que son abrasivas sólo por el lado de trabajo, por lo que el diente vecino no es agredido (Fig 2).

Fig 2



CAD/CAM. El diseño de la preparación está influenciado por los requerimientos de la cámara intraoral, software de diseño y la cabeza fresadora.

Requisitos de las preparaciones

- Márgenes definidos y nítidos en 90°.
- Cajones proximales con divergencia de 4 a 6°.
- Caja oclusal de paredes paralelas o levemente retentivas.
- Paredes axiales planas.
- Pisos de toda la preparación planos.
- Extensiones vestibulares y linguales paralelas a la pared axial
- La reducción cuspídea es hasta el piso pulpar y el piso del cajón proximal debe salir a vestibular o lingual (onlays)

En la tabla 1 se resumen los aspectos básicos a considerar en las preparaciones dentarias, dependiendo de los materiales utilizados para confeccionar restauraciones rígidas.

Tabla 1

Material	Divergencia de paredes	Línea de terminación	Caja oclusal	Cajas proximales	Reducción cuspea
Incrustaciones metálicas	6 a 10°	Filo de cuchillo- chanfer u hombro biselados	Prof. de 1,5mm Angulos definidos Bisclada en 45° Anclajes accesorios	Bisel de 45° en cervical, vestibular y lingual Anclajes accesorios	1-1,5mm cusp 2ª 1,5-2mm cusp 1ª Angulos línea O-A redondeados
Incrustaciones estéticas	12°	Hombro redondeado o chanfer	Prof. 2mm Angulos línea redondeados Sin bisel	Angulos línea redondeados Bisel cervical	2mm
CAD-CAM	4 a 6° cajas proximales ≤ a 0° caja oclusal	Hombro de 90°	Prof. 2mm Angulos línea definidos Sin bisel Contorno suave	Angulos línea definidos Sin bisel Eliminar una pared (L o V)	A nivel del piso pulpar

Aspectos básicos en la preparación para incrustaciones.¹⁹

Confección de provisorios.

Se emplean para proteger el diente y sus tejidos periodontales, mantener la oclusión y la estética, evitar migraciones y asegurar la comodidad del paciente.

La técnica más utilizada es confeccionar provisionales de autopolimerización (acrílicos o resinas compuestas), empleando una impresión de alginato, realizada antes de la preparación dentaria y luego rebasarla en boca (una vez concluido el tallado cavitario) en la preparación aislada con vaselina. Debe tenerse la precaución de retirar y volver a posicionar el provisorio varias veces antes de que polimerice, de lo contrario puede trabarse en la preparación, sobre todo si se trata de múltiples preparaciones contiguas. Una vez realizados los ajustes y el pulido se cementa con algún medio de fijación temporal, según sea el caso.

Pueden confeccionarse rápidamente provisorios, gracias a la disponibilidad de materiales de fotocurado (Fermit, Clip), los cuales no requieren de cementación. Esto se realiza cuando la cementación definitiva está próxima, ya que no otorgan un buen sellado.

Toma de impresión.

Según sea la complejidad del caso, puede optarse por una cubeta parcial (de sector) o una total. Puede ser necesaria la retracción gingival, lo que se logra sin mayor dificultad con hilos retractores de buena calidad (tejidos), los que se pueden emplear con agentes hemostáticos, para obtener un mejor control del sangramiento al retirar los hilos. Puede optarse por empacar un hilo delgado y luego uno más grueso y al momento de tomar la impresión sólo se retira el hilo de mayor calibre.

Las siliconas por adición hidrofílicas, al día de hoy son los materiales que brindan mejor resultado y comodidad. Están disponibles en tubos colapsables para mezcla manual y en cartridges (automix), estos últimos usan pistola para una cómoda y segura aplicación (evitan burbujas), pero son de costo más elevado. Las consistencias disponibles de estos materiales puede ser: muy alta, alta, mediana y liviana.

Se puede seleccionar cualquiera de las siguientes técnicas de impresión:

- Impresión dual (directa-indirecta)
- Impresión única (monofásica-simultánea)
- Impresión con registro de mordida (con cubeta desechable-sin cubeta)

Las impresiones duales se realizan en dos tiempos (diferidas), y en ambos casos la primera impresión se realiza con la consistencia super alta (masilla), la cual debe ser espaciada uniformemente para dar cavida a la silicona de rebase. En la técnica dual directa el espaciado es obtenido sin dificultad, moviendo la cubeta en todos los sentidos del espacio, antes de producida la polimerización de la masilla. En la dual indirecta el espaciado es otorgado por la interposición de una lámina de cera sobre los dientes y tejidos anexos efectuada en un modelo de estudio previo.

La técnica monofásica es realizada en en sólo tiempo; debe su nombre a que utiliza material de una sola consistencia (regular), y se obtienen mejores resultados cuando se emplea una cubeta individual. Una variante de esta técnica consiste en emplear una silicona liviana, la cual se aplica con jeringa directamente en las preparaciones dentarias y luego se lleva a boca la cubeta cargada con la silicona regular (impresión simultánea).

La tercera técnica registra la arcada antagonista y el registro intermaxilar al momento de tomar la impresión. Para tal propósito, se pueden utilizar cubetas plásticas desechables (triple tray), siempre que permitan al paciente ocluir con ellas interpuestas. Antes de usar estas cubetas deben ser probadas en boca e instruir al paciente para que registre una correcta oclusión, la cual debe coincidir con la posición de cierre al momento de tomar la impresión. La cubeta se carga con el material de alta viscosidad, mientras que a la preparación dentaria se puede inyectar el material regular o liviano, y luego se lleva la cubeta cargada y se le pide al paciente que ocluya en MIC. De no ser posible utilizar cubetas, existen siliconas para ser empleadas en esta técnica y que no requieren de cubetas (Blue-Mouse).

Algunas marcas comerciales:

- Aquasil (Dentsply)
- Reprosil (Dentsply)
- President (Cotène)
- Imprint II (3M-Espe)
- Blue-Mouse (Parkell)

Registro intermaxilar.

Como se dijo anteriormente, éste puede ser obtenido al momento de la toma de impresión. Con más frecuencia se utiliza un registro de cera, aunque están disponibles siliconas de registro, tales como la President Jet Bite (Coltène), Memosil C. D. (Bayer) entre otras. Con estas siliconas es posible registrar la oclusión a boca cerrada, como recomiendan algunos clínicos para evitar falsos registros. Para esto se le pide al paciente que ocluya en MIC y luego se aplica el producto por las caras vestibulares de los dientes, lo cual se facilita por el sistema automix con puntas de aplicación. Si se prefiere se puede aplicar la silicona sobre las caras oclusales y luego pedirle al paciente que muerda. Una vez endurecido el registro se retira de boca.

Cementación.

Este tema será abordado posteriormente, y descrito con más detalle.

IV.- Etapas de laboratorio.

Obtención de modelos, articulación, troqueles

Si se utilizan materiales de impresión como las siliconas de condensación, el vaciado deberá hacerse lo más pronto posible. De no contar con un laboratorio próximo el vaciado deberá hacerse en clínica con yeso extraduro. Existen materiales restauradores como las resinas compuestas que pueden ser confeccionadas en el mismo consultorio. Más frecuentemente esta labor es delegada a un técnico laboratorista, el cual trabaja haciendo sus propios vaciados con yesos que se ajustan a los requerimientos del material a ocupar e incluso la confección de troqueles en material refractario que también debe ser compatible con el material a emplear (porcelanas).

Dependiendo de la complejidad y número de las restauraciones a realizar puede ser necesario el empleo de articuladores semiajustables, para lo cual el profesional debe realizar la toma de registros correspondientes y realizar la articulación para que el técnico elabore posteriormente las restauraciones. Si la situación no es compleja bastará con que el técnico relacione el modelo de trabajo con su antagonista utilizando articuladores no ajustables o simples oclusores.

La troquelación es realizada con el objeto de acceder más comodamente a las zonas proximales y de este modo dar un mejor ajuste, contorno y punto de contacto a las incrustaciones. Puede emplearse diversos métodos para llevarla a cabo, según la preferencia del técnico, tales como usar el sistema de Accu-trac, pines metálicos o vaciados individuales de las preparaciones a restaurar.

Confección de la restauración

Esta etapa es muy variada, dependiendo del material a utilizar y de la tecnología con que cuente nuestro laboratorio. En el caso de incrustaciones metálicas, éstas se realizan con la técnica de la cera perdida, empleando patrones de cera, los cuales son investidos, para luego fundir la aleación y así obtener la restauración final. Las incrustaciones metálicas se entregan pulidas y arenadas en su interior, ya que esto mejora su retención. Un estudio que midió la resistencia adhesiva de un metal noble a resina compuesta, evidenció los mejores resultados, combinando el arenado con partículas de alúmina cubiertas por sílica (CoJet-Sand, ESPE) y la aplicación de silano, mientras que el peor resultado lo obtuvo el asperezado con piedra de diamante; 13.5 y 2.9 MPa respectivamente ⁶.

En relación a los materiales estéticos, dado su enorme variedad la técnica de confección será descrita más adelante, cuando se analice cada uno de ellos.

V.- Indicaciones de incrustaciones.

Caries extensas. Cuando la caries avanza y compromete extensamente la estructura dental se hace difícil restaurar las estructuras perdidas con restauraciones directas. En estas situaciones, restauraciones tales como los inlays-onlays tienen su indicación, ya que de este modo se protege el remanente dental.

Recambio de restauraciones. Ya sea por que la restauración antigua ha fracasado o por motivos estéticos, el cambio de restauración muchas veces obliga a optar por una incrustación, debido generalmente a la mayor extensión de los tejidos a restaurar.

Dientes tratados en endodoncia. Los dientes que reciben tratamiento endodóntico, muchas veces resultan debilitados por el acceso endodóntico, además de la extirpación de tejidos cariados. Será necesario entonces proteger el remanente dentario con restauraciones rígidas.

Fractura de cúspides. Producidas, ya sea por caries, accesos endodónticos, restauraciones deficientes o trauma. Para restaurar estas estructuras anatómicas se necesita de un material con buenas propiedades mecánicas que soporte el estrés oclusal al cual están expuestas. Esto se consigue optando por cementar un bloque rígido a la estructura dentaria remanente, respetando los espesores que el material seleccionado necesita.

Defectos estructurales. Alteraciones tales como la fluorosis y la hipoplasia son las más comúnmente observadas y se traducen en alteraciones anatómicas y de coloración de la estructura dental. La fluorosis puede ser de tal magnitud que puede tornar frágil el esmalte dental, llevándolo a una rápida degradación, más aún si el diente entra en contacto oclusal. En el caso de la displasia, el diente erupciona con la pérdida de tejido.

Corrección de posición de dientes en infra o supraoclusión. El infracontacto se puede deber a una impactación, inclinación o a una anquilosis. La extrusión en cambio se debe generalmente a una ausencia o destrucción de la corona del diente antagonista. En ambas situaciones se genera una relación oclusal inadecuada y el tratamiento implica el restablecimiento de una curva armónica de oclusión por medio de restauraciones del tipo onlays.

Dientes con marcada abrasión. La abrasión provocada por bruxismo, puede provocar pérdida de dimensión vertical, la cual si está asociada a una pérdida de la guía anterior de desoclusión resulta en una disfunción grave para todo el sistema estomatognático. En estos casos el trazado de la oclusión es crítico y como es necesario restaurar varios dientes será imprescindible realizar un montaje de modelos en articulador semiajustable y realizar un acucioso estudio de las relaciones oclusales.

Retenedor de prótesis. Pueden ser usadas restauraciones del tipo inlay-onlays, o coronas parciales para servir de inserción a prótesis fija parcial metálicas (convencionales o adhesivas), o realizadas en base a materiales estéticos, libres de metal. Este tipo de inserciones se les considera de alto riesgo en prótesis, ya que no otorga el anclaje que se obtiene con preparaciones que abarcan la totalidad de la corona.

VI.- Contraindicaciones de incrustaciones

Dientes con lesiones conservadoras. No debe sacrificarse innecesariamente la estructura dental sana en dientes con lesiones pequeñas o medianas, las cuales pueden ser restauradas sin mayor inconveniente con restauraciones directas. Hoy en día es posible, gracias al desarrollo de materiales adhesivos, rellenar socavaduras pos caries (dentina artificial) y reducir de este modo el ítsmo de la cavidad.

Dientes con poco tejido remanente. En estos casos, el anclaje de la restauración será muy difícil de obtener, por lo que en estos casos estará indicado confeccionar una prótesis fija unitaria.

Contraindicaciones de incrustaciones estéticas. Además de las contraindicaciones anteriormente citadas, éste tipo de restauraciones, presenta contraindicación en las siguientes situaciones ³.

- Carga masticatoria intensa
- Hábitos parafuncionales
- Higiene y dieta deficientes
- Problemas de aislamiento
- Oclusión desfavorable

4.4 Materiales restauradores para incrustaciones

I.- Metálicos.

- Aleaciones de oro.
- Aleaciones de plata-paladio
- Aleaciones de cobre-aluminio.
- Otras aleaciones

Aleaciones de oro.

En este grupo de aleaciones, el contenido en masa de metal noble es mayor al 75% del total. El contenido de oro u oro y platino presentes y los restantes componentes determinan las propiedades resultantes. Puede verse que la dureza de la aleación aumenta en la medida que disminuye la proporción de oro y aumenta el contenido de cobre y platino. La plata se incorpora para contrarrestar el color rojizo del cobre. Dentro de la categoría otros merece analizar el cinc, el cual se oxida fácilmente y agregado en pequeños porcentajes protege a los componentes no nobles de la aleación de la oxidación durante el proceso de fusión. También pequeñas cantidades de metales como el iridio o el rutenio actúan como refinadores de la aleación, de importancia en la confección de biseles. De las aleaciones detalladas en la tabla 2, sólo se utilizan aleaciones blandas.

Tabla 2

Tipode aleación	oro	cobre	plata	paladio/platino	otros
I (blanda)	83	6	10	0.5	balance
II (mediana)	77	7	14	1.0	balance
III (dura)	77	7	10	2.5	balance
IV (extradura)	75	8	11	4.0	balance

Composición típica de aleaciones con alto contenido de oro ¹⁴.

Aleaciones de plata-paladio

Conocidas también con el nombre de aleaciones de "oro blanco", las propiedades de estas aleaciones se hallan en el orden de los tipo III y IV y si bien son resistentes a la corrosión, tienen alguna tendencia a pigmentarse superficialmente (oscurecerse). Su T^o de fusión es más elevada al de las aleaciones de oro por lo que necesitan aparatos y revestimientos especiales en su procesado. Por ser aleaciones más duras, no permiten ser bruñidas, para lograr un mejor ajuste y no se deben ejecutar biseles muy finos en la

preparación dentaria, ya que el metal se podría fracturar. El costo de estas aleaciones es elevado (similar a las de oro tipo I).

Aleaciones de cobre-aluminio.

Son aleaciones de reducido costo, en base a un 85-88% de Cu y el resto de Al que le da la pasividad a la aleación. Su comportamiento electrolítico es inferior a las anteriores. Contienen además pequeñas proporciones de Ni, Fe y otros metales. No deben contener Zn, ya que su presencia implica un riesgo de corrosión. Las propiedades mecánicas son similares a las aleaciones duras y su T^a de fusión es un poco superior a los 1000 °C ¹⁴.

Otras aleaciones empleadas en operatoria son las de plata-estaño, una opción económica a las de plata-paladio pero de un desempeño químico más pobre. También están disponibles aleaciones de estaño-antimonio y cobre-cinc (metal japonés), muy susceptibles a la corrosión.

El tratamiento interno que reciben todas las aleaciones metálicas es el arenado a presión con partículas de óxido de aluminio de 50µm, lo cual aumenta la fuerza de adhesión al agente de cementación. Si se va a utilizar un cemento en base a resina es aconsejable, además del arenado, aplicar silano para potenciar el componente químico de adhesión.

II.- No metálicas o estéticas.

- En base a Resinas Acrílicas (provisorios).
- En base a Resinas compuestas o Composites.
- En base a Cerómeros.
- En base a Porcelanas.

Resinas acrílicas

Se utilizan en la confección de restauraciones provisorias, mientras se elabora la restauración definitiva. En las incrustaciones provisorias se utilizan acrílicos de autopolimerización, siendo su composición básica:

Polvo: partículas de polimetilmetacrilato y peróxido.

Líquido: monómero de metilmetacrilato y activador.

Deben presentar un adecuado tiempo de trabajo, una etapa gomosa que permita el fácil retiro desde la preparación sin distorsiones y un endurecimiento rápido para darles un acabado adecuado y cementarlas a la preparación con el cemento provisional indicado. Se debe evitar que el material polimerice completamente en el diente, por el peligro que se trave o genere daño pular por el calor liberado en la reacción de endurecimiento. El aislamiento de la preparación dentaria cumple con un doble propósito; el de evitar que se pegue el acrílico, y brinda cierta protección biológica frente a los monómeros que son irritantes pulpares.

Sus propiedades mecánicas son pobres, pero suficientes para proteger el tejido dentario remanente por un tiempo relativamente corto ¹.

Se dispone también de resinas compuestas para restauraciones provisionales, las que incluyen en su composición, acrilatos y metacrilatos multifuncionales y relleno inorgánico (16-48% en peso), catalizadores químicos o fotosensibles, estabilizadores y pigmentos. Su reacción de endurecimiento puede ser de auto o fotopolimerización (Fig 2 y 3).

Fig 2



Material de autocurado
Systemp c&b, Vivadent

Fig 3



Material de fotocurado
Systemp inlay-onlay, Vivadent

Los productos de autocurado se presentan en dos tubos de los cuales se extrae el material necesario y luego se realiza la mezcla manual o automática (automix) en 30 segundos y se lleva directamente a la preparación aislada o a la impresión previa, la cual puede ser ejecutada con alginato o siliconas. Una vez cargada con el suficiente material se posiciona en boca y se retira en 1 a 2 minutos. Puede haber problemas al retirar desde la preparación. Se espera la completa polimerización (4 a 5 minutos) luego de la cual se realizan los ajustes, el acabado y el pulido. Sus propiedades son similares a los acrílicos, aunque son más susceptibles a la fractura y difíciles de pulir (Young). Poseen una estética satisfactoria, disponible en varios colores. Tienen buenas propiedades biológicas, con escasas reacciones alérgicas al material.

Las de fotocurado se presentan en jeringas de distintas consistencias y colores y su empleo es muy sencillo gracias a la fotoactivación con luz halógena. Generalmente no requieren de cemento temporal, aunque si las demandas lo exigen, se pueden cementar.

Productos como Systemp inlay-onlay (Vivadent), incluyen una resina fluida de fotocurado para reparación en caso de fracturas parciales. Por su potencial de adherirse a materiales de similar composición, se recomienda aislar en estos casos.

Marcas comerciales:

- Materiales de autopolimerización:

Estructur dominant	Voco
Systemp c&b	Ivoclar, Vivadent

- Materiales de fotopolimerización:

Systemp inlay-onlay	Ivoclar, Vivadent
Fermit, Fermit-N	Ivoclar, Vivadent
Barricade	Dentply
Clip	Voco

Resinas compuestas

Son materiales que están estructurados en base a una matriz orgánica, correspondiente a polímeros de cadenas cruzadas de peso molecular elevado para asegurar viscosidad inicial, poca contracción de polimerización, con estabilidad en el medio bucal y características mecánicas favorables. La matriz orgánica se combina con partículas de relleno inorgánico tratadas con vinilsilano, un agente de enlace que asegura la unión entre ambas fases.

La mayoría de los materiales para inlays tienen una composición idéntica a la del material que entrega el fabricante para uso directo, pero a diferencia de éstas, las formulaciones para restauraciones indirectas o composites de laboratorio polimerizan fuera de boca, donde no existe la limitación de elevar la temperatura para iniciar la reacción de polimerización, por este motivo estos materiales pueden contener sólo iniciadores que son activados con calor (por ej., peróxido de benzoilo a 70°C), o combinando el calor con la presión (más de 100°C y más de 1 atmósfera) para conseguir un producto más compacto y de mejores propiedades. También existen productos que se activan por unidades de luz halógena, las cuales pueden prescindir de filtros que eliminen radiaciones por sobre los 470 nm, es decir el calor generado por la unidad de luz contribuye a obtener un producto de mejores propiedades.

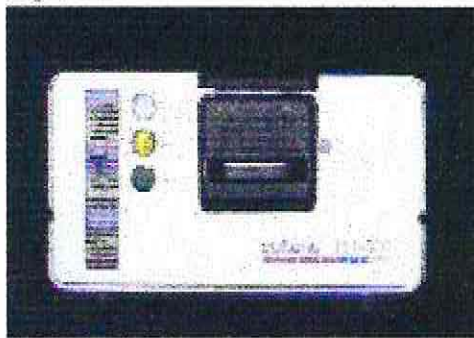
Algunos de los primeros productos utilizaban como relleno, sólo sílice coloidal de micropartículas lo que aseguraba buenas propiedades ópticas pero eran algo deficientes desde el punto de vista mecánico. Hoy en día la tendencia es elevar la cantidad de relleno (microhíbrido), mejorando las propiedades mecánicas y conservando su buen comportamiento óptico.

Los materiales para inlays reciben un nombre parcialmente idéntico a los materiales directos, por ejemplo, Herculite XRV y Estilux Posterior CVS. Otros materiales para inlay tienen una composición similar a las resinas para coronas y puentes, por ejemplo, SR-Isosit.

Al realizar un inlay de composite, sólo la contracción de la delgada capa de resina utilizada para cementar el inlay al diente puede comprometer los márgenes, ya que la contracción del inlay ocurre fuera de la cavidad.

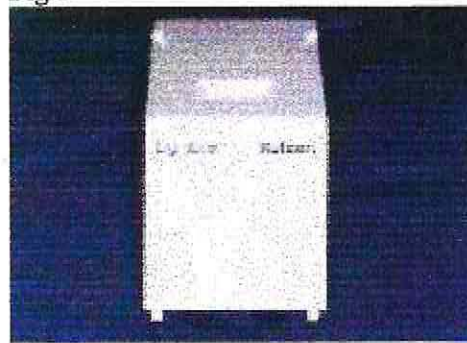
Los inlays de composite pueden ser curados por diferentes métodos. Lo más simple es curar el composite usando una unidad convencional intraoral de luz, como es el sistema EOS chairside de Vivadent. Sin embargo, a veces el fotocurado inicial a temperatura ambiente u oral es complementado con un curado adicional en un aparato de curado de luz y calor, como el Coltene DI 500 (Fig 4) para el sistema de inlay Brilliant. Finalmente, algunos materiales para inlay, como por ejemplo el SR-isosit, no son fotocurables, sino que son curados a través de un procedimiento de un paso a una temperatura de 120°C y bajo una presión de 6 bar por 10 minutos en el Ivomat. Kulzer ofrece un sistema de inlay de composite basado en el composite híbrido Estilux posterior CVS. Siguiendo al fotocurado inicial, se le dio al inlay un curado adicional con una unidad de fotocurado Dentacolor XS o una Lightbox especial (Fig 5).

Fig 4



DI 500, Coltène.

Fig 5



Lightbox, Kulser.

Numerosos estudios in vitro han reportado el efecto del curado adicional o secundario sobre las propiedades del composite. La Tabla 3 muestra el efecto porcentual en el grado de conversión de algunos materiales estudiados en diferentes estudios. Todos encontraron una diferencia positiva en el grado de conversión como resultado del curado adicional.

El hecho de que el grado de conversión haya aumentado indica que las moléculas de dimetacrilato difunden uniformemente en un polímero sólido y la gran flexibilidad de las cadenas en la red de polímeros, causada por el aumento de la temperatura, aumenta la movilidad y la reactividad de los grupos de metacrilatos pendientes. Consecuentemente, en casos donde un alto grado de conversión de dimetacrilatos es conseguido siguiendo el fotocurado inicial, la chance de que dos cadenas sin reaccionar se encuentren y reaccionen durante el curado adicional es menor que si muchas cadenas estuvieran presentes.

Tabla 3

Composite	% incremento en GC	Investigadores
Brilliant Enamel	6	Park & Lee, 1996
Brilliant	19	Kidal & Ruyter, 1994
Charisma	29	Kidal & Ruyter, 1994
Charisma	23	Peutzfeldt & Asmussen, 2000
EOS	14	Kidal & Ruyter, 1994
Estilux posterior CVS	24	Kidal & Ruyter, 1994
Herculite	33	Ferracane & Condon, 1992
Herculite XRV	44	Bagis & Rueggeberg, 1997
Heiomolar	41	Ferracane & Condon, 1992
Z 100	24	Peutzfeldt & Asmussen, 2000

Algunos reportes de incremento en el grado de conversión (GC) a consecuencia del curado secundario ¹⁶.

La Tabla 4 resume las mejoras de algunas propiedades mecánicas siguiendo un curado adicional TTP reportado en un estudio de De Lima M. A. (Lima). Estos mismos resultados en varios estudios son encontrados por Peutzfeldt, 2000.

Tabla 4

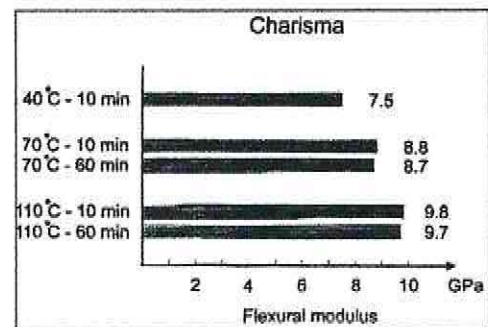
	HE	HE+TTP	DE	DE+TTP	Z1	Z1+TTP	Z2	Z2+TTP
R a la flexión	92.3	117.2	105.9	162.4	125.0	175.9	174.2	195.1
Microdureza	39.6	61.2	99.3	181.3	133.6	191.8	86.0	117.7

Influencia del TTP (132°C, por 16 min. a 2.3 Kg/cm²) en propiedades mecánicas de 4 resinas compuestas fotopolimerizables:

HE, Heliomolar Vivadent
 DE, Definite Degussa
 Z1, Z100 3M-ESPE
 Z2, Filtek Z250 3M-ESPE

Como se mencionó previamente, el curado adicional consistiría en un curado adicional por luz, calor o una combinación de ambos. Como el calor también es generado por los aparatos de fotocurado, no es evidente cual tratamiento entrega el mejor efecto. Hasta ahora, la temperatura post-curado ha tenido una influencia más alta en el grado de conversión que la duración del post-curado. Esto es evidente en un estudio de Peutzfeldt & Asmussen 2000 (Fig. 6).

Fig 6



La conversión aumentada es una ventaja ya sea que nos lleve o no a una mejoría en el largo tiempo en propiedades, ya que un incremento en el grado de conversión puede implicar muy pocos componentes monoméricos sin reaccionar totalmente en el composite. Esto se traduce en menos liberación de monómeros libres desde el composite a la boca del paciente, y así mejorar la biocompatibilidad de la restauración.

Los inlays de composite son cementados al diente con un cemento de resina. La unión a esmalte y dentina es obtenida de una manera similar a las restauraciones directas de composites. La adherencia del cemento al inlay estaría dada por medios mecánicos y/o químicos.

Un inconveniente inherente de la conversión aumentada de composites secundariamente curados es el poco remanente de dobles enlaces para la copolimerización con el monómero del cemento de resina, y así, un menor potencial adhesivo para la cementación. De acuerdo con algunos investigadores el curado secundario reduce la fuerza adhesiva y la energía de adhesión de inlays no arenados

Tomando en cuenta la adhesión mecánica, varios estudios han investigado el efecto de diversos tratamientos de superficie en la adhesión entre cementos de resina e inlays. Se ha encontrado que el arenado de la superficie del inlay mejora significativamente la adhesión entre el cemento de resina y el inlay de composite (Tabla 5).

Tabla 5

Composite	Arenado	R adhesiva (MPa)	Investigadores
Herculite XRV	No	6 +/- 2	Stokes y otros, 1993
	Sí	13 +/- 3	
Brilliant	No	4 +/- 3	Shortall y otros, 1996
	Sí	8 +/- 1	
Triad Inlay	No	13 +/- 5	Latta y Parkmeier, 1994
	Sí	27 +/- 6	
Z100	No	17 +/- 1	Asmussen y Peutzfeld, 2000
	Sí	24 +/- 2	

Efectos del arenado de inlays de resina compuesta sobre la resistencia adhesiva entre resina y cemento resinoso ¹⁶.

Finalmente, imprimiendo con silano, se puede realzar la adhesión a inlays de composite. Estudios han encontrado que el uso del silano puede tener o no influencia en la fuerza adhesiva. Aún si el silano no mejora en todo los casos la adherencia a corto plazo puede ser que la silanización inhiba la degradación de la adhesión inicial a la larga. Por lo tanto, el más seguro y efectivo tratamiento para promover una adhesión entre inlays de composite y cementos de resina es el arenado seguido del silanizado.

Los inlays de composites han sido seguidos en numerosos estudios clínicos. Desafortunadamente, la mayoría de las evaluaciones clínicas son a corto plazo o estudios que no incluyen un material de control, como una restauración de composite colocada directamente, y así, son de limitado valor. En un seguimiento de dos años de 43 restauraciones directas de composite y 45 inlays indirectos, el 90% de las restauraciones directas y 93% de los inlays fueron estimados clínicamente aceptables o excelentes. Pallesen y Qvist (2000) reportaron resultados de su estudio sobre inlays de composite (fabricados indirectamente) y restauraciones directas. No hubo una diferencia estadísticamente significativa entre los rangos de fracaso de inlays versus restauraciones directas, ni cuando cada sistema de composite fue comparado separadamente ni cuando todos los inlays y restauraciones directas, respectivamente, fueron combinadas. Las formas de fracasos más frecuentes para ambos tipos de restauraciones fueron fracturas de la restauración seguidas por caries secundarias. Se notó que los inlays fueron caracterizados con una adaptación marginal mejorada y una baja incidencia de caries secundarias comparados con restauraciones colocadas directamente. Comparados con los resultados de estudios clínicos previos, los rangos de supervivencia reportados a los once años de inlays y restauraciones directas fueron considerados aceptables. Por lo tanto, los estudios no indican que los inlays se comporten mucho mejor que las restauraciones realizadas directamente, esto podría explicar porqué los inlays de composite hechos de composite convencional, producidos directa o indirectamente nunca han sido muy populares entre los clínicos.

Algunas marcas comerciales:

Micropartículas:

SR-Isosit, EOS	Ivoclar-Vivadent
Brilliant Inlay	Coltène
Dentacolor, Estilux CVS	Kulzer

Híbridos:

Herculite XRV Lab	Kerr
Coltène inlay	Coltène
Charisma	Heraeus Kulser
Clearfil CR Inlay	kuraray
Conquest	Jeneric/Pentron

Cerómeros

Surgieron con la finalidad de aprovechar las características positivas de las cerámicas y de las resinas compuestas. Su nombre deriva de la sigla CEROMER (CERamic Optimized poliMER), también se les conoce por Polímeros de vidrio, Poliglass, Polividrios, Vidrios poliméricos o Policerams (Tabla 6).

Tabla 6

Nombre comercial	Fabricante	Polimerización	R compresiva	R flexural
Artglass	Kulzer	Luz, calor	Media-alta	Media-alta
Belleglass HP	Kerr Lab	Calor, presión	Alta	Alta
Targis	Ivoclar	Luz, calor, vacío, presión	Media-alta	Alta

Están compuestos por una matriz polimérica asociada a partículas minerales inorgánicas de 0.25 a 1.0 μm , lo que se traduce en una menor contracción de polimerización, menor desgaste intra-oral y mejora de las propiedades mecánicas, en comparación a las resinas compuestas indirectas. Los sistemas de polimerización pueden ser por medio de luz, calor, complementados por presión y vacío.

Entre sus características destacan su facilidad de confección y reparación, ya sea en laboratorio o en boca, resiliencia parecida a la estructura dental, producen poco o ningún desgaste en los dientes antagonistas, estética satisfactoria y bajo riesgo de fracturas durante la prueba y cementación. Presentan algunas limitaciones relacionadas principalmente con la carencia de estudios o resultados a largo plazo.

Los cerómeros pueden presentar refuerzo de fibras, lo cual les otorga mejores propiedades mecánicas, para indicarlos en restauraciones más extensas, tales como coronas en el sector posterior y puentes de hasta tres unidades.

Asociación de Resinas de laboratorio con sus fibras de refuerzo correspondientes:

- Belleglass-Connect (f. de polietileno)
- Sculpture-Fibrekor (f. de vidrio)
- Solidex-Ribbond (f. de polietileno)
- Targis-Vectris (FRC Single, Pontic, Frame)

Artglass ha demostrado un grado de conversión aumentado, mejorando la resistencia a la fractura, con menor rigidez y menos dureza. Por lo tanto, la resistencia al desgaste por abrasión y atrición fue significativamente menor para el Artglass comparado con el Charisma, probablemente como resultado del bajo módulo y dureza del primero. Consecuentemente, los argumentos de Artglass de haber mejorado su resistencia han sido refutados, por lo que no estaría indicado para un uso clínico extensivo en aplicaciones sometidas a gran stress.

Dyer y Sorensen (1998), compararon a Artglass, Belleglass y Targis con Concept, un material representativo de la primera generación de composites indirectos. Estos presentaron

sólo diferencias menores en fuerza flexural, aunque Belleglass tuvo una fuerza mayor que Concept. Concept tuvo la mayor resistencia a la fractura y Artglass la más baja. Ninguno de los tres nuevos composites mostraron un grado de conversión ni resistencia al desgaste mejores que Concept.

Midiendo el desgaste en tres simuladores, Sorensen y otros (1998) llegaron a resultados similares para los mismos cuatro materiales. Para todos los tipos de desgaste, Concept demostró ser el mejor y Artglass el peor¹⁶.

Coronas de Artglass cementadas con el agente adhesivo dentinario Dentesive II, han mostrado una alta frecuencia de desalajo de la preparación (42%). Targis mostró una alta incidencia de separación de la subestructura Vectris (28%). Todas las restauraciones de Artglass fueron hechas sin subestructura y, por lo tanto, no presentaron problemas a este respecto.

La sensibilidad post operatoria y perforaciones oclusales fueron altas para los tres sistemas. El desgaste de los antagonistas no fue un problema para ninguno de los tres materiales. También in vivo, un seguimiento a dos años de 40 inlays de Artglass y coronas sin subestructura ha sido completado por Pallesen. El rango total de fracaso de las restauraciones de Artglass a los dos años fue de un 20%, lo cual es inaceptable, considerando que las restauraciones de Artglass estaban reemplazando restauraciones de composite directo que habían fracasado. Las causas de fracaso incluyen: Desalajo 10%, fractura 5% y complicaciones pulpares 5%.

Porcelanas:

Utilizadas ya desde el siglo XVIII, las cerámicas adquirieron solamente en esta última década propiedades que permitieron su empleo sin la necesidad de refuerzo interno metálico, tanto para restauraciones unitarias como para PFP de hasta 3 unidades, teniendo como último pónico el 2º premolar. Existen un sin número de marcas comerciales disponibles en el mercado para su utilización en restauraciones sin metal, las cuales disminuirían la porosidad y la propagación de cracks mientras aumentan su resistencia.

Sus principales *ventajas* son:

- estética.
- radiopacidad.
- conducción térmica y coef. de expansión térmico lineal similares al diente.
- resistencia a la abrasión.
- biocompatibilidad.
- estabilidad de color.

Por otro lado presentan aún ciertas *limitaciones*:

- fragilidad.
- baja R a la tracción.
- alto módulo de elasticidad.
- abrasividad contra dientes antagonistas.
- costo más elevado.

Las porcelanas dentales contienen una matriz vítrea reforzada por varias fases dispersas consistentes de estructuras cristalinas, como leucita, alúmina y mica.

Según el proceso de fabricación, se distinguen las cerámicas sinterizadas, colables, prensables, maquinadas e infiltradas.

Cerámicas sinterizadas. Están basadas normalmente en potasio, feldespato sódico y cuarzo. Son producidas cociendo un número de minerales a alta temperatura (1200-1250°C). Después de enfriar, la masa es convertida en polvo de variados tonos y translucencias. La técnica dental agrega agua al polvo para producir un precipitado, el cual se agrega en capas sobre un modelo para dar forma a la restauración. La restauración es ahora calentada y a través de la superficie del polvo las partículas emergen y se sinterizan.

Adicionando partículas de alúmina (Al_2O_3) al polvo de porcelana, se obtiene un fortalecimiento de la porcelana, pues las partículas impiden la propagación de cracks en el material pero se reduce la transparencia de la porcelana.

La porcelana feldespática convencional a menudo tiene un pequeño e inherente contenido de leucita ($K_2O-Al_2O_3-4SiO_2$). Un contenido extra de leucita refuerza algunas porcelanas destinadas a restauraciones metal cerámicas, por ejemplo, IPS Empress y Optec HSP. Los cristales de leucita contraen más que la matriz de vidrio durante la sinterización. El resultado es la formación de fuerzas de compresión en la fase vítrea, lo cual puede reducir el stress al punto de propagación del crack. Desafortunadamente, el alto contenido de leucita contribuye a un mayor desgaste del diente antagonista.

Recientemente, porcelanas de baja fusión han sido introducidas, incluyendo a Finesse, Duceram LFC y Procera Allceram. Como el nombre lo indica, estas porcelanas se sinterizan a temperaturas más bajas que las que se usan normalmente para las porcelanas. Este efecto se obtiene mediante una disminución o un escaso contenido de leucita y/o cristales finos de leucita, lo cual resulta en una porcelana con una considerable menor capacidad de abrasión del diente antagonista y restauraciones. Las porcelanas de baja fusión pueden ser usadas solas como veneers e inlays/onlays o junto a otros materiales para coronas. Así, Finesse puede ser usado para recubrir núcleos totales de cerámica Finesse y Duceram LFC puede ser usada como segunda capa sobre una base de Duceram Plus. Procera Allceram ha sido desarrollado como recubrimiento para núcleos de Procera Allceram.

Cerámicas Colables. Este grupo de materiales difiere de las porcelanas sinterizadas en que ellas son suministradas como lingotes, los cuales son usados como núcleos o restauraciones completas producidas por una técnica de colado similar a la que se usa en los colados metálicos.

Dicor, a mediados de los ochenta lanzó al mercado la primera porcelana colable de uso dental. En el laboratorio dental, la cerámica es inicialmente colada. Durante el enfriamiento de la restauración colada de cerámica Dicor, partículas submicroscópicas de MgF_2 se forman. Estos cristales funcionan como núcleos en la siguiente fase del tratamiento, la llamada ceramización, la cual deja un material cerámico con aproximadamente 55% de cristales de mica tetrasilica de 1 a 3 μm . La restauración Dicor puede ser cubierta por capas de porcelana feldespática opaca. Como mencionamos anteriormente, la presencia de cristales tiene un efecto reforzador. Cerapearl (Kyocera) es otro producto similar con una composición parecida al esmalte dentario ³.

Cerámicas Prensadas. Con otro material cerámico, el IPS Empress, los lingotes fueron calentados y prensados en un molde refractario para usar la técnica del patrón de cera. IPS Empress tiene un 30-40% de cristales de leucita y así, un incremento de su fuerza flexural. La condición final de la restauración es obtenida por coloración o recubrimiento. Pocos años atrás, IPS Empress 2 fue introducido para la técnica de recubrimiento. El núcleo de este material es una cerámica vítrea que contiene disilicato de litio y cristales de ortofosfato de litio, mientras que el material de recubrimiento tiene cristales de fluorapatita. Un alto volumen de la fase vítrea resulta en una fuerza incrementada del IPS Empress 2 comparado con el anterior.

Optec OPC es también una cerámica que contiene leucita, la cual es procesada por moldeo con calor y presión. Puede ser usada sola para veneers, inlays/onlays y coronas o como núcleo recubierto con porcelana feldespática reforzada con leucita. Comparado con Optec HSP, Optec OPC presentaría un volumen aumentado de pequeños cristales de leucita.

Cerámicas maquinadas. Estos productos son presentados como lingotes cerámicos en varios tonos y son procesados con la técnica CAD-CAM (Cerec), desarrollada por Morman y Brandistini, comercialmente disponible desde 1988, la preparación cavitaria es mapeada por una mini cámara y llevada a un computador conectado a una máquina que talla la restauración en 10 a 15 minutos a partir del lingote. La superficie oclusal es luego ajustada y pulida, y la restauración esta lista para cementar. Esta técnica está destinada a usarse en la clínica dental y producir un inlay cerámico en una sesión. Tres materiales cerámicos han sido usados:

Cerec Vitablocks Mark I fue el primero en ser usado con el sistema Cerec. Esta es una porcelana feldespática con una composición similar a la de las porcelanas usadas para restauraciones metal porcelana.

El Cerec Vitablocks Mark II es una porcelana feldespática con un tamaño de grano más fino y, según se argumenta, una fuerza aumentada y una abrasión in vitro menor de la dentadura antagonista.

Dicor MGC (Dentply) es una cerámica vítrea con cristales de fluoromica en una matriz de vidrio de dureza similar al esmalte. Tiene una mayor fuerza flexural que Dicor (Roseblum & Schulman, 1997). Dicor se graba en su interior con bifluoruro de amonio al 10% y luego se aplica silano¹⁹. La técnica CAD-CAM ha sido usada para inlays/onlays, pero un programa de software, el cual permite el tallado de coronas completas está siendo promocionado actualmente.

En la técnica de copiado y tallado Celay, una restauración de composite es hecha sobre un troquel maestro. La restauración es luego trazada con un digitalizador que transfiere los datos a un aparato tallador. El mismo tipo de lingotes disponible para el sistema CAD-CAM puede ser usado con el sistema Celay.

Denzir (Dentronic) es uno de los últimos sistemas para fabricación de inlays asistidos por computador, el cual elabora con la asistencia de un scáner láser el inlay, utilizando lingotes de zirconia.

Obviamente al ser hechos de un lingote de una tonalidad uniforme, las restauraciones trabajadas con máquinas tienen un menor potencial estético y un uso predominantemente para restauraciones posteriores.

Cerámicas infiltradas. In-Ceram es también llamada cerámica infiltrada y es usada como material para núcleos cerámicos, el cual es posteriormente recubierto con una porcelana feldespática. Primero, un núcleo cristalino es producido por sinterización con óxido de aluminio o espinela ($MgO-Al_2O_3$). Seguidamente, el armazón poroso es infiltrado con vidrio lantano fundido por acción capilar. La infiltración del vidrio reduce la porosidad, y los cristales de óxido de aluminio o de espinela inhiben la propagación del crack. Ambos factores explican por qué In-Ceram es actualmente uno de los materiales cerámicos más resistentes del mercado. El uso de espinela mejora la translucidez, pero reduce sus propiedades mecánicas. Como es el caso con el sistema Procera Allceram, el núcleo de óxido de aluminio o espinela no puede ser grabado con ácido fluorhídrico, debiendo reemplazarse con otras técnicas. Por su elevado costo, tanto Procera como In Ceram rara vez se utilizan en restauraciones operatorias, salvo que se requiera de sus propiedades mecánicas y se desee prescindir del metal.

Una de las propiedades mecánicas más frecuentemente estudiadas de los materiales cerámicos es la fuerza flexural. Como las restauraciones feldespáticas convencionales son propensas a la fractura, el desarrollo ha sido dirigido a reforzar las cerámicas. Esto es evidente en la Fig 9, la cual muestra valores representativos de diferentes tipos y marcas de materiales cerámicos.

Como mencionamos previamente, el proceso de fractura está asociado con la propagación de un crack a través de la cerámica. Esto es, por lo tanto, de interés para estudiar la resistencia de diferentes materiales cerámicos a la propagación de cracks. Esto se hace a menudo mediante la determinación de la resistencia a la fractura, o más precisamente, el también llamado factor crítico de intensidad de stress, K_{IC} que es una medida de la fuerza requerida por un crack para propagarse por un corte bien definido. La Fig 10 entrega los valores de resistencia a la fractura de diferentes tipos y marcas de cerámicas. Se puede observar que existe una correlación directa entre estas dos propiedades ¹⁶.

Fig 9

Flexural strength	
Ceramic material	MPa
Feldspathic	70
Low-fusing feldspathic	105
Alumina-reinforced	130
Dicor	150
IPS Empress	130
IPS Empress 2	350
In-Ceram	450
Procera AllCeram	600

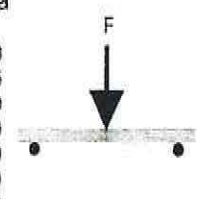


Fig 10

Fracture toughness	
Ceramic material	K_{IC} (MN·m ^{-3/2})
Feldspathic	1.0
Low-fusing feldspathic	1.2
Alumina-reinforced	2.2
Dicor	1.6
IPS Empress	1.3
IPS Empress 2	3.2
In-Ceram	4.4
Procera AllCeram	4.4

Puede notarse que los tipos más nuevos de materiales cerámicos han mejorado con respecto a la resistencia a la propagación de cracks. En cerámicas compuestas por cristales dispersos en su fase vítrea, la propagación del crack está detenida o impedida donde se encuentra un cristal. Así, el efecto más alto es obtenido en materiales con un alto contenido de cristales. En In-Ceram y Procera Allceram, la resistencia a la propagación de cracks es debido a la contigüidad de la fase de óxido de aluminio.

La abrasión del diente antagonista y del material restaurador es una de las principales desventajas de las porcelanas feldespáticas convencionales, y la dureza es un factor que influencia la abrasión de los materiales cerámicos. Todas las cerámicas son más duras que el esmalte y la aleación de oro usada en operatoria.

Por otra parte, la resistencia a la abrasión está influenciada por la rugosidad de la superficie de la cerámica y por factores individuales concernientes a la oclusión, saliva y hábitos alimenticios. Simulaciones del proceso masticatorio funcional entregarían un ranking relativo de abrasión de esmalte presentado en la Fig 12 (Peutzfeldt).

Fig 12

Wear of enamel	
Ceramic material	Relative wear
Feldspathic	100
Alumina-reinforced	100
Optec HSP (leucite-reinforced)	130
IPS Empress	110
Dicor	80
Low-fusing AllCeram	25
Low-fusing Finesse	10

La porcelana feldespática convencional puede llegar a ser sobre 10 veces más abrasiva que el esmalte y las aleaciones de oro. Mientras que la cerámica reforzada con leucita Optec HSP ha sido catalogada de una muy alta abrasividad, las porcelanas de baja fusión son las de menor poder abrasivo.

Las restauraciones cerámicas deben ser cementadas a la preparación dentaria por medio de adhesión física o química. La adherencia física descansa en el grado de rugosidad de las superficies a adherir y puede ser obtenida con cualquier cemento. La adherencia química es mejor obtenida con un cemento de resina. El procedimiento preferido para cementar una cerámica, depende del material, como veremos a continuación.

La cementación de las restauraciones cerámicas al diente no sólo entrega retención, sino que también contribuye a la resistencia y longevidad de la restauración ⁹. El grabado con ácido hidrofluórico le da a muchas cerámicas una superficie con microrugosidades. Con respecto a la morfología, el patrón de grabado de la cerámica es comparable con el del esmalte grabado con ácido fosfórico. Tras la penetración del monómero de resina del cemento a las irregularidades, un trabado mecánico toma lugar, el cual une el cemento con la cerámica. Varias modificaciones al ácido hidrofluórico han sido promocionadas. La concentración del ácido hidrofluórico puede variar, puede ser usado sólo o en combinación con otros ácidos como el sulfúrico. Todos los tipos de agentes de grabado han sido presentados con un buen desempeño y la información existente no permite hacer una distinción entre las distintas modificaciones.

La silanización de la superficie cerámica grabada le da un componente químico a la adhesión micromecánica. Se ha encontrado que un tratamiento de calor de la superficie cerámica silanizada a 100°C aproximadamente entrega un significativo aumento en la fuerza adhesiva. Este tratamiento de calor puede ser llevado fácilmente a cabo por medio de un secador de pelo ¹⁶.

Las cerámicas que tienen óxido de aluminio como componente principal no logran un grabado apreciable con ácido fluorhídrico. En efecto, el grabado de Procera Allceram antes de la silanización ha tenido como resultado la disminución de la fuerza adhesiva ¹⁶.

Varios estudios han encontrado que el uso de cementos de ionómero híbrido como también compómeros en la cementación de coronas completas de cerámica, aumenta el riesgo de fractura de la corona. La razón es relativa a la expansión higroscópica de estos materiales, la cual ejerce una excesiva presión interna sobre la restauración, que a la larga termina por fracturarla.

En orden a ser una alternativa viable a los composites directos, restauraciones metal porcelana y restauraciones de oro, las cerámicas pueden durar 15, 20 o más años. Desafortunadamente, la mayoría de los estudios clínicos son de corta duración, con una observación periódica cada tres años o menos, por lo que la longevidad de las cerámicas no está bien documentada.

Después de tres años se reportaron rangos de fracaso de 13 y 18%, mientras que en otro estudio, el rango de fracaso después de seis años fue "sólo" de un 12% ¹⁶. Inlays de Dicor mostraron rangos de éxito de un 76 a un 91% después de seis años ⁴. Con un rango de fracaso de un 4 a un 7% después de cinco a seis años, los inlays de IPS Empress mostraron ser mejores que los inlays de Dicor ¹⁶. Con respecto a las porcelanas maquinadas, el rango de fracaso fue similar al de IPS Empress (Tabla 7).

Tabla 7

Estudio	Material	Nº de restauraciones	Período obs. años	% de éxito
Feiden y otros	Varios	287	7	98 (inlays) 56 (coronas parciales)
Van Dijken y otros	Mirage	115	6	88 (cemento dual) 74 (cementadas con CIV)
Fuzzi y Rappelli	Sinterizada	182	5.9	95
Roulet	Dicor	127	6	76
Reiss y Walther	Cerec	1011	6.6	91.3
Pallensen	Cerec	16	6	91
	Dicor MGC	16		
Sjögren y otros	Cerec	66	5	94 (cemento de autocurado)
			5	85 (cemento dual)
Studer y otros	IPS Empress	163	6	93

Tasa de éxito clínico a mediano plazo de inlays y onlays de cerámica ⁴.

El rango de fracaso registrado para coronas anteriores parece algo menor que los rangos de fracaso para inlays, mientras que sólo diferencias menores se encontraron entre inlays y coronas posteriores.

La modalidad primaria de fracaso de las restauraciones totales de porcelana es la fractura de la cerámica. Estudios clínicos a largo plazo de los nuevos tipos de cerámica, por ejemplo, In-Ceram y Procera Allceram, están aún en desarrollo. Por lo tanto, como estos materiales han mejorado con respecto a su resistencia, las restauraciones basadas en estos debieran presentar una menor incidencia de fracturas.

Mientras que la mayoría de los materiales cerámicos pueden considerarse con un aceptable rango de éxito cuando se aplican en el sector anterior, parece aconsejable elegir la cerámica más resistente que sea posible para los dientes posteriores.

La Tabla 8 ordena los rangos de fracaso representativos encontrados para inlays de composite, inlays cerámicos, restauraciones directas de composite e inlays de oro. Comparados con los inlays de composite, los inlays sinterizados y de Dicor tuvieron un rango similar de fracaso, mientras que los inlays de Empress y Cerec tuvieron un leve rango inferior de fracaso. Generalmente, las restauraciones de composite directo tienen un nivel de fracaso similar a los inlays de composite. Finalmente, los inlays de oro no demostraron estar asociados a un rango demasiado bajo de fracaso comparado con las otras tres alternativas de tratamiento. Consecuentemente, cuando se consulta por una opción de tratamiento de entre estos cuatro materiales en cuestión, la longevidad no puede ser tomada como un criterio de selección y se debe enfocar directamente a los otros varios aspectos, los cuales pueden ser importantes para el paciente, por ejemplo, precio, estética y número de sesiones de trabajo. La longevidad podría actualmente ser un criterio de selección relativamente importante en consideración a las coronas completas.

Tabla 8

Restoration	Observation Time	No of Restorations	Failures (%)	Reseachers	
Composite Inlays	2 yr	45	4	Scheibenbogen-Fuchsbrunner & others, 1999	
	5 yr	63	17	Wassell & others, 2000	
	11 yr	77	17	Pallesen & Qvist, 2000	
	11 yr	96	18	van Dijken, 2000	
Ceramic Inlays	Sintered	6 yr	59	12	Van Dijken & others, 1998
	Dicor	4 yr	210	13	Noack & Roulet, 1994
	Empress	6 yr	163	7	Studer & others, 1998
	Cerec	8 yr	32	9	Pallesen and van Dijken, 2000
Direct Composites	2 yr	43	7	Scheibenbogen-Fuchsbrunner & others, 1999	
	5 yr	57	8	Wassell & others, 2000	
	11 yr	51	16	Pallesen & Qvist, 2000	
	11 yr	33	27	van Dijken, 2000	
Gold Inlays	10 yr	2717	35	Fritz & others, 1992	
	4 yr	25	8	Silvey & Myers, 1976	

Comparación de la tasa de fracasos de varias alternativas de tratamiento para defectos de pequeño a moderado tamaño en dientes posteriores ¹⁶.

Algunos ejemplos de porcelanas utilizadas en operatoria metal free:

Porcelana feldespáticas:

IPS-Corum	(Ivoclar)
Ducera LFC (baja fusión)	(Degussa)
Vitadur Alpha	(Vita)

Reforzadas con leucita:

Optec HSP	(Jeneric-Pentron)
Optimal Pressable Ceramic (prensada)	(Jeneric-Pentron)
Finesse All-Ceramic (prensada)	(Dentsply/Ceramco)
Vitadur Alpha/IOV (Vitapress)	(Vita)
Omega 900/IOV (Vitapress)	(Vita)
IPS Empress (prensada)	(Ivoclar/Vivadent)
IPS Empress 2 (prensada)	(Ivoclar/Vivadent)

Infiltradas por vidrio:

Dicor (colada)	(Dentsply)
Cerapearl (colada)	(Kyocera)

Maquinadas:

Cerec y Cerec Mk II	(Siemens)
Celay	(Mikrona)
Ceramatik Mk II	(Instrument AB)
Dicor MGC	(Denstply)
Denzir (Zr)	(Dentronic)

4.5 Materiales de cementación

I.- Clasificación de los cementos para fijación

A.- Temporales.

- En base a óxido de zinc-eugenol.
- En base de hidróxido de calcio.

B.- Cementos definitivos

- Fosfato de cinc
- En base a vidrio ionómeros
 - CIV convencionales
 - CIV modificados con resina
- En base a resinas
 - Resinas de autocurado
 - Resinas duales
 - Resinas foto/duales
 - Resinas modificadas con poliácidos (compómeros)

A.- Cementos temporales.

En base a óxido de zinc – eugenol

Se componen de óxido de cinc en un 69%, colofonia (reduce su fragilidad) en un 29%, acetato de cinc (acelerador), eugenol y otros aceites. Su reacción de endurecimiento, ocurre con la mezcla de ambas pastas, formándose un quelato amorfo de eugenolato de cinc. Presentan baja resistencia compresiva (2-14 MPa), son frágiles, tienen un pH neutro y son sedantes. Existe la posibilidad de que generen algún tipo de reacción alérgica.

Se debe extraer igual cantidad de ambas pastas (base y catalizador) y extenderlas en un block de papel. La mezcla termina hasta que se logre un color homogéneo, ya que las pastas son de distinta coloración. Se debe tener cuidado de no contaminar superficies con esta mezcla, ya que es muy difícil de eliminar antes de que endurezca. Para limpiar el cemento fraguado se puede usar aceite de naranjo, un disolvente.

Están indicados para cementar en forma provisoria restauraciones temporales. No deben emplearse, cuando la restauración definitiva va a ser fijada con un cemento que contenga resinas compuestas, ya que se inhibe la polimerización de éstas²²; ej: Temp Bond (Kerr).

Existen cementos temporales libres de eugenol para ser empleados en situaciones donde donde están contraindicados los anteriores. Tanto su presentación como su manipulación son idénticas a los cementos con base de eugenol.

Algunas marcas comerciales:

- | | |
|------------|------|
| ➤ Procem | Espe |
| ➤ Provicol | Voco |

En base de hidróxido de calcio

Se denominan hidróxido de calcio fraguables y se presentan en dos tubos. La pasta base contiene hidróxido de calcio y la otra pasta es un derivado del ácido salicílico, las que al ser mezcladas en igual proporción forman un salicinato de calcio (fraguado). Estos productos se emplean en operatoria a modo de liner, en dentina profunda (recubrimientos pulpares). También pueden utilizarse como cementos de fijación temporal, ya que por sus pobres propiedades mecánicas y químicas se extraen con mucha facilidad de la preparación dentaria.

Presentan un pH muy alcalino, lo que les confiere propiedades antibacterianas. La adición de Bario les otorga radiopacidad.

El fraguado es muy rápido, por lo que se dispone de poco tiempo de manipulación y trabajo, y en presencia de humedad se acelera aún más. Lo mismo sucede cuando aumenta la Tª, por sobre los 23 °C.

Marcas comerciales.

Dycal (Denstply)

Life (Kerr)

B.- Cementos definitivos

Fosfato de cinc

Los cementos de fosfato de cinc endurecen por una reacción ácido-base iniciada al mezclar un polvo compuesto de 90% de óxido de cinc y 10% de óxido de magnesio con un líquido que consiste en aproximadamente 67% ácido fosfórico con aluminio y cinc (Tabla 9). El contenido acuoso del 33% es significativo ya que controla la ionización del ácido que a su vez influye en la reacción según la proporción del material. Esto significa que una botella de líquido destapada o mal tapada permitirá la pérdida del agua, lo que retarda la reacción. La pérdida de agua se sospecha si el líquido se torna turbio.

Tabla 9

Polvo		Líquido	
Óxido de zinc (reactivo)	90 %	Solución acuosa de ácido fosfórico	50-60%
Otros óxidos metálicos	10 %	Ácido fosfórico combinado con Al y Zn	10 %
		Agua	30-40 %

Composición básica (Anderson)

El cemento de fosfato de cinc ha sido usado por más de 90 años. Manipulado correctamente, exhibe un espesor de película adecuado según la especificación N° 8 de la ADA. La técnica de mezclado es crítica para conseguir un cemento óptimo y debe realizarse en una lozeta fría, con espatulado amplio, para incorporar poco a poco el polvo al líquido durante aproximadamente un minuto y 30 segundos. La restauración debe posicionarse rápidamente después del mezclado, ya que la viscosidad de la mayoría de los cementos aumenta rápidamente con el tiempo. Una cementación correcta requiere de un mezclado adecuado y una presión constante de la restauración en la preparación dentaria. Las resistencias compresiva de 80 a 110 MPa y tensil de 5 a 7 MPa del cemento manipulado correctamente son adecuadas para resistir el estrés masticatorio y se relacionan directamente con la relación polvo líquido. El cemento fraguado es muy duro con un módulo de elasticidad de 13 GPa.

El fosfato no presenta unión química a ningún sustrato y sólo presenta un sellado por trabazón mecánica. Por tal motivo, la altura, el área de superficie y el paralelismo de las paredes de la preparación dentaria son críticos para su éxito. La microfiltración ha sido fehacientemente demostrada y se ve agravada por la degradación en los fluidos orales y un pH inicial bajo del medio, que pueden afectar su biocompatibilidad en su aplicación clínica. A pesar de ello este cemento presenta una buena estabilidad química a largo plazo y la confiabilidad en este producto avala su uso en diversas aplicaciones, tales como cementación de inlays-onlays, postes radiculares, PFU Y PFP metal-cerámicas, bandas de ortodocia, etc.

Algunas marcas comerciales:

Tenacin y Granitec	(Confidential)
Lee Smith	(Teledine)
De Trey Zinc Cement	(Densply)
Shofu Zinc Phosphate	(Shofu)

Cementos de vidrio ionómero

Derivan de los cementos de silicato y de policarboxilato, y se introducen en la práctica clínica a inicios de los 70s. Endurecen, mediante una reacción ácido-base entre las partículas de vidrio de fluoralúminosilicato y un líquido que consiste de copolímeros del ácido poliálkenoico relativamente débiles como el itacónico, maleico y tricarbóxico. Los ácidos pueden deshidratarse por congelación y pueden incorporarse en el polvo que luego se mezclará con agua para reconstruir el ácido. El ácido tartárico proporciona fluidez y aumenta el tiempo de trabajo. Estos cementos se adhieren a la estructura dentaria por la formación de uniones iónicas como resultado de la quelación del grupo carboxílico del ácido al calcio y/o iones de fosfato de la hidroxiapatita del esmalte y dentina. Superan al fosfato de cinc en fuerza compresiva (90 a 230 MPa). Presentan una microinfiltración menor, pero algunos estudios in vitro no han confirmado una retención superior comparado con fosfato de cinc. Su preparación puede ser manual (espatulado) o mecánica (cápsulas). La preparación manual da como resultado un producto más poroso, con la consiguiente disminución de su resistencia. Su módulo de elasticidad es inferior al del fosfato de cinc, por esto se aconseja no emplearlo en zonas de alto estrés masticatorio.

Poseen un bajo espesor de película y mantienen la viscosidad relativamente constante durante un tiempo corto después de la mezcla, lo cual significa una ventaja en relación al fosfato de cinc. Un espesor demasiado delgado se puede traducir en la aparición de microcracks en la masa de cemento, donde un espesor más homogéneo lo evitaría.

Sus principales desventajas son su susceptibilidad a la humedad y la solubilidad subsecuente si es expuesto al agua durante el período inicial de la reacción de endurecimiento. Tanto la exposición temprana al agua como la contaminación por saliva han demostrado la baja significativa de las propiedades mecánicas de estos cementos. Debido a esto es que se necesita un buen ajuste marginal de la restauración, y evitar de este modo el desalajo temprano de ella. Se recomienda la protección del margen de la restauración con algún barniz como un modo de prevenir la contaminación del cemento no endurecido. También es susceptible a la deshidratación, lo que conlleva al fracaso cohesivo por la formación de microcracks.

A pesar de tener un pH inicial bajo, evaluaciones clínicas han informado mínima hipersensibilidad posoperatoria con un buen pronóstico pulpar, lo que se debería a que en pocos minutos alcanzan la neutralidad y a que la molécula es demasiado grande como para difundir por los túbulos dentinarios. Se le atribuye una actividad cariostática debido a la liberación de fluoruros a largo plazo, sin embargo, aunque esto ocurre, la pequeña cantidad de cemento en el margen no tendría ningún valor terapéutico. Los CIV se indican para restauraciones similares a las del fosfato, con la salvedad de restauraciones de oro, las cuales deben estañarse internamente mediante un baño galvanoplástico de estaño, permitiendo la adhesión de los grupos carboxílicos del cemento ionómero a las superficies depositadas de metal no noble (óxidos).

Al manipularlos, se debe incorporar el polvo al líquido rápidamente (máximo 20 seg.) en la superficie de un block de papel, hasta que se forme una mezcla que consiga un hilo de 1,25 cm entre la espátula y el block. Se debe hidratar levemente el diente antes de la cementación con una gota de suero fisiológico o agua mientras se realiza la mezcla, secando

en el momento de la cementación con un leve chorro de aire o con papel absorbente. Dejar que el cemento endurezca bajo presión hasta un minuto después de endurecido. Aplicar barniz específico para el cemento en los márgenes después de la remoción de excesos. Se mezclan en consistencia de pasta cremosa. Su viscosidad óptima se obtiene por medio de la proporción P/L, que se mide con las cucharitas de medición y las botellas dispensadoras suministradas con cada producto. En los productos que se presentan en cápsulas, el tiempo de mezclado se encuentra entre 5 y 10 segundos. Hay que asentar la pieza colada antes de que el cemento pierda su brillo inicial, y no se debe eliminar el exceso hasta pasados diez minutos.

Algunas marcas comerciales:

- Fuji I (GC)
- Ketac Cem, Fig 13 (3M-Espe)
- Meron, Fig 14 (Voco)
- Aqua Meron (Voco)
- Vivaglass Cem (capsulado) (Vivadent)
- Type I luting cement (Shofu)
- Aqua Cem (Dentsply)

Fig 13



Fig 14



Cementos de vidrio ionómero modificado con resina

Estos cementos endurecen por una reacción ácido-base entre el polvo de vidrio de fluoraluminosilicato y una solución acuosa de ácido polialkenoico modificado con los grupos metacrilato libres, por foto o quimioiniciación. Debido a esta química, se denominan vidrio ionómeros resino modificados o vidrio ionómeros "híbridos".

Tienen sus propiedades mecánicas mejoradas con respecto a los CIV y al fosfato de cinc, pero inferiores a los cementos de resina. Presentan menor solubilidad que los CIV. Tanto su adherencia a sustrato dental como la liberación de fluoruros es similar a los CIV, por lo que evitan la microinfiltración y presentan potencial cariostático, respectivamente. Además, se unen a las moléculas de resinas compuestas. Su biocompatibilidad es superior a los cementos de resina pero inferior a los CIV, debido a la presencia de monómeros libres en el líquido. Puede ser de utilidad la aplicación de primers desensibilizadores en dentina, ya que éstos no afectan su adherencia a sustrato dental y contribuyen al sellado de los túbulos, evitando la microinfiltración. Presentan un espesor de película adecuado y su manipulación es muy sencilla y similar a los CIV.

Una desventaja es la naturaleza hidrófila del poliHEMA que produce absorción de agua, con la subsecuente expansión higroscópica, conducta análoga a un hidrogel sintético. Aunque esta expansión se puede compensar por la contracción de polimerización, su potencial cambio dimensional contraindica su aplicación con restauraciones de porcelana y postes endodónticos.

Se les indica para cementar cualquier restauración metálica (las de oro se deben estañar) y de resina compuesta o cerómeros.

No se aconseja usar como restauración provisional materiales en base a eugenol, ni tampoco cementos temporales con esta base, aunque éstos últimos no son tan críticos por su menor contenido de eugenol.

Algunas marcas comerciales:

Modif. con resina de autopolimerización:

- Fuji Plus (GC)
- Fuji Ortho Self Cure (GC)
- RelyX-Luting, fig 14 (3M-Espe)
- Advance (Dentsply)
- Protec Cem (Vivadent)

Modif. con resina de fotopolimerización:

- Fuji Ortho LC (GC)

Fig 14



Cementos de Resina

Incluyen en su composición el Bis-GMA y otros metacrilatos, los cuales polimerizan químicamente, por fotoactivación, o una combinación de ambos. Difieren de las resinas compuestas de restauración en que poseen un menor contenido de relleno y una menor viscosidad. Están disponibles en variados tonos, opacidades y consistencias, y su química les permite adherirse a muchos sustratos.

Clasificación.

- Resinas de autocurado
- Resinas duales
- Resinas foto/duales

En el caso de ser cementos activados químicamente se suministran en dos componentes: polvo-líquido, o pasta-pasta, encontrándose el iniciador de peróxido en el polvo/pasta, y el activador de amina en el otro componente.

La adhesión a esmalte se debe al trabado micromecánico de la resina con los prismas de esmalte debidamente grabados. La adhesión a dentina es más compleja, pues involucra la formación de una capa híbrida por la penetración de monómeros hidrófilos a través de la malla colágena y cristales de hidroxapatita parcialmente desmineralizados. Una zona de desmineralización óptima de 2 a 5 μm se ha descrito con una aplicación del ácido acondicionador por no más de 15 segundos. Si se excede este tiempo se producirá una desmineralización más profunda que hace más impermeable la dentina a la infiltración de resina por lo cual el colágeno de las zonas más desmineralizadas quedará desprotegido y expuesto a futuros procesos de hidrólisis y posterior ruptura. Luego de la desmineralización un primer hidrofílico es aplicado, el cual se une al sustrato dental y a la resina adhesiva. Se requiere una buena imprimación para reemplazar el agua de la dentina por monómero y acarrear el adhesivo al interior de los túbulos. El primer se seca gentilmente de modo de no

desechar la dentina, evitando de este modo el colapso de la red colágena, así se remueve el solvente orgánico o agua restantes que podrían interferir el contacto íntimo entre la resina adhesiva y el sustrato imprimado. A continuación se aplica la resina adhesiva para estabilizar el primer infiltrado y penetrar en los túbulos dentinarios. Cuando se utilizan adhesivos monofrasco, se aplican repetidas veces hasta lograr una apariencia glaseada del sustrato dental.

Los cementos de resina ejercen un efecto irritante sobre la pulpa, por lo cual es importante obtener una protección pulpar, cuando se cementa una restauración indirecta en una cavidad en que interviene la dentina.

La rigidez de las restauraciones indirectas cementadas conduce a una contracción de polimerización de cemento de resina que varía con el tipo de cemento, espesor y geometría cavitaria. Las tensiones producidas pueden ser bastante sustanciales como para formar espacios entre el cemento y el diente. La adherencia se favorece con una capa delgada de cemento, así la unión puede superar el estrés de polimerización. Estudios han reportado una unión más fuerte de la porcelana debidamente tratada al cemento, en comparación de la unión del cemento al diente, incluso usando sistemas adhesivos de última generación. Pese a lo anterior la unión del cemento al tejido dental es suficiente para garantizar el uso de estos agentes aún en preparaciones con poco anclaje.

Los cementos de resina se unen químicamente a materiales restauradores de composite y porcelanas silanizadas, aumentando la resistencia a la fractura de estos últimos. También presentan una buena adherencia a restauraciones metálicas arenadas (unión micromecánica), especialmente los basados en el compuesto 4-META que se unen fuertemente a la capa de óxido interno del metal. Para este propósito las aleaciones nobles pueden ser estañadas.

La mayoría de los cementos de resina contienen relleno inorgánico de vidrio o sílica que varía de un 50% a 70% en peso, lo cual eleva sus propiedades mecánicas, pero disminuye su fluidez, que se traduce en un aumento del grosor de película, presentando los más altos valores entre todos los tipos de cemento. Productos como Variolink II (High-Low), Enforce y Dúo-Link presentan espesores de película superiores a 25 μ m, probablemente debido al tamaño de la partícula de relleno que promedia los 3 μ m. Productos con relleno de 0,6 μ m como Resin Cement y Opal Luting Cement dan espesores inferiores a 25 μ m. Estos cementos son prácticamente insolubles en el medio bucal ⁸.

Algunos cementos incluyen en su composición compuestos de relleno como el trifluoruro de iterbio o el fluorosilicato de bario, lo cual les brindaría un potencial cariostático, sin embargo embargo esta propiedad no está avalada clínicamente hasta el momento.

Sus múltiples ventajas tales como sus buenas propiedades fisicomecánicas y químicas, han constituido a los cementos de resina como la primera opción indicada para cementar restauraciones estéticas. Las restauraciones translúcidas, como por ejemplo facetas estéticas, quedan "inmovilizadas" en su sitio, lo que permite eliminar la resina no endurecida del margen antes que termine la polimerización. En el caso de prótesis adhesivas (tipo Maryland) se utilizan cementos resinosos de autopolimerización.

El uso apropiado de estos cementos es muy sensible a la técnica, ya que requiere de múltiples pasos, tanto en la preparación de los sustratos a adherir, como en la manipulación del cemento:

Cementos activados químicamente: Dispensar las proporciones indicadas por el fabricante en una loseta de papel, mezclar por 20 a 30 segundos y aplicar con un instrumento limpio y seco sobre las superficies acondicionadas para ello.

Cementos activados por luz: Se manipulan como todas las resinas compuestas, con la precaución de otorgar un tiempo de exposición a la luz en ningún caso inferior a 60 segundos, dependiendo del grosor y translucidez de la restauración, y la transmisión de la luz por parte

del sustrato dentario. Se puede utilizar activación química, la que se suministra en los avíos en una botella, la cual es mezclada con el adhesivo correspondiente en una proporción de 1:1.

Cementos duales: Por poseer dos componentes requieren una mezcla como los de activación química, pero esta reacción es muy lenta, lo que da un tiempo de trabajo extenso hasta que el cemento se exponga a la luz, endureciendo con rapidez el cemento en este punto.

Un estudio de El-Mowafy y col. concluye que para algunos materiales de cementación duales, la activación sólo química no basta para desarrollar suficiente dureza en la masa de cemento. Lo mismo sucede cuando la activación por luz debe atravesar espesores de porcelana mayores a 2 mm (Tabla 10). Este estudio puede servir de guía para el clínico a la hora de escoger un cemento dual que alcance un grado de dureza suficiente con sólo quimioactivación.

Tabla 10

	Enforce	Nexus	Choice	Lute-it	Duolink	Resinomer	Adherence	Variolink
Autocurado	42.9	38.5	39.7	34.6	21.2	32.3	16.2	10
Curado Dual	52.1	52.1	48.4	57.5	57.1	44.6	44.8	53.8
4mm Vitablocks	44	44	42	40	28	36	27	36
2mm Vitablocks	50	51	45	50	46	41	37	49

Dureza Knoop para 7 cementos de resina y un compómero de cementación medidos 7 días, usando dos sistemas de polimerización y una interposición de 4mm Cerec Vitablocks entre la fuente luminosa y el cemento. Operative Dentistry, 1999, 24, 38-44.

Algunas marcas comerciales:

Cementos de Resina Autopolimerizables:

Panavia 21, Fig 15 (J. Morita/Kuraray)
Cement-it (Jeneric Pentron)

Cementos de Resina de fraguado Dual:

Dual Cement (Vivadent)
Rely-X ARC, Fig 16 (3M-Espe)
Scotchbond Resin Cement (3M-Espe)
Permalute (Ultradent)
Duo Cement (Coltene)

Cementos de Resina Foto/Dual:

Variolink II, Fig 17 (Vivadent)
Calibra, Fig 18 (Densply)
Lute-it (Jeneric Pentron)
Nexus (Kerr)

Fig 15



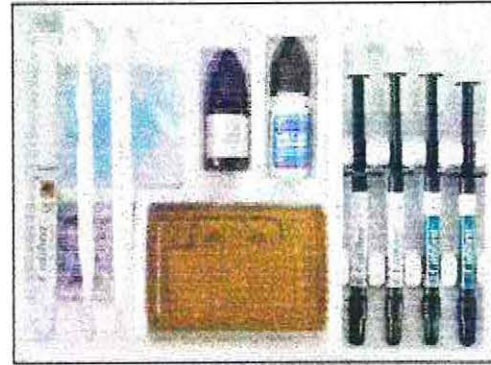
Fig 16



Fig 17



Fig 18



Cementos de resina modificados con poliácidos

También denominados compómeros, los cuales consisten en una mezcla de monómeros hidratados reactivos a la luz combinados con una matriz de vidrio reactiva, combinando propiedades de los ionómeros y propiedades físico-mecánicas de las resinas compuestas. Los compómeros de cementación presentan mayor cantidad de resina compuesta en relación al contenido de vidrio ionómero, se presentan comercialmente en polvo y líquido. El polvo está formado por vidrio de Estroncio-Aluminio-Flúor-Silicato y componentes iniciadores. El líquido consta de:

- Aminopenta, que otorga humectancia y forma uniones iónicas con los elementos dentarios.
- TGDMA.
- Componentes iniciadores.
- Macromonómero: causa endurecimiento inicial de la mezcla y promueve en presencia de humedad la adhesión del material.
- Inhibidores.

Los compómeros experimentan dos reacciones de endurecimiento:

- 1.- Inmediata: polimerización térmica de radicales (en ausencia de agua).
- 2.- Retardada: de intercambio iónico, la cual forma la base para la continua liberación de iones flúor (en presencia de humedad).

Después que los componentes se han mezclado, se gatilla una polimerización térmica de radicales. Aminopenta, macromonómeros y TGDMA, forman la red tridimensional que rodea la partícula de vidrio inorgánico, esta red ya es mecánicamente estable pero se potencia por el efecto del relleno. La polimerización comienza espontáneamente siguiendo un período

inductor de dos a tres minutos, culminando con un marcado aumento de la viscosidad. La reacción finaliza después de un relativo corto tiempo de polimerización de 1 a 2 minutos donde se forma la mayoría de la red polimérica. A diferencia de los CIV, que en presencia de humedad pierden sus características físicas, la segunda fase del endurecimiento del compómero, que corresponde al intercambio iónico, no ocurre en forma inmediata, ya que el producto es inicialmente anhidro, lo cual deja a los grupos carboxilos inactivos y los compuestos salinos no se forman hasta que la absorción de agua es completa (después de 4 a 6 semanas), creando así una subestructura a través de la red polimérica. Sin embargo, esto no es aplicable a los carboxilos de la superficie endurecida, ya que ocurren interacciones adhesivas con la estructura dentaria.

Los compómeros presentan adhesión basada en los macromonómeros, que se ve mejorada con el uso de sistemas adhesivos compatibles, siendo mejor que la de los cementos convencionales. La Adhesión a aleación de oro es de 4.0 MPa, y a cerámica es de 20.4 MPa.

Poseen una opacidad visual de un 22.3%, la cual es menor a la que posee el esmalte dentario, otorgando así buena translucidez y estética con una línea de cemento invisible en restauraciones metálicas y estéticas. Presentan una baja solubilidad. La contracción de polimerización corresponde a un 2.0-2.5% en un período de 10 minutos. Existe otra contracción (contracción post-polimerización) que influye en la adhesión entre el compómero y el diente, lo que mejora las propiedades del compómero en cuanto a su integridad marginal y microfractura. Esta contracción, al igual que la anterior es baja. En total, los compómeros contraen alrededor de un 3%. Sufren una expansión en el tiempo que en promedio alcanza un 2%.

El cambio dimensional que resulta de la captación de agua se estabiliza entre 3 y 7 días. Existe sólo un cambio dimensional de alrededor de un 0.4% desde su estado inicial seco al de los siete días posteriores en el agua y ningún cambio de los 7 a los 14 días. La captación de agua resulta un elemento importante para obtener un óptimo sellado marginal. La absorción de agua produce además el llamado "efecto camaleón", que consiste en un cambio de coloración en el tiempo y el material se va haciendo más translúcido. Esta absorción se asocia también a la liberación de flúor.

Si no hay una buena adhesión, la contracción de polimerización que se produce, provoca brechas marginales o fracturas cohesivas en el material. Sin embargo, el acondicionador que integra estos sistemas, permite la formación de una capa híbrida entre la estructura dentaria y el material, con la consiguiente adhesión y disminución de la microinfiltración. La microinfiltración de los compómeros es baja. Los compómeros se adaptan bien al esmalte y a la dentina ya que el agregado de monómeros hidrófilos permite una absorción continua de agua que mejora los valores de adaptación marginal. Resultados in vitro sugieren que la liberación a largo plazo de flúor es similar a la de los CIV.

Los compómeros no provocan reacción inflamatoria en la pulpa, siempre y cuando se asegure un buen sellado para eliminar la contaminación bacteriana, lo que muestra que este material es biológicamente compatible con la pulpa dental.

Manipulación:

- 1.-Agitar las botellas de polvo y líquido.
- 2.-Verter en block de papel satinado una gota de líquido y una porción de polvo.
- 3.-Mezclar en 30 seg. con espátula hasta obtener una consistencia homogénea.
- 4.-Aplicar el material en el interior de la restauración

Se les indica para cementación definitiva de restauraciones metálicas y estéticas a excepción de las porcelanas y postes endodónticos.

Las ventajas asociadas al uso de compómeros son su adhesión química, buenas propiedades mecánicas, liberación de Flúor, baja solubilidad, y su translucidez.

Biomateriales que contienen eugenol no pueden ser utilizados en conjunto con estos productos, porque pueden interferir la polimerización. Por ser materiales recientes, los compómeros no están avalados por seguimientos clínicos a largo plazo.

Algunas marcas comerciales:

Dyract Cem Plus, Fig 19 (Dentsply)

Principle, Fig 20 (Dentsply)

Fig 19



Fig 20



II.- Requisitos de un cemento de fijación permanente

Si intentamos establecer un perfil ideal, el agente cementante debe cumplir ciertas propiedades, como por ejemplo: baja irritación pulpar, adecuados tiempos de manipulación y trabajo del material, baja viscosidad inicial o propiedades pseudoplásticas que permitan un flujo de cemento de forma que se produzca un correcto asentamiento de la restauración, aislante térmico y eléctrico, capacidad de retención en la cavidad y a la restauración, baja solubilidad en los líquidos orales, propiedades cariostáticas, cambios volumétricos mínimos, resistencia a la abrasión, manipulación sencilla, amplio rango de tiempo de almacenaje y bajo costo, entre otros.

Aunque entre distintas marcas de cemento hay variaciones es necesario recalcar que las diferencias inducidas por las variables de manipulación con frecuencia se consideran más que las inherentes entre las marcas. Ejemplo de lo anterior es la incorporación de aire durante la mezcla que produce microburbujas o porosidades dentro del cemento que actúan como concentradores de stress. Aquí la cuidadosa manipulación durante el mezclado puede reducir este efecto. Además cualquier residuo superficial, humedad o contaminación salival puede disminuir la resistencia a la fatiga, impidiendo el completo contacto de la restauración con la superficie dentaria. Este fenómeno disminuye el área disponible para la adhesión física y química. De este modo, la cuidadosa atención y la técnica clínica es indispensable para optimizar la resistencia a la fatiga de la incrustación y prevenir su descementación.

Dado que las propiedades de diversos cementos difieren unas de otra, y que no existe un cemento que cumpla con todos los requisitos anteriores, la elección del cemento se rige en gran medida por la demanda funcional y biológica de la situación clínica en particular.

A.- Requisitos biológicos.

Biocompatibilidad. Para que un biomaterial sea considerado biocompatible, debe tener una interacción pequeña con los tejidos del cuerpo y fluidos, no ser citotóxico, y tener un bajo potencial alérgico (Rosenstiel).

Actualmente los materiales de cementación disponibles demuestran un buen comportamiento biológico, aunque algunos efectos adversos puedan ser detectados, tales como alergia (muy escaso). Histológicamente pueden causar una pequeña respuesta pulpar, en particular cuando el espesor de dentina es menor a 1mm. La irritación pulpar se debería a un mal diagnóstico pulpar, asociado a un procedimiento clínico descuidado (deseccación, contaminación bacteriana) más que al material por sí sólo. En el caso de las resinas de cementación la biocompatibilidad esta en directa relación al grado de conversión de los monómeros durante el proceso de polimerización, por tal motivo debe preferirse cementsos de autocurado o duales a los de fotocurado, que no logran polimerizar de buena forma bajo restauraciones estéticas de más de 2mm de espesor ^{5,10}.

Propiedades antibacterianas. Los cementsos de fosfato de cinc y los CIV parecen ser más capaces de limitar el metabolismo bacteriano en las grietas marginales que las resinas de cementación.

Si bien las propiedades bactericidas o bacteriostáticas de ciertos agentes de cementación son evidentes, lamentablemente éstas decrecen rápido en el tiempo. Más importante parece ser la capacidad de respuesta pulpar, como el espesor de dentina remanente ⁵.

Investigadores han incorporado antimicrobianos efectivos in vitro, aunque los beneficios de estas formulaciones no han sido probadas clínicamente ¹⁸.

Propiedades anticariogénicas. Si se incorpora flúor a la formulación se lograría un efecto anticariogénico, debido a la liberación de fluoruros desde el biomaterial, razón por la cual los CIV han sido ampliamente usados. Este aspecto adquiere relevancia en aquellos pacientes de alto riesgo cariogénico. A pesar de lo anterior, todavía se duda del beneficio real. Helvatjoglu y col. ¹², afirman que el patrón de liberación de flúor es similar para todos los materiales, sin embargo la cantidad es mayor para los CIV y los compómeros que las resinas compuestas. También sostienen que esta cantidad depende del área de superficie expuesta del biomaterial, lo que pone en duda el efecto real que una delgada capa de cemento pueda producir en los tejidos dentarios contiguos.

B.- Requisitos fisicomecánicos.

Grosor de película. Los diversos tipos de cemento requieren distintos espesores para garantizar un óptimo asentamiento. La especificación N° 96 ANSI/ADA establece el espesor de película para cementsos dentales basados en agua (Tabla 11). El espesor está influenciado por variables de manipulación como la temperatura y la proporción P/L. Las resinas presentan un mayor espesor a temperaturas bajas, y lo contrario ocurre con los CIV.

La trituration mecánica produciría una reducción del espesor para los CIV, logrando un beneficio clínico.

Fluidez. Esta propiedad se relaciona directamente con la anterior, ya que si un cemento presenta una mayor fluidez, producirá una restauración cementada con un menor espesor de película. De igual modo, la fluidez/viscosidad del cemento se ve influenciada por variables de manipulación como la temperatura y la proporción P/L y el producto empleado según las necesidades del caso (resinas de alta/baja viscosidad).

Los cementsos de resina se muestran más viscosos que los CIV y el fosfato, lo que se traduce en mayores espesores de película en las restauraciones o en una dificultad para

asentarlas en las preparaciones. Esto se puede facilitar con el empleo de resinas de cementación que emplean ultrasonido.

Resistencia compresiva. La especificación ANSI/ADA N° 96 para los cementos basados en agua, muestra una R compresiva mínima de 70 MPa a las 24 hrs (Tabla 11). La R compresiva de los CIV continúa aumentando durante varias semanas hasta los 200 MPa. Los cementos de resina con relleno son los que exhiben los mayores valores de R compresiva y otras propiedades como R flexural, R tensil diametral, Módulo de elasticidad, R a la fractura y dureza.

Algunas investigaciones muestran que las propiedades mecánicas pueden ser aumentadas cambiando la composición de los agentes cementantes como la adición de ácido fítico al fosfato de cinc, monómeros de ácido amino N-acryloyl sustituido a los CIV o fibras resinosas a las resinas de cementado, por ejemplo ¹⁸.

Tabla 11

Cemento	máximo espesor de película (µm)	tiempo de fraguado (min)	mínima R compresiva (MPa)	máxima erosión ácida (mm/h)	máxima solubilidad ácida (mg/kg)
Fosfato de cinc	25	2.5-8	70	0.1	2/100
CIV	25	2.5-8	70	0.05	2/100

Especificación N° 96 ANSI/ADA para cementos dentales basados en agua (Rosenstiel) ¹⁸.

Resistencia traccional. La adhesión se considera como el principal factor en la reducción del fenómeno de microinfiltración. Las resinas de cementación adhesivas han demostrado una mayor retención cuando se comparan a los cementos tradicionales o resinas sin empleo de adhesivos. Tanto los CIV modificados con resina como las resinas de cementación sufren contracción de polimerización, pudiendo ocurrir estrés durante el asentamiento del material o la ruptura de la unión entre las superficies cementadas, ocasionando infiltración de fluidos orales, bacterias y la consiguiente sensibilidad posoperatoria. Knobloch y col ¹³, encontraron los mayores valores promedios de R a la fractura para Enforce y C&B Metabond, en comparación a CIV modificados con resina a las 24 hrs, aunque estos valores se estrecharon a los 7 días, debido a que disminuyeron en los cementos de resina y aumentaron en los CIV modificados con resina. Para los dos períodos de control, ambos cementos fueron muy superiores a Ketac-Cem capsulado.

Estabilidad dimensional. Un problema asociado a las resinas de cementación es la contracción de polimerización, lo cual se puede traducir en brechas marginales. Los compómeros y los CIV en mayor grado exhiben una expansión, debido a la sorción acuosa en el tiempo.

Cattani L. y otros encontraron que los CIV tienen una deformación en el tiempo (creep) de 0.6 a 2.0%, valores superiores al cemento de policarboxilato que se usó como control. Los valores de creep para las resinas compuestas son similares a los CIV (de restauración), y superior al cemento de fosfato de cinc ¹⁸.

Algunos cementos se ven afectados por los cambios de temperatura (coef. de variación térmico lineal). Esto puede ser de importancia clínica, pues los fabricantes efectúan las pruebas a temperatura ambiente (23°C) y debemos considerar que los materiales funcionarán a más de 37°C.

Resistencia al desgaste. Esta propiedad sólo parece ser importante en restauraciones que no presentan un buen ajuste marginal y por tal motivo obligan a usar cementos en base a resinas. El desgaste oclusal es proporcional al espacio entre restauración y superficie dentaria, por lo tanto es importante minimizar este espacio a través de un buen ajuste ⁹.

Los cementos de resina que presentan mayores valores de resistencia al desgaste son aquellos con microrelleno. El sellado posterior a la cementación con una resina adhesiva disminuiría el desgaste de la restauración y el cemento, por la penetración en las microgrietas de estos biomateriales ⁹.

Aislación térmica y eléctrica. Esto es importante en preparaciones de dientes vitales y cuando se emplean restauraciones metálicas. En este sentido el mejor aislante es un buen espesor de dentina remanente, aunque los cementos empleados en este tipo de restauraciones cumplen con ambos requisitos, pareciera que sólo tienen utilidad en la aislación eléctrica dado el mínimo espesor de agente cementante empleado que poco o nada contribuiría a la aislación térmica.

C.- Requisitos químicos

Solubilidad y desintegración. La solubilidad frente a los fluidos debería ser baja o nula, pues los cementos están continuamente expuestos a una variedad de ácidos, como los subproductos derivados de la degradación de los alimentos por parte de los microorganismos y las continuas variaciones de pH y temperatura en el medio bucal.

Los cementos tradicionales basados en agua, presentan los mayores valores de solubilidad y su éxito clínico depende de un excelente ajuste entre restauración y preparación dentaria.

Las resinas de cementación son consideradas insolubles en los fluidos orales, mientras que los CIV presentan una elevada solubilidad inicial y debido a esto deben ser protegidos durante su endurecimiento, esto no es necesario en los CIV modificados con resina.

La proporción P/L tiene una influencia muy directa en la solubilidad de los cementos tradicionales, es así que cuando esta proporción disminuye, aumenta la solubilidad.

pH. Los cementos tradicionales recién mezclados, presentan un bajo pH, cercano a 2 lo cual implica un riesgo de daño pulpar, sin embargo este pH se eleva por sobre los 4 en la primera hora y por sobre los 5.5 a las 24 hrs. Una mezcla "delgada" de fosfato de cinc produce pH más ácido y por largo tiempo. En los cementos de vidrio ionómero esta recuperación es más rápida ¹⁷.

Liberación de flúor. Véase propiedades anticariogénicas.

D.- Radioopacidad.

Es una propiedad que debiera buscarse en todo cemento, pues de este modo el clínico puede controlar radiográficamente el asentamiento correcto de las restauraciones a través de la línea de cementación, y además observar caries recurrente o excesos marginales de cemento. Los cementos los podemos clasificar de acuerdo a este criterio en radioopacos y radiolúcidos.

E.- Estética.

Este aspecto es de vital importancia en restauraciones de cerámica sin metal y polímeros de vidrio, debido a la translucidez que estos materiales presentan. Para la solución de este problema, están disponibles resinas de cementación en distintos colores y opacidades, los cuales se pueden ensayar con sus correspondientes pastas de prueba hidrosolubles (Try-in) para asegurar un mejor resultado.

Otro factor a considerar es la estabilidad de color a través del tiempo, ya que las resinas de autocurado y las duales incorporan en su composición un acelerador amina que podría llevar a una decoloración a través del tiempo, y por lo tanto este tipo de cementos no debiera usarse para fijar restauraciones translúcidas. En estos casos debe emplearse un cemento de resina de fotocurado.

Los cementos pueden ser catalogados de acuerdo a este criterio en:

- Translúcidos
- Opacos
- Transparentes

F.- De manipulación y otros.

Estos requisitos consisten en tiempos de trabajo y endurecimiento adecuados para su aplicación clínica. Los tiempos de trabajo deben ser largos y los tiempos de endurecimiento, luego de asentada la restauración deben ser cortos. En este aspecto el cemento de fosfato de cinc y los cementos de resina foto/duales aventajan al resto.

La técnica de manipulación y aplicación deben ser lo más sencilla posible. Los cementos tradicionales cumplen con esta condición, en cambio la aplicación de los cementos en base a resinas compuestas parecen ser muy sensibles a la técnica con múltiples pasos clínicos.

La viscosidad requerida en la mayor parte de los casos es baja, aunque podría necesitarse de cementos más viscosos en ocasiones especiales (carillas, onlays muy expulsivos). Los restos de cementos deben ser fáciles de retirar de los instrumentos antes de endurecer y fáciles de retirar del diente y restauración una vez endurecidos. Los restos de cementos resinosos y de compómero deben ser retirados antes de endurecer, por la dificultad de hacerlo si endurecen antes.

Por último un cemento debiera ser de un costo no muy elevado y presentar condiciones de almacenamiento factibles.

En la tabla 12 se comparan algunas propiedades de los agentes de fijación más usados.

Tabla 12

Propiedad	Material ideal	Fosfato de cinc	CIV	CIV modif. con resina	Resinas compuestas	Resinas adhesivas
Espesor de película (um)	bajo	<25	<25	>25	>25	>25
T. de trabajo (min)	largo	1.5-5	2-3.5	2-4	3-10	0.5-5
T. de fraguado (min)	corto	5-14	6-9	2	3-7	1-15
R compresiva (MPa)	alta	62-101	122-162	40-141	194-200	179-255
Módulo elástico (GPa)	Dentina: 13.7 Esmalte: 84 a 130	13.2	11.2	nt	17	4.5-9.8
Irritación pulpar	baja	moderada	alta	alta	alta	alta
Solubilidad	muy baja	alta	baja	muy baja	muy baja	muy baja
Microinfiltración	muy baja	alta	baja-muy alta	muy baja	alta-muy alta	muy baja
Remoción de excesos	fácil	fácil	media	media	media	difícil
Retención	alta	moderada	mod-alta	nt	moderada	alta

nt: no testeado; Rosenstiel ¹⁸.

4.6 Criterios de selección

I.- Selección del material restaurador

A la hora de optar por un material de restauración determinado, lo primero que se debe considerar es si éste cumple con los requerimientos fisicomecánicos a los cuales será exigido. Esto podría descartar el uso de porcelanas en el sector posterior en pacientes con bruxismo y optar por una aleación metálica.

Se debe considerar si el material cumple con los requerimientos biológicos que requiera cada paciente, es así que se puede dar el caso de pacientes que presenten reacciones alérgicas a ciertas aleaciones metálicas. Pacientes que sean catalogados de alto riesgo cariogénico pueden contraindicar el uso de materiales ététicos, ya que éstos requieren un buen control de placa por parte del paciente, de lo contrario se puede presentar recidivas tempranas de caries o pigmentación en la superficie. Las porcelanas se consideran muy biocompatibles, en especial con el periodonto de protección, mientras que las resinas compuestas son las más deficientes en este sentido.

En preparaciones subgingivales, en donde los procedimientos de adhesión se ven dificultados podría estar contraindicado el uso de materiales que requieran de este tipo de adhesión, se tendrá que optar entonces por un material que pueda ser fijado con un cemento tradicional.

Se tendrá que prestar atención a pacientes que solicitan tratamientos en base a materiales estéticos. Afortunadamente hoy disponemos de una amplia gama de este tipo de

materiales, incluso materiales muy resistentes que se pueden cementar con cementos tradicionales en casos donde la cementación adhesiva se vea impedida.

Por último se debe tener en cuenta factores tales como costo y aquellos que se relacionan con las preferencias de cada clínico en particular.

II.- Selección del agente cementante

Los mismos factores involucrados en la selección del material restaurador pueden ser considerados a la hora de seleccionar el agente de fijación (requerimientos fisicomecánicos, químicos, biológicos, costo, propios del operador).

Debe considerarse además la compatibilidad entre cemento-material restaurador, es decir la selección de un material restaurador "obliga" en algunas oportunidades a optar entre un número reducido de cementos, o bien a realizar un tratamiento de superficie interna específico, como el estañado interno de aleaciones de oro por citar alguno.

También será necesario considerar los requerimientos del sustrato a adherir o de la preparación dentaria, es así como preparaciones muy expulsivas, obligan al uso de resinas de cementación con sus sistemas adhesivos correspondientes.

Finalmente es necesario tener en cuenta las variables de manipulación y aplicación clínica que cada cemento exige. Los cementos de resina son muy sensibles a la técnica, por lo que, tanto el clínico como su asistente deben dominar su aplicación clínica y manipulación respectivamente, para asegurar el éxito en el empleo de este tipo de biomateriales.

En la tabla 13 se detalla la selección del tipo de cemento, de acuerdo al biomaterial utilizado en restauraciones libres de metal y el tratamiento de la superficie interna⁵. Aunque este autor aconseja el arenado interno de porcelanas, es conveniente hacer notar que el grabado con ácido fluorhídrico es el procedimiento estándar para mejorar el aspecto mecánico de adhesión en porcelanas dentales, complementado con el componente químico (silanizado), ya que el arenado implica un riesgo de microfractura en los bordes de la restauración.

Situación similar sucede con el arenado de restauraciones de resina, ya que este procedimiento lleva a la incrustación de partículas metálicas, que posteriormente conducen a una pigmentación marginal (oxidación). Por tal motivo el tratamiento interno de estas restauraciones, consiste en un asperezado con piedra de diamante de grano regular, seguido de la aplicación de silano y posteriormente el adhesivo compatible con el cemento a utilizar.

Tabla 13

Material restaurador	Fosfato de cinc	CIV	CIV con resina	Compómero	Resina	Trat. de superficie		
						1	2	3
Porcelana tradicional	NO	NO	NO	NO	DUAL	SI	SI	SI
Cerec	NO	NO	NO	N/D	DUAL	SI	NO	NO
Empress	NO	NO	NO	N/D	DUAL	SI	SI	SI
Resinas/Cerómeros	NO	NO	NO	SI	DUAL	SI	NO	SI

N/D. No se dispone de resultados clínicos.

1. Arenado con Óxido de Aluminio de 50 um, 1 Bar de presión.
2. Ataque con ácido fluorhídrico de 7 a 10%.
3. Silanización.

4.7 Procedimientos generales en la cementación de incrustaciones

I.- Selección del biomaterial cementante y su sistema adhesivo.

Este tema se discutió en la sección anterior, sin embargo debe recalcar que el sistema adhesivo a emplear, idealmente es el que incluya el agente de cementación (misma marca), aunque puede utilizarse otro sistema adhesivo que sea compatible, es decir que tenga una composición química similar al original.

II.- Maniobras previas.

Antes de proceder a la cementación de la restauración, debemos asegurarnos de que nuestro paciente no presente molestias en el diente a restaurar. Luego debemos preocuparnos de verificar la calidad y ajuste de la restauración, tanto en el modelo de trabajo como en boca. A continuación se enumeran los pasos a seguir:

1. Consulta de sintomatología al paciente.
2. Chequeo de la restauración en modelo de trabajo.
3. Anestesia de ser necesario.
4. Retiro de los cementos e incrustaciones temporales.
5. Elección del color del cemento.
6. Pruebas de ajuste y contactos proximales de la incrustación.
7. Pruebas de oclusión (sólo en las metálicas y en las de composites).
8. Limpieza y tratamiento de las incrustaciones ya probadas.

III.- Procedimientos clínicos de cementación.

1. Limpieza cavitaria y desinfección cavitaria.
2. Aislamiento de la superficie externa de la incrustación para evitar adhesión de los cementos.
3. Aislamiento/manejo de tejidos.
4. Aplicación de sistemas adhesivos.
5. Manipulación y aplicación del cemento.
6. Inserción de la restauración.
7. Polimerización (auto - foto - dual).
8. Retiro de excesos y acabado.

IV.- Maniobras finales.

- Control de oclusión y pulido.
- Rebonding.
- Fluorización.
- Controles: clínicos y radiográficos.

4.8 Mantención de restauraciones cementadas

Es una acción clínica un tanto descuidada por el clínico y es una responsabilidad compartida entre el profesional, que debe programar los controles a corto, mediano y largo plazo, y el paciente que debe acudir a estas citas y seguir las indicaciones que aquí se le sugieren. La mantención de las restauraciones cementadas es un factor muy importante en la longevidad de éstas. Como en todo tipo de rehabilitación, una higiene oral descuidada puede hacer fracasar hasta la mejor odontología.

Debe utilizarse con mucho cuidado aparatos de limpieza manual, subsónica y ultrasónica alrededor de este tipo de restauraciones. Debe evitarse el empleo de pulidores por aire abrasivo, ya que se puede producir daño marginal o en la superficie de las restauraciones. Una superficie pigmentada puede removerse con escobillas y pasta profiláctica. El flúor gel acidulado no debe emplearse en presencia de restauraciones cerámicas, debido a su capacidad de grabar la porcelana.

En el caso de restauraciones estéticas el paciente debe ser advertido que los alimentos y bebidas con un alto potencial de pigmentar, tales como el café, el té y otros podrían pigmentar los márgenes. Para restauraciones totalmente cerámicas el paciente debe conocer el potencial de fractura de éstas y evitar conductas o malos hábitos, tales como, masticar hielo, onicofagia, destapar botellas, etc. ¹⁹

5. CONCLUSIONES

Ninguna etapa en la confección de restauraciones indirectas debe ser considerada de menor relevancia, ya que cualquier descuido conduce al fracaso clínico.

El clínico de hoy debe estar al tanto de las propiedades que debe cumplir un determinado material restaurador para evaluar si se ajusta a los requerimientos de cada situación clínica.

El éxito clínico a largo plazo, depende en gran medida de la correcta selección del material restaurador, como de su agente de fijación.

La Odontología moderna, proporciona al clínico una amplia gama de recursos para facilitar y optimizar su labor. Es nuestra responsabilidad ética estar al tanto de los continuos avances, de modo de ofrecer un mejor servicio a nuestros pacientes.

6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Anderson. "Materiales de aplicación dental". Edición original, 1988. Ed. Salvat, Barcelona.
2. Barafieri. "Restauraciones estéticas con resinas en dientes posteriores". 1ª Edición, 2001. Ed. Artes médicas-latinoamérica.
3. Barrancos Mooney J. Operatoria Dental. 3ª Edición, Enero de 1999, Ed. Panamericana, Buenos Aires.
4. Blatz M. "Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations". Quint. Int. 2002, 33: 415-426.
5. Bottino M. A. "Estética en Rehabilitación Oral Metal Free". Ed. Artes Médicas Ltda. Sao Paulo, 1ª Edición, 2001.
6. Cobb D. S. et al. "Metal Surface Treatment: Characterization and Effect on Composite-to-Metal Bond Strength. Operative Dentistry 2000, 25: 427-433.
7. Craig. "Materiales Dentales, propiedades y manipulación". 6ª Ed., España, 1999. Ed. Mosby.
8. Diaz-Arnold A. et al. "Current status of luting agents for fixed prosthodontics". J. Prosthetic Dent. 1999, 81: 135-141.
9. Dietschi-Spreafico. Restauraciones adhesivas no metálicas. Ed Masson S.A., España, 1998.
10. El-mowafy O. M. et al. "Hardening of New Resin Cements Cured through a Ceramic Inlay". Quint. Int. 1999, 24: 28-44.
11. Ferrari M. et al. "Bond Strength of a Porcelain Material to Different Abutment Substrates". Operative Dentistry 2000, 25: 299-305.
12. Helvatjoglu M. A. "Fluoride release from restorative materials and a luting cement". J. Prosthetic Dent. 2001, 86: 156-164.
13. Knobloch L. A. et al. "Fracture toughness of resin-based luting cements". J. Prosthetic Dent. 200, 83: 204-209.
14. Macchi L. R. Materiales Dentales, Ed Panamericana, Buenos Aires, 3ª Edición, Agosto del 2000.
15. Operatoria Dental y Biomateriales 2000, "Resúmenes de cursos y conferencias". Lima, Perú. 1ª Edición, Marzo del 2000.
16. Peutzfeldt A. "Indirect Resin and Ceramic Systems". Operative Dentistry 2001, Supplement 6: 153-176.
17. Phillips. "Ciencia de los materiales dentales". 10ª Edición, 1998. Ed. Mc Graw-Hill-Interamericana.
18. Rosenstiel S. F. et al. "Dental luting agents: A review of the current literature". J. Prosthetic Dent. 1998, 80: 280-301.
19. Schwartz R. S. Fundamentos en Odontología Operatoria. Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A., Venezuela 1999.
20. Steenbecker O. "Factores físico-mecánicos y adhesión". 3ª Ed. Abril de 1998.
21. Vieira G. F. Restauraciones Estéticas Indirectas en Dientes Posteriores Inlay/Onlay. Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A., Venezuela 1ª Ed. 1996.
22. Yap A. UJ. et al. "Influence of Eugenol-Containing Temporary Restorations on Bond Strength of Composite to Dentin". Operative Dentistry 2001, 26: 556-561.
23. Young H. M. et al. "Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials". J. Prosthetic Dent. 2001, 85: 129-132.
24. Zuelling-Singer R. y Bryant R. W. "Evaluación a 3 años de inlays cerámicos fabricados por ordenador: influencia del agente cementante". Quint. Int. 1998, 29: 573-582.