



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ELABORACIÓN DE INCRUSTACIONES ESTÉTICAS
PARA DIENTES POSTERIORES COMPARANDO
COMPOSITES VS CERÓMEROS.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

EDUARDO GALVÁN RUIZ

TUTOR: C.D. SERGIO GÓMEZ CARRILLO

ASESOR: C.D. RODRIGO DANIEL HERNANDEZ MEDINA



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

DEDICATORIAS

Al inefable esfuerzo de mi Padre por convertirse en la plataforma más sólida de mi desarrollo académico, motor constante de visiones propias para mi evolución profesional. A quien reconozco además mi admiración más grande del esfuerzo cotidiano y trabajo constante a lo largo de su vida.

A mi Madre quien a partir de su muestra diaria de amor incalculable me ha impulsado al mejor actuar hacia mí y a mi prójimo humano. Reconozco en ella mis acciones más honestas y desinteresadas de los días comunes, y debo aunado el valor conjunto de trato humano que me es posible ofrecer a la sociedad a través de mi profesión.

A mi Hermana por el apoyo físico y de ánimo que fue igualmente significativo para el término de éste proyecto de vida.

ELABORACIÓN DE INCRUSTACIONES ESTÉTICAS PARA DIENTES POSTERIORES COMPARANDO COMPOSITOS VS CERÓMEROS.

ÍNDICE

Propósito	
Objetivos	
Introducción	7

Capítulo 1: **REQUISITOS PARA UNA REHABILITACIÓN DENTAL POR MEDIO DE INCRUSTACIONES**

1. CONSIDERACIONES FÍSICAS PARA LOS MATERIALES DE RESTAURACIÓN	10
1.1 Propiedades mecánicas	11
1.1.2 Fuerza compresiva sobre un cuerpo	12
Módulo de elasticidad	12
Limite proporcional	13
Modulo Elástico	13
Deformación permanente	13
Limite Elástico	13
Resiliencia	14
Módulo de Resiliencia	14
Límite de ruptura	14
1.1.3 Resistencia a la compresión y a la tracción	14
1.1.4 Módulo de elasticidad	15
1.2 Fuerza de masticación	15
1.2.1 Fuerza de masticación máxima anatómica	16
1.2.2 Fuerza de masticación máxima funcional	17
1.3 Propiedades físicas	17
1.3.1 Variación dimensional térmica	17
1.3.2 Conductividad térmica	18

1.3.3 Sorción acuosa	18
1.3.4 Estabilidad de color	19
1.3.5 Radiopacidad	19
1.3.6 Contracción de polimerización	19

Capítulo 2: **COMPOSITES**

2.1 Historia	21
2.2 Definición	22
2.3 Composición	23
2.4 Clasificación	26
2.4.1 Matriz resinosa	28
2.4.2 Partículas de relleno	29
2.4.3 Agente de conexión o acoplamiento	30
2.5 Aplicación de composites en la elaboración de incrustaciones	
Estéticas	32
2.5.1 Indicaciones	34
2.5.2 Contraindicaciones	34
2.5.3 Ventajas	34
2.5.4 Desventajas	35
2.5.5 Polimerización del material	35
2.6 Marcas comerciales de composites para indicación indirecta	36
2.6.1 Resina nanohibrida filtek z250 xt	37
2.6.2 Resina nanohibrida TPH3	38
2.6.3 Resina microhibrida filtek z250	38
2.6.4 Resina microhibrida TPH Spectrum	39

Capítulo 3: **CERÓMEROS**

3.1 Definición	40
3.2 Historia	40

3.3 Composición	41
3.4 Marcas comerciales para la elaboración de incrustaciones	
Estéticas	41
3.4.1 Artglass	41
3.4.2 BelleGlass NG	42
3.4.3 Cristobal +	43
3.4.4 Sinphony	43
3.4.5 Targis Vectris	44
3.4.6 Tescera ATL	45

Capítulo 4: **ANÁLISIS COMPARATIVO COMPOSITES VS CERÓMEROS**

Propiedades físicas	47
Análisis de resistencia a la compresión	
en composites	48
1. CONCLUSIONES	50
2. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	52

PROPÓSITOS.

Demostrar que la sustitución del cerómero para la elaboración de incrustaciones estéticas, por el uso de un composite de microrelleno es una alternativa confiable en su totalidad bajo las consideraciones de las propiedades del material para realizar las restauraciones indirectas dentro del consultorio reduciendo el costo y tiempo entre consultas.

OBJETIVOS.

Identificar los avances y evolución en la composición de un composite, mostrando la estrecha relación existente con los cerómeros.

Fundamentar que las características de los materiales composites son confiables para soportar las condiciones a las que se expone un material colocado en cavidades Clase II compuestas o complejas.

Comparar las técnicas de trabajo y manipulación de ambos materiales para la elaboración de incrustaciones estéticas con el objetivo de identificar cuál presenta mayor dificultad, tiempo invertido y costo para la misma finalidad.

Presentar ventajas y desventajas de cada material en la aplicación de elaboración de incrustaciones estéticas.

Concluir, si existe o no, una ventaja significativa en la selección de un composite para elaborar incrustaciones estéticas.

INTRODUCCIÓN.

En la actualidad existe una importante solicitud de estética en los materiales de restauración dental por parte de los pacientes, es por ello indispensable el conocimiento profundo por parte del odontólogo de las características, usos y aplicaciones de estos materiales, así como sus capacidades o limitaciones de cada uno para ofrecer una solución a estas demandas.

El presente trabajo dirige su objeto de estudio a dos alternativas de materiales para la elaboración de incrustaciones estéticas: composites y cerómeros.

En la actualidad se considera a los cerómeros como material de primera elección para la elaboración de este tipo de restauraciones, dejando de lado la relación existente de éstos con los composites (también llamados resinas compuestas), y la evolución en las propiedades mecánicas que estos materiales han desarrollado con el paso del tiempo teniendo la capacidad de ser igualmente utilizados para restauraciones directas como indirectas. Por lo tanto éste trabajo se realiza pretendiendo mostrar las bases y fundamentos científicos tomados de una revisión bibliográfica para respaldar la confianza de utilizar indistintamente un composite para esta finalidad, el cual puede ser manipulado por el odontólogo en el consultorio sin necesidad de recurrir a un cerómero con necesidades más complejas de polimerización y técnicas de trabajo.

La dirección de este trabajo es para llegar a concluir un argumento sólido sobre el uso confiable o no de los materiales composites en sustitución de un cerómero, esto será a partir del desglose de características y propiedades de cada material, continuando con el análisis se contemplará la metodología de elaboración con cada uno de ellos para la finalidad aplicada a la fabricación de incrustaciones estéticas, se evaluarán las consideraciones externas a las cuales se ve sometida una restauración de éste tipo y que recaen en cada uno de los materiales utilizados, finalmente se realiza un cuadro comparativo que nos permita definir si hay o no

beneficio significativo al seleccionar un composite en este tipo de restauraciones dentales.

El éxito y el fracaso dependerán fundamentalmente de la resistencia y la capacidad del material de soportar las condiciones propias del medio en el que se verá inmerso, es decir, de las características del material. Sumado a este requisito indispensable, deberán considerarse las técnicas de preparación de cavidades, adhesión y la destreza misma del operador.

CAPITULO 1. REQUISITOS PARA UNA REHABILITACIÓN DENTAL POR MEDIO DE INCRUSTACIONES.

Para determinar si un material cumple o no con las propiedades necesarias para una finalidad específica, inicialmente deberemos exponer y delimitar cuáles son esos requerimientos solicitados para el caso, los cuales se ven directamente condicionados con el medio donde se introduce a un material dental.

El enfoque que en el presente trabajo se busca para dos materiales en comparación, es el de la rehabilitación de dientes con amplia destrucción, que excede en características propias de esa pérdida de tejido dental las capacidades para lograr un adecuado sellado marginal entre diente y material de restauración con una técnica de aplicación directa, sin llegar a una destrucción tal que involucre una cantidad de tejido remanente en donde sea indicada la rehabilitación con coronas totales.

Hablamos en estas condiciones de la rehabilitación dental con incrustaciones, las cuales son restauraciones indirectas que se pueden dividir en dos principales grupos: metálicas o estéticas, siendo las segundas las restauraciones sobre las cuales nos interesamos para éste estudio.

Como se ha descrito, lo que en última instancia condiciona las exigencias propias de un material es el medio en el que se verá inmerso, por ello inicialmente conviene identificar cuáles son esas características que presenta el ambiente de aplicación.

Específicamente dirigimos nuestra atención hacia cavidades Clase II compuestas o complejas restauradas con incrustaciones estéticas. Las cavidades Clase II compuestas son aquellas ubicadas en zonas proximales de dientes posteriores que involucran dos caras, siendo complejas si involucran más de dos caras dentales.

La zona propiamente (dientes posteriores) se encuentra íntimamente comprometida con el soporte de cargas de masticación que van de 210 – 400 kg en fuerza masticatoria máxima anatómica y 60 – 100 kg de fuerza

masticatoria máxima funcional¹. El valor mínimo para fuerza de masticación compresiva es de 179 MPa².

Comencemos por distinguir entonces cuales serían las propiedades que en cada material se deben considerar al emplearse en la finalidad buscada de rehabilitación dental para cavidades clase II mediante incrustaciones estéticas.

1. CONSIDERACIONES FÍSICAS PARA LOS MATERIALES DE RESTAURACIÓN.

Reiterando que los materiales utilizados en la cavidad oral no se mantienen estáticos y aislados, sino todo lo contrario, son constantemente expuestos a diversos fenómenos físicos y químicos que deben soportar y mantener bajo control en resistencia a éstos para asegurar un éxito de permanencia bajo las condiciones ante las que se les presenta, éstos materiales deben ser capaces de igualar en resistencia y superar a estos agentes naturales ante los que son expuestos.

A continuación enfocamos éste capítulo a reconocer y analizar cuáles son esas consideraciones que deben ser mediadas por las propiedades de cada uno de los materiales.

Se conoce como propiedades de un material a las características o cualidades que éste presenta, generalmente estas cualidades están ligadas a las estructuras moleculares de cada material por lo que su análisis es importante para conocer cómo reacciona y se comporta ante diversos agentes³. A su vez el reconocimiento de las propiedades de un material nos permitirá con mejores resultados, elegir el material que se adecue y que mejor soporte las condiciones a las que se verá expuesto.

Las zonas dentales posteriores son zonas expuestas a la mayor carga en el proceso de la masticación, de acuerdo a la función por grupos dentales, las correspondientes para premolares y molares suele ser la de trituración del bolo alimenticio.⁴

1.1 PROPIEDADES MECÁNICAS.

Según Dioracy Fonterrada Vieira³, las propiedades mecánicas de los materiales pueden ser estáticas o dinámicas. Estáticas son aquellas que se manifiestan cuando las fuerzas se aplican en forma gradual (p. ej., resistencia a la tracción, a la compresión). Dinámicas son las que se evidencian cuando una fuerza se aplica repentinamente (p. ej., resistencia a la fractura).

Así como la temperatura puede actuar sobre átomos y las moléculas de materiales en estado sólido, modificando la distancia entre ellos sobre la base de la energía térmica y llegando a separarlas cuando se alcanza la temperatura de fusión, también otras formas de energía pueden modificar esta distancia o romper la unión³.

Las fuerzas (energía mecánica) que actúan sobre un material pueden producir este efecto. El análisis de propiedades mecánicas de un material permite conocer las causas por las cuales, ante la acción de una fuerza, un cuerpo se pone en movimiento (cinética y/o dinámica) y del comportamiento de la estructura interna de la materia ante la acción de fuerzas externas. Para que esa modificación interna se produzca deben actuar dos fuerzas opuestas y su acción debe producir una modificación en la posición y en la distancia entre los átomos y las moléculas que exteriormente se traduce en un cambio de forma del cuerpo. Se denomina deformación mecánica o simplemente deformación³.

Ahora bien, en el estado sólido, esos átomos o moléculas tienden a mantener constante la ubicación relativa y la distancia entre ellos, ya que existen fuerzas de cohesión (uniones) que así lo condicionan. Por lo tanto, al producirse la deformación se generan entre ellos fuerzas que se oponen a la acción de la carga. Se dice entonces, que como resultado de la deformación en el material se induce una tensión que se opone a las fuerzas externas. Ella no es nada más que la resultante de las fuerzas internas generadas o inducidas entre los átomos o moléculas que tienden a mantener la posición original.

Si las fuerzas externas son suficientemente grandes, puede superar la tensión máxima posible de inducir, es decir, las fuerzas dadas por las uniones químicas pueden ser superadas mediante energía mecánica. Esto lleva a la ruptura del cuerpo, que no es nada más, que la separación en una determinada zona de los átomos o moléculas que lo componen. La tensión máxima que puede soportar un material se llama **resistencia**.

Aunque parezca repetitivo, no puede dejar de mencionarse que el valor de resistencia está relacionado con las uniones químicas y cuanto más firmes sean éstas, mayor será la resistencia de un material³.

1.1.2 FUERZAS COMPRESIVAS SOBRE UN CUERPO.

Una de las propiedades de interés para el odontólogo al momento de restaurar una zona dental que estará expuesta a fuerzas de masticación como son las restauraciones en Clase II, es la resistencia, propiedad mecánica la cual, según Barceló puede definirse como la oposición que presenta un material a ser modificado por un agente mecánico (carga), físico (electricidad y temperatura) o químico (oxidación)¹.

Dado que la masticación se debe fundamentalmente a cargas compresivas, son muy útiles los datos que nos puede entregar el estudio de la resistencia a la compresión. También resulta muy útil en el estudio de materiales frágiles que no soportan cargas traccionales, como tampoco cargas de corte, como por ejemplo, las amalgamas, los cementos y las cerámicas.

Una carga compresiva aplicada a un cuerpo le provocara tensiones de reacción que, cuando son superadas, harán que este comience primero a deformarse elásticamente, para luego, y aumentada la carga a hacerlo permanentemente hasta que finalmente si la carga es de tal magnitud que vence a la resistencia que del cuerpo le opone como reacción se fracturara o romperá, dado que la tensión que el cuerpo le opuso ha sido superada². Se conoce como **módulo de elasticidad** de un cuerpo o módulo de Young a la deformación con la capacidad de recuperar la forma original al 100%

de un cuerpo ante la exposición a una fuerza constante que no supere la resistencia opuesta por el cuerpo expuesto a la fuerza.

Al punto en donde esa resistencia comienza a llegar a su límite se le denomina **límite proporcional**. Considérese que en éste punto, la recuperación de la forma por parte del objeto sigue siendo de su totalidad.

El módulo de elasticidad se mide en unidades de presión, dado que la deformación no tiene unidad. La unidad de medición más utilizada es el Mega Pascal.

El módulo de Young representa el grado de rigidez o elasticidad de un cuerpo. Mientras más alto sea, más rígido será, o a la inversa, menos elástico.

Bajo la consideración del módulo de elasticidad se da la Ley de Hooke, la cual define que las deformaciones producidas en un cuerpo son proporcionales a las cargas que las produjeron hasta su Límite Proporcional.

Por sobre este límite, el cuerpo ya deja de deformarse proporcionalmente y no se puede calcular el Módulo Elástico.

Si la aplicación de la fuerza compresiva continua actuando en aumento sobre el mismo cuerpo, se producirá una tensión de reacción y el cuerpo seguirá deformándose sin proporcionalidad, y si liberamos al cuerpo de esta carga, no recuperara sus dimensiones originales, es entonces cuando se habla de una **deformación permanente**.

A esta carga que provoca una tensión de reacción que permite al cuerpo recuperarse, se le llama **Límite Elástico**, que definiremos como la tensión máxima que puede soportar un cuerpo sin perder sus propiedades elásticas, aun cuando se haya perdido la proporción entre la deformación y la tensión que la produjo. Su magnitud se mide en unidades de presión (Mega Pascales).

Al aplicar una carga que no supere la tensión interna que puede recuperar las dimensiones originales del cuerpo, vale decir hasta su Límite Elástico, los átomos se moverán a una posición transitoria, oponiendo a ello sus

fuerzas repulsivas, las cuales logran que sus átomos tensionados vuelvan a ocupar sus posiciones originales, al dejar de actuar esta.

Si por debajo del Límite Elástico el cuerpo mantiene la potencialidad de recuperar sus dimensiones originales al dejar de actuar la carga que lo provocó, llamaremos a esta capacidad de recuperación **Resiliencia**. Entonces, podemos definir la Resiliencia de dos formas: la primera, como la resistencia de un cuerpo a la deformación permanente y, la segunda, como la cantidad de energía absorbida por este cuerpo dentro de su Límite Elástico que le permite recuperarse de la carga tensional que le provocó una deformación elástica.

La resiliencia de un material se mide en términos de su **Módulo de Resiliencia**, que es la cantidad de energía acumulada en un cuerpo, cuando una unidad de volumen de material es tensionada hasta su Límite Proporcional.

Si continuamos aplicando presiones por sobre el límite elástico se llegara a un punto en que la deformación producida será de tal magnitud que romperá o fracturara al cuerpo, y habremos llegado a su **límite de ruptura**.

1.1.3 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN Y A LA TRACCIÓN.

Es directamente proporcional a la cantidad de relleno inorgánico presente en la resina compuesta y al grado de polimerización de la matriz. Además, depende del tamaño de las partículas de relleno. Las resinas compuestas híbridas poseen mayor resistencia a la compresión que las de microrelleno debido a que estas últimas no logran incorporar en su masa una alta cantidad de partículas de relleno. A su vez, las resinas compuestas híbridas poseen una mayor resistencia a la compresión que las convencionales (de macrorelleno), debido a que para un mismo porcentaje de relleno, la disminución del tamaño de partícula se traduce en un incremento de la resistencia a la compresión.

A propósito de la resistencia en los composites, Macchi menciona: Un polímero es una molécula de gran tamaño (o macromolécula) y muchas de

ellas forman un material orgánico. El sólido orgánico será tanto más “sólido”, es decir, tendrá propiedades más elevadas, por ejemplo, mecánicas, cuanto mayor sea el número de moléculas que se hayan unido para formar una cadena de polímero, es decir, cuanto mayor sea el peso molecular de cada polímero, ya que así se logrará mayor atracción por fuerza de dipolo entre ellas. Si se desea entonces, un material de elevadas propiedades mecánicas, es necesario lograr un alto *grado de polimerización*³. Se define como grado de polimerización a la cantidad de moléculas de monómero que se han unido para formar las de polímero.

1.1.4 MÓDULO DE ELASTICIDAD.

Expresa la rigidez de un material dado. Para las resinas compuestas depende directamente de la cantidad de relleno y del grado de polimerización de la fase matriz, aumentando exponencialmente con el porcentaje de la fracción volumétrica del relleno. De esta manera, las resinas compuestas de macrorelleno o bien las de composición híbrida al ser más rígidas, soportan mejor las fuerzas de una mordida intensa, mientras que para zonas donde predominan fuerzas de deflexión, como en la zona cervical de una pieza dentaria, funciona mejor una resina compuesta de microrelleno.

1.2 FUERZAS DE MASTICACIÓN.

Cuando los músculos elevadores mandibulares (maseteros, temporales y pterigoideos internos) se contraen isométricamente, se genera una fuerza intermaxilar que se denomina fuerza masticatoria, corresponde entonces a una fuerza generada entre ambas arcadas dentarias o entre ambos maxilares⁵.

El valor de ésta fuerza está sujeto a múltiples factores como el sexo, la edad, tipo de alimentación, el grupo dentario, posiciones mandibulares en plano sagital y horizontal, el estado de salud de la dentición, disfunciones

del sistema estomatognatico y las características esqueléticas craneofaciales. Por tal motivo se vuelve imposible estandarizar un mismo valor de fuerza de masticación para todas las personas, sin embargo se han realizado estudios intentando promediar estos valores que nos den la posibilidad de realizar los análisis correspondientes sobre carga y resistencia necesarios para la selección de los materiales dentales adecuados para cada caso.

Las primeras mediciones conocidas datan del año 1681, en el que un anatomista llamado Borelli colocó una cuerda con pesas suspendidas a nivel de la zona de molares inferiores y midió el máximo de peso que puede ser vencido por el cierre mandibular. Los registros que documentó fueron del orden de 250 kg, altos debido a que no solamente actuaban los músculos elevadores mandibulares sino también los cervicales.

Hoy en día es posible medir la fuerza masticatoria por medio de una técnica de registro intraoral a través de transductores de tensión ubicados ya sea en dientes naturales o en dientes artificiales sobre rieles metálicos fijados al maxilar y mandíbula utilizando dispositivos denominados gnatomómetros, o bien mediante una técnica de registro extraoral.

Las fuerzas de masticación se dividen en: fuerzas de masticación máxima anatómica y fuerza de masticación máxima funcional

1.2.1 FUERZA DE MASTICACIÓN MÁXIMA ANATÓMICA.

Correspondería a la potencia contráctil máxima de los músculos elevadores mandibulares, se calcula en base a una relación entre la fuerza desarrollada por un músculo esquelético/ unidad de área transversal muscular.

Gysi y Fick en base a datos fisiológicos determinan que 1 cm de área transversal muscular desarrolla entre 5 a 12 kg de fuerza, calcularon la fuerza masticatoria máxima anatómica entre 210 hasta los 400 kg.

1.2.2 FUERZA DE MASTICACIÓN MÁXIMA FUNCIONAL.

Corresponde a la fuerza medida entre ambas arcadas dentarias mediante un transductor de tensión, durante la contracción máxima voluntaria de los músculos elevadores mandibulares. Los valores de ésta van de los 60-70 kg.

La fuerza masticatoria máxima funcional representa solamente una fracción de la fuerza masticatoria máxima anatómica y no depende únicamente de la potencia muscular elevadora sino que también de los mecanismos neuromusculares que la regulan (mecanismos propioceptores)⁵.

1.3.1 VARIACIÓN DIMENSIONAL TÉRMICA.

Se llama así al cambio de dimensión de un material cuando su temperatura varía. Lo que requiere es que el coeficiente del material restaurador sea lo más similar posible al de los tejidos dentarios. En caso de no ser así, al producirse una variación brusca de la temperatura intrabucal (por ejemplo, al comer un helado) el material restaurador se contraerá más que el diente, generando una tensión que puede producir una separación a nivel de interface diente-restauración con la consiguiente penetración de los fluidos bucales en este espacio. Al normalizarse la temperatura intraoral la restauración vuelve a su volumen original, expulsando de la interface los fluidos que previamente se habían infiltrado. Esto al repetirse en el tiempo, genera un bombeo con aspiración y expulsión de fluidos y materia orgánica al interior de la interface diente-restauración. Este fenómeno se denomina percolación y puede traer como consecuencia recidivas de caries e irritación pulpar. Cabe destacar que este fenómeno de percolación siempre está presente en mayor o menor medida dependiendo de la similitud de los coeficientes de variación dimensional térmica del diente y del material de restauración.

1.3.2 CONDUCTIVIDAD TÉRMICA.

La conductividad térmica de una sustancia es la cantidad de calor, en calorías o joules por segundo, que pasan a través de un cuerpo de 1 cm. de espesor con una sección de 1cm^2 ¹³. La matriz orgánica de la resina compuesta y el relleno inorgánico son malos conductores térmicos, por lo tanto, ante cambios térmicos pasajeros la restauración no cambiará de temperatura tan rápidamente como la estructura dentaria. Sin embargo, se puede apreciar que los sistemas convencionales poseen una conductividad térmica tres veces más alta que los sistemas de microrelleno, debido a la mayor conductividad del cuarzo que éstas poseen, y a la mayor probabilidad de contacto partícula – partícula que existe al utilizar rellenos de mayor tamaño.

1.3.3 SORCIÓN ACUOSA.

Se define como la cantidad de agua absorbida sobre la superficie de un material y la absorbida al interior del mismo. Para las resinas compuestas la presencia de sorción acuosa se traduce clínicamente en una expansión higroscópica, la cual podemos minimizar en la medida que el monómero de la resina compuesta sea de mayor peso molecular. Debe existir además, una buena adhesión entre la fase matriz y la fase dispersa mediante el agente de unión, ya que si ésta se encuentra deteriorada, aumenta la porción acuosa y por ende su expansión higroscópica.

1.3.4 ESTABILIDAD DE COLOR.

Las resinas compuestas sufren alteraciones de color debido a manchas superficiales y decoloración interna. Las manchas superficiales están relacionadas con la penetración de colorantes provenientes principalmente de alimentos y cigarrillo, que pigmentan la resina. La decoloración interna ocurre como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como las aminas terciarias. Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.

1.3.4 RADIOPACIDAD.

Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales permiten interpretar con mayor facilidad a través de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración.

1.3.6 CONTRACCION DE POLIMERIZACION.

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración. Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm. (Distancia de unión secundaria), al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm (distancia de unión covalente). Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción volumétrica del material. La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en

la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias.

CAPÍTULO 2: COMPOSITES.

Una vez expuestas las condiciones y fenómenos físicos a los que se somete una restauración que se estudia en éste análisis, toca el turno de exponer por separado cuáles son las características de cada material, para evaluar en que medida están cumpliendo dichas necesidades

2.1 HISTORIA.

Los primeros materiales restauradores estéticos utilizados se basaron en los cementos de silicato. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido fosfórico con partículas de vidrio.

A pesar de ofrecer una alta estética, presentaban algunos defectos como la alta solubilidad en el medio bucal y un alto grado de irritación pulpar.

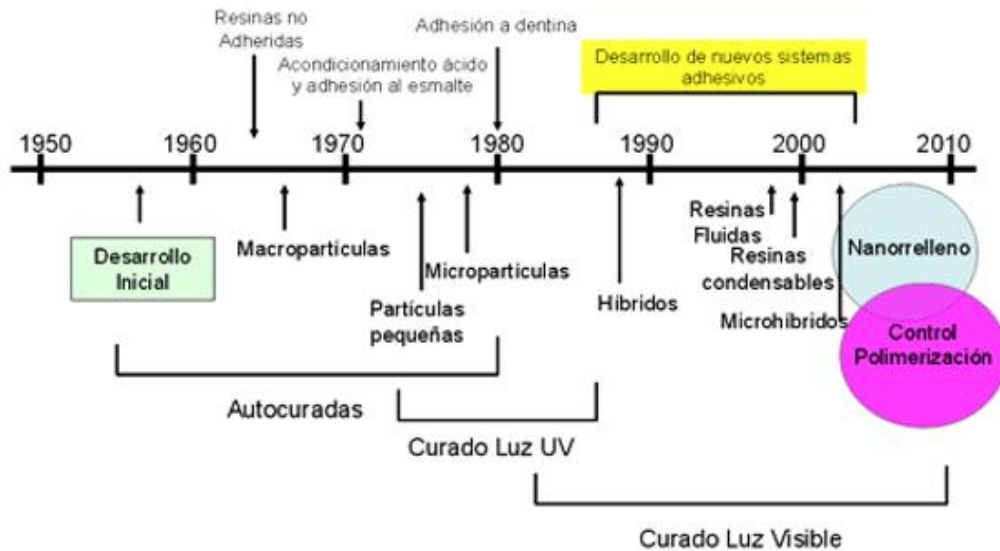
Estos problemas condujeron al desarrollo de los sistemas acrílicos sin relleno (un copolímero basado en el polimetacrilato de metilo), sin embargo, éstos poseían un alto grado de contracción de polimerización y coeficientes de variación dimensional térmica diez veces mayor que el de las estructuras dentarias, trayendo como consecuencia filtraciones marginales y percolación.

Las resinas acrílicas presentaban además una baja resistencia mecánica, inestabilidad de color y una gran generación de calor al polimerizar. A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y tenían bajo costo. Lamentablemente, estas resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia mucha filtración marginal.

La patente de la resina compuesta data del año 1962. Fue Ralph Bowen quien reforzó un polímero con partículas inorgánicas⁶. La resina de Bowen recibió tres importantes mejorías en lo referente a: 1) Su resistencia al desgaste 2) Su estética y 3) su grado de conversión monómero/polímero⁶.

Desde entonces éstos materiales han ido evolucionando gracias a la investigación bajo el propósito de lograr mejores propiedades.

A continuación se presenta el flujo de sus avances a través del tiempo. Fig1³.



2.2 DEFINICIÓN.

Los composites o también llamados resinas compuestas son materiales de uso común odontológico que ha ganado popularidad en los últimos años dada su capacidad de imitación estética con el remanente dental al momento de restaurar con estos materiales, son compuestos de una fase orgánica y una inorgánica de relleno unidas por un agente para esta finalidad que le confiere las características necesarias para su utilización en la rehabilitación dental.

Ralph L Bowen desarrolló una molécula orgánica polimérica que tiene menores cambios dimensionales llamada Bisfenol A glicidil dimetacrilato (BIS-GMA) y que con el agregado de partículas inorgánicas reduce aún más el cambio dimensional aumentando su resistencia. Esta mezcla de material orgánico y material inorgánico tratado con un silano organofuncional para poder unirse con el orgánico, es lo que recibe el nombre de resina compuesta¹.

De aquí nace esta nueva generación de materiales en base a resinas compuestas o “composites”, es decir, un sistema de material formado por una mezcla de dos o más macro constituyentes

Una de las características de estos materiales es la adhesión a la estructura dental a través de un material secundario específico para este fin, por lo que la preparación de las cavidades para recibir los composites es más conservadora, respetándose más tejido dentario. Además, tienen una composición polimérica libre de productos metálicos, ausencia de conductividad térmica y buenas propiedades ópticas de absorción, refracción, transmisión y refracción de la luz, lo que le permite generar restauraciones con coloración y características propias, o más próximas a la morfología de los dientes naturales.

2.3 COMPOSICIÓN.

Los composites se consideran como materiales de estructura heterogénea, producto de la combinación de una fase orgánica (matriz) y una fase cerámica (núcleos de refuerzo), sus propiedades podrían analizarse evaluando ambas fases por separado⁶.

Las fases de esta combinación, antes mencionadas, funcionan como una unidad estructural debido al procedimiento de silinización al que son sometidas las partículas de refuerzo que alcanzan ambos componentes mediante una molécula bifuncional, como algún vinilsilano⁶.

De acuerdo a la revisión bibliográfica y tomando como referencia el libro de materiales dentales del doctor Barceló, se define composición de los composites como:

“La base de la composición de las resinas compuestas son la molécula BIS-GMA o UDMA o una mezcla de las dos, además de trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), como material orgánico, más partículas finas de material inorgánico (sílice, bario, hidroxiapatita, circonio, etc.) recubierto

con un agente acoplador a base de un silano órganofuncional, así como activadores iniciadores e iniciadores de la reacción de polimerización.”

Comúnmente el iniciador de polimerización agregado para las llamadas resinas de auto polimerización o quimiopolimerizables es el peróxido de benzoilo.

Las fotopolimerizables en cambio contienen canforoquinonas o dicetonas que se activan por un haz de luz de longitudes de onda de entre 430 y 500 nanómetros.

Un factor determinante para las características que presentan los composites, es el tamaño de la fase cerámica que contienen, la cual se ha ido modificando a través del paso de los años adquiriendo formas más homogéneas y de tamaños considerablemente menores que mejoraron propiedades como el brillo (una propiedad óptica de estos materiales) dado por la capacidad de un mejor pulido por el tamaño de la partícula, y la distribución de ésta en la fase orgánica permitiendo a su vez mejorar la rigidez de estos materiales (propiedad mecánica).

Este punto es de importancia para nosotros al proponernos como se ha dicho anteriormente que, fundamentar que utilizar composites en restauraciones indirectas es confiable tomando en cuenta las bases científicas que lo avalan, al respecto Barceló menciona que : “Existe un grupo de resinas compuestas que se utilizan para elaborar restauraciones indirectas. Este grupo de resinas posee alto contenido de material de relleno a base de vidrio de aluminio, silicato de bario y sílice; en algunos casos también se utiliza trifluoruro de iterbio con la finalidad de proporcionar a la fórmula acción cariostática a la misma. Se utiliza para fabricar incrustaciones simples y compuestas; además, con el refuerzo de fibras de vidrio de poliuretano, se utilizan para fabricar prótesis fijas de hasta tres unidades”¹.

La morfología y el tamaño de las partículas tienen gran influencia en las propiedades de la resina, como superficie lisa, viscosidad, resistencia compresiva, desgaste, dureza, contracción y profundidad de

polimerización². De la misma manera, siendo el material orgánico el que sufre contracción y cambios dimensionales, se sabe que cuanto mayor cantidad de material de relleno tenga una resina, menor será su contracción y sus cambios dimensionales¹.

La tecnología actual permite obtener una gran diversidad de tamaños, formas y distribución de esas partículas, lo que de alguna manera complica la clasificación de los composites sobre la base del tipo de relleno y explica las formas de encararla.

A partir de la forma en que son obtenidas las partículas, los procedimientos pueden ser mecánicos o reacciones químicas con sustancias específicas. En el primer caso, las partículas de refuerzo se obtienen por trituración mecánica de bloques cerámicos. En el comienzo, era común utilizar bloques de cuarzo, cuya elevada dureza hacía difícil la trituración y determinaba la obtención de partículas de gran tamaño (decenas de micras). Hoy se parte de vidrios o silicatos desarrollados específicamente para que reúnan propiedades físicas – dentro de ellas, ópticas y mecánicas- y químicas más convenientes y que permiten lograr núcleos de menor tamaño. Uno de estos procedimientos químicos es de obtención, una especie de síntesis de mineral o proceso solgel, que permite disponer de partículas cerámicas de tamaño variables dentro de un amplio espectro. Las partículas obtenidas mediante estos procedimientos representan las que, en algunas clasificaciones, son conocidas como macropartículas o micropartículas.

2.4 CLASIFICACIÓN.

En función de los componentes de las resinas, se han realizado diferentes maneras de clasificación intentando de esta forma facilitar al operador la identificación y selección de cada una para los casos en particular en que serán utilizadas. Una clasificación es la de Willems y cols.³, fue una clasificación exhaustiva que consideraba diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje (en volumen) de relleno inorgánico, el tamaño de las partículas principales, la rugosidad superficial y la fuerza de compresión.

El tamaño de la partícula de relleno de estos materiales, que como ya se mencionó anteriormente, determinará muchas de las características que presentan, se toma en cuenta para una clasificación hasta hoy día muy utilizada, clasificación realizada por Lutz y Phillips^{3,11} que define lo siguiente:

Composites de Macrorelleno:

Partículas de 0,1 a 100 micras

Composites de Micro relleno:

Partículas de 0,04 micras – 1 micra

Composites de Nanorelleno:

La nanotecnología a conducido al desarrollo de una resina compuesta con un promedio de partículas que presenta una dimensión de aproximadamente 25 nm y nano agregados de aproximadamente 75 nm, estos están formados por partículas de circonio /sílice o nanosilice.

Los agregados son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina.

Composites Microhíbridos:

Se denominan de esta forma por estar conformadas por grupos poliméricos (fase orgánica) reforzada por una fase inorgánica de vidrios de diferente

composición y tamaño en un porcentaje de 60% o más del contenido total con partículas que de 0,6 a 1 micrómetro, incorporando sílice coloidal de 0,04 micrómetros. Este tipo de resina compuesta corresponde a la de mayor utilización en la práctica odontológica actual dadas sus características que permiten un uso tanto para dientes anteriores como posteriores por las capacidades mecánicas que adquiere al combinar las partículas de relleno.

Sabiendo el tamaño de las partículas se podrá seleccionar la zona donde utilizar cada composite de acuerdo a sus propiedades inherentes al relleno inorgánico, puesto que resinas con partículas grandes o convencionales (de macrorelleno) tienen buena resistencia ante cargas, pero la superficie que forman, aunque tersa en un principio, con el uso se vuelve áspera, por lo que para dientes anteriores no son las idóneas; resinas con partículas pequeñas o de microrelleno (0.04 a 1 micras) logran una mejor tersura que se mantiene por mayor tiempo, aunque su resistencia a cargas no es ideal para dientes posteriores; y resinas con partículas pequeñas y grandes, o híbridas (0.1 a 3 micras), permiten obtener y mantener tersura por un tiempo aceptable, y alta resistencia y baja abrasión, por lo que su uso para dientes anteriores como posteriores está justificado¹.

Las partículas de microrelleno, al ofrecer mucha superficie por cubrir, nunca pueden estar en alta proporción en una resina (máximo 60%). Por lo que la concentración y los cambios dimensionales en éstas no son tan bajos.

Las partículas macro e híbridas de relleno pueden componer hasta 80% de la resina, por lo que en éstas, los cambios dimensionales y la contracción serán bajos¹.

2.4.1 MATRIZ RESINOSA.

La fase orgánica o matriz estaba constituida originalmente por un monómero de dimetacrilato aromático, también denominado BIS-GMA. Éste es sintetizado por la reacción entre un bisfenol A y un metacrilato glicídico. En la actualidad puede ser reemplazado por el dimetacrilato de uretano, el cual posee un índice de refracción de la luz más parecido al diente que el BIS-GMA. Sin embargo, su alto peso molecular es una característica limitante, ya que aumenta su viscosidad, pegajosidad y con lleva a una reología indeseable que compromete las características de manipulación. Además, en condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del Bis-GMA es bajo. Para superar estas deficiencias, se añaden monómeros de baja viscosidad tales como el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato). Actualmente el sistema BisGMA/TEGDMA es uno de los más usados en las resinas compuestas. En general este sistema muestra resultados clínicos relativamente satisfactorios, pero aún hay propiedades que necesitan mejorarse, como la resistencia a la abrasión. Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Un exceso de sorción acuosa en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica.

Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA. El Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización, confiere una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad. Otro monómero ampliamente utilizado, acompañado o no de Bis-GMA, es el UDMA (dimetacrilato de uretano), su ventaja es que posee menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la

resina. Las resinas compuestas basadas en UDMA pueden polimerizar más que las basadas en BisGMA. Sin embargo, Soderholm y colaboradores, indicaron que la profundidad de curado era menor en ciertas resinas compuestas basadas en UDMA debido a una diferencia entre el índice de refracción de luz entre el monómero y el relleno.

2.4.2 PARTÍCULAS DE RELLENO.

La fase dispersa o de partículas de relleno puede estar constituida principalmente por: cuarzo, sílice, sílice pirolítica, vidrio de borosilicato, silicatos de litio y fluoruro de bario. El objetivo de la incorporación de este relleno inorgánico era lograr disminuir la cantidad de monómero por unidad de volumen y así disminuir la contracción de polimerización. A su vez, el relleno inorgánico aumentaba la resistencia mecánica del material.

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal). La tendencia actual es la disminución del tamaño de las partículas, haciendo que la distribución sea lo más cercana posible, en torno a 0.05 μm .

Es importante resaltar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades de la resina, ya que, produce menor contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal, argumento en el cual se basa el surgimiento de las resinas condensables. Sin embargo, tan importante como la contracción de polimerización, es la tensión o el estrés de contracción de polimerización, o sea, la relación entre la contracción de la resina, su módulo de elasticidad (rigidez) y la cantidad de paredes o superficies dentarias a unir (Factor C). Con esto, las resinas

con altísima incorporación de relleno acaban contrayendo menos, pero causando mayor estrés de contracción lo que conlleva a mayor filtración, por ser demasiado rígidas.

2.4.3 AGENTE DE CONEXIÓN O ACOPLAMIENTO.

El agente de unión o fase intermedia es un agente de enlace con grupos bifuncionales que reacciona con la fase inorgánica y la matriz, originando una unión química entre ellas. Esta adhesión entre ambas fases es esencial para que el material tenga resistencia y durabilidad. Estos agentes también pueden actuar como disipadores de tensión en la interface relleno-resina. Los agentes de vinil silano fueron los primeros en ser utilizados como agentes de unión entre la matriz y la fase dispersa. Posteriormente se comenzaron a usar otros como el gamma metacriloxipropilvinilsilano, que permitía una unión más estable y resistente. Además de la matriz, del relleno y del agente de unión, también forman parte de la resina compuesta otros agentes tales como:

- Monómeros que disminuyen la viscosidad, como por ejemplo, el TEGDMA
- Inhibidores de la polimerización para prolongar la vida útil, previniendo el endurecimiento espontáneo del material durante el período de almacenamiento
- Iniciadores y aceleradores que se combinan para producir radicales libres que inician la reacción de polimerización
- Pigmentos para dar las distintas tonalidades al material restaurador.
- Modificadores y opacificadores para controlar el color y la translucidez.

Por lo tanto, con el desarrollo de este material trifásico, se consiguió aumentar la resistencia mecánica, y reducir la contracción de polimerización y el coeficiente de variación dimensional térmica de manera considerable.

Las resinas compuestas se presentaron inicialmente en forma de un polvo y un líquido. El polvo era principalmente el relleno inorgánico silanizado, mientras que el líquido estaba constituido por la fase monomérica a

polimerizar. Al realizar la mezcla, el material endurecía quedando constituida la resina compuesta. Posteriormente la presentación del material fue cambiada a un sistema de dos pastas: una base y una catalizadora. Ambas pastas contenían el monómero, el relleno inerte silanizado y además, una de ellas tenía peróxido iniciador mientras que la otra tenía una amina activadora. Al juntar ambas pastas se desencadenaba la reacción de polimerización con el consecuente endurecimiento del material.

Pese a haber solucionado una parte importante de los problemas planteados en relación a los requisitos deseados para un material restaurador estético, aún persistía el problema de la inestabilidad del color de la resina compuesta. Esto último estaba determinado por el sistema de activación, basado originalmente en una reacción amina-peróxido (dimetil, p-toluidina – peróxido de benzoilo). Tras múltiples ensayos se logró solucionar este problema cambiando el sistema de activación química a una activación física, la que puede darse mediante calor (sistemas indirectos de termocurado) o mediante luz visible (sistemas directos e indirectos de fotocurado).

Estas últimas resinas compuestas, de activación física, presentaron una serie de ventajas en comparación con las de activación química o de autocurado. Podemos mencionar entre ellas, una mayor estabilidad del color, un mayor tiempo de trabajo útil, una mayor resistencia mecánica y un mejor resultado estético.

Hoy en día las resinas compuestas se nos presentan como una pasta única, envasada en una jeringa opaca, dispuesta para ser fotoactivada por la fuente lumínica correspondiente. La pasta presenta una viscosidad considerable lo que dificulta la incorporación de aire en ella al momento de manipularla. Antiguamente esto había sido un problema para las resinas compuestas de autocurado. La gran ventaja de este sistema de presentación es que el operador es quien controla el tiempo de trabajo, modificándolo a su voluntad dependiendo de la situación clínica.

2.5 APLICACIÓN DE COMPOSITES EN LA ELABORACIÓN DE INCRUSTACIONES ESTÉTICAS.

La primera generación de composites indirectos fueron introducidos en 1989, siendo fundamentalmente resinas compuestas de microrelleno con resistencia a la fractura de 60 a 80 Mpa y módulos de elasticidad en el rango de los 2 a los 5 Gpa, el volumen de relleno en la resina era mayor al 50% y las macropartículas medían aproximadamente 0.4 micrometros⁷.

En la actualidad han ganado considerable popularidad para la elaboración de incrustaciones estéticas materiales de aplicación en laboratorio como los cerómeros, dividiendo a los composites justamente como “de uso en consultorio” y “de trabajo de laboratorio”, esto justificado ante el desentendimiento de las propiedades mecánicas de cada material. Sin embargo, contrario a esto podemos ejemplificar el hecho en que Freiberg e Ferracane comprobaron que la resina compuesta Charisma presentó mayor dureza Vickers y módulo de elasticidad al ser comparada al material indirecto del mismo fabricante (Artglass)⁸.

Con lo mencionado se pretende concientizar la necesidad de un criterio por parte del odontólogo, para particularmente del caso determinar qué material es apto o no para un fin específico, como lo es la elaboración de restauraciones indirectas.

Leirskar et al⁸ presentaron un estudio de evaluación clínica de 6 años de inlays/ onlays confeccionados con resina de uso directo y observaron resultados exitosos. Esta técnica supera diversas limitaciones como el factor de contracción de polimerización, siempre que la contracción ocurra fuera de la cavidad oral, el restablecimiento del punto de contacto y anatomía oclusal, mejor acabado y pulido, principalmente de las caras proximales.

El uso de resinas compuestas confeccionadas de forma directa en dientes posteriores está indicada en aquellos casos clínicos en los que se cuenta con una considerable cantidad de estructura dentaria. Representan la

opción más conservadora y funcional para la restitución de la estructura dentaria perdida. No obstante, cuando se confeccionan las restauraciones directas de resina compuesta en dientes posteriores con extensa pérdida de estructura dentaria, ciertas dificultades técnicas pueden ejercer una influencia negativa en el resultado final y en la longevidad de las restauraciones.

Las restauraciones indirectas de resina compuesta surgen con la intención de mejorar el desempeño clínico de las resinas compuestas directas y reducir las dificultades técnicas que presenta el trabajo clínico en la cavidad bucal. Son confeccionadas comúnmente por los técnicos de laboratorio, y pueden también ser realizadas de forma rápida y simple en el consultorio por el propio odontólogo, pasando a ser denominadas en este caso «semidirectas».

De esa forma, a través de la restauración dentaria fuera del ambiente bucal, es posible reducir los efectos perjudiciales de la contracción de polimerización, aumentando el grado de conversión de los monómeros resinosos en polímeros, además de mejorar las condiciones clínicas de trabajo. Así, la reconstrucción del punto de contacto proximal, la adaptación de los márgenes de la restauración, la caracterización y la escultura anatómica, además de las etapas finales de acabado y pulido, se pueden controlar de forma más eficaz.

2.5.1 INDICACIONES.

Las indicaciones para el empleo de las restauraciones indirectas son:

- Recubrir y reforzar cúspides.
- Reconstrucción de dientes debilitados.
- En pacientes con oclusión favorable y fuerzas masticatorias moderadas.
- En espacios interdentarios grandes y difíciles de reconstruir en forma directa.
- En cajones proximales profundos donde es difícil controlar la contracción.
- En caso de realizar varias restauraciones en un mismo cuadrante.
- Cuando la posición del diente en el arco dentario no favorece la colocación de una matriz para insertar el material.

2.5.2 CONTRAINDICACIONES.

Las contraindicaciones pueden ser:

- En lesiones pequeñas.
- En lesiones grandes donde se indica una corona.
- En personas con hábitos parafuncionales (bruxismo), porque puede ocurrir desgaste y fractura.
- Mala higiene y dieta cariogénica.
- Cuando el aislamiento absoluto es imposible.
- Cuando la oclusión es desfavorable con los topes de céntrica en la restauración.

2.5.3 VENTAJAS.

- El control de la contracción de polimerización.
- La mejora de las propiedades físicas.
- La facilitación de un correcto modelado y contorneado.
- El beneficio económico.

2.5.4 DESVENTAJAS.

- Que requieren dos citas, o una muy larga, dependiendo de la técnica que se escoja.
- Hay necesidad de temporales.
- Están basadas totalmente en una unión adhesiva.

2.5.5 POLIMERIZACIÓN DEL MATERIAL.

Como anteriormente se ha mencionado respecto a las propiedades de un material, el grado de dureza que un composite logra adquirir está directamente relacionado con el grado de conversión monómero a polímero dentro de su estructura interna. La ventaja que se presenta al manipular extraoralmente estos materiales, es que permite mejorar su grado de curado de una forma que no se puede conseguir en boca. Así el material que insertamos está en las mejores condiciones posibles.

El calor es generalmente el método más utilizado para postcurar las restauraciones. Se dice que lo ideal son 150° o 120° durante 10 minutos, o 30 segundos en agua hirviendo. Es importante destacar también que el aumentar este tiempo no con lleva una mejora en los resultados, pero el aumentar la temperatura puede producir alteraciones del color. Una vez postcurada la incrustación por el método elegido, siempre se encuentran monómeros sin reaccionar.

Lo que ocurre con la aplicación del calor es, además de una reacción de gran parte de los monómeros residuales, una redistribución rápida de los estreses internos de la resina, proceso que, según todos los autores, iba a ocurrir de todas maneras con el tiempo⁸. El calor aumenta la movilidad de los segmentos de polímero y de los radicales reactivos, lo que produce un aumento de la probabilidad estadística de que se encuentren y reaccionen. La polimerización de todas formas iba a continuar después de la gelación inicial, durante una semana o más. El calor solo acelera el proceso.

El postcurado producirá una contracción adicional relativamente importante de la resina, a costa de hacer reaccionar, como decimos, gran parte de los monómeros residuales^{8, 12}.

La contracción por polimerización en restauraciones directas ha sido una de las desventajas que arrastra la odontología conservadora desde la expansión mundial de las resinas de uso oral, siendo responsable de la mayor parte de los problemas que tenemos desde entonces a raíz de una falta de sellado consecuente¹⁴.

El fundamento básico de las restauraciones semidirectas de resina compuesta es: hagamos que la contracción intraoral sea menor, para minimizar sus efectos. Dado que al realizarse extraoralmente la polimerización de casi toda la restauración, casi toda la contracción se produce antes de la inserción en su lugar.

Al igual que la mayoría de los tratamientos, el éxito o el fracaso dependerá de que esta técnica sea utilizada cuando esté indicada, y que se sigan de manera correcta los protocolos de su elaboración.

2.6 MARCÁS COMERCIALES DE COMPOSITES PARA INDICACIÓN INDIRECTA.

A continuación expondremos 4 resinas compuestas (dos nano híbridas y dos microhíbridas) cuyas indicaciones referidas por los fabricantes aseguran su uso en la elaboración de restauraciones indirectas. Han sido seleccionadas a consideración de un estudio previo existente para el análisis de su resistencia a la compresión, además de considerarlas por la composición híbrida que como se ha mencionado anteriormente son las de generaciones contemporáneas que presentan mejores propiedades mecánicas.

2.6.1 RESINA NANOHIBRIDA FILTEK Z250 XT.

Es una resina compuesta nano híbrida fotopolimerizable para uso en restauraciones anteriores y posteriores¹⁷. Un adhesivo dental es utilizado para unir permanentemente la resina a la estructura dental. Está disponible en 12 tonos, 2 de los cuales son opacos. Todos los tonos son radiopacos y fluorescentes.

Indicaciones de Uso:

- Restauraciones directas anteriores y posteriores
- Técnica de sándwich con materiales de ionómero de vidrio modificados con resina
- Reconstrucción de cúspides
- Reconstrucción de muñones
- Restauraciones indirectas anteriores y posteriores incluyendo inlays, onlays y carillas.

Sistema de Relleno:

Zirconio/sílice de superficie modificada con una mediana de tamaño de partícula de aproximadamente 3 micrones o menos.

- Partículas de sílice de superficie modificada de 20 nanómetros

La carga de relleno es del 82% por peso (68% por volumen)

Sistema de Resina

- BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA, PEGDMA y TEGDMA

La tecnología de resina se basa en la resina restauradora Filtek Z250 X, reemplazando parte del TEGDMA con PEGDMA para moderar la contracción. Esta resina compuesta Filtek Z250 XT Nanohíbrida exhibe una baja contracción con relación a las resinas competitivas en esta clase de materiales. Resistencia Compresiva promedio de 385 MPa.

2.6.2 RESINA NANOHIBRIDA TPH3.

Está indicado como restaurador directo de todo tipo de cavidades en dientes anteriores y posteriores; está indicado para restauraciones estéticas como carillas “Veneer”, usos cosméticos y reestructuración (por ejemplo, el cierre de diastema y alargamiento incisal), está indicado para restauraciones indirectas como Inlays y Onlays. Tiene un alto valor de dureza superficial en comparación con otras resinas. TPH3 es aproximadamente tres veces más radiopaca a los rayos X que la dentina. El tamaño de las partículas de relleno (partículas de Dióxido de Silicio) está en el rango de 10 a 20 nm. Con una partícula promedio de 1micron. El porcentaje total en volumen de la carga inorgánica es de 58% en volumen, y en peso es de aprox. 7577%. Con 2.5% de contracción de polimerización. TPH3 une la nanotecnología de un exclusivo sistema de cargas sinérgicas y una patentada matriz resinosa clínicamente comprobada, ofreciendo estética y durabilidad. TPH3 dispone de conexiones cruzadas altamente eficientes con un índice de refracción de luz que, en sintonía con la tecnología de cargas, proporciona:

- Excepcional adhesión con cargas y gran resistencia de la matriz
- Absorción del color y reflexión de luz de apariencia natural (Bio mimetismo): con propiedades naturales de opalescencia, translucidez y fluorescencia. Indicaciones de uso: La resina nanohíbrida TPH3 está indicado para toda clase de cavidades en dientes anteriores y posteriores. Resistencia Compresiva promedio de 375 Mpa.

2.6.3 RESINA MICROHIBRIDA FILTEK Z250.

El nuevo sistema de resinas del material Restaurador Universal Filtek Z250™ de 3M™ se compone de tres componentes principales. En el material Restaurador Filtek Z250, la mayor parte del TEGDMA ha sido reemplazado por una mezcla de UDMA (uretano dimetacrilato) y Bis-EMA1 (Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato). Ambas resinas tienen un mayor

peso molecular y, por lo tanto, tienen menos enlaces dobles por unidad de peso Material de Relleno. La distribución del tamaño de las partículas es de 0.01µm a 3.5µm con un tamaño de partícula promedio de 0.6µm¹⁸.

Indicaciones de Uso:

- Restauraciones directas anteriores y posteriores
- Técnica de Sándwich con ionómero de vidrio
- Reconstrucción de cúspides
- Reconstrucción de muñones
- Ferulizaciones
- Restauraciones indirectas anteriores y posteriores que incluyen inlays, onlays y coronas veneer.

Resistencia compresiva promedio de 410 Mpa.

2.6.4 RESINA MICROHIBRIDA TPH SPECTRUM.

Composite híbrido submicrónico, fotocurado por luz halógena para restauraciones anteriores y posteriores. El composite está predosificado en compules o presentado en jeringas tradicionales disponiendo de una precisa selección de tonalidades. Composición Bis-GMA-adduct (adduct de 2,2-Bis[4-(2hidroxy-3-metacrililoxypropoxi)fenil] propano con hexametilano disocianato). Bis-EMA (2,2-Bis[4-(2-metacrililoxyetoxy-fenil]propano), TEGDMA (3,6-Dioxaoctametileno-dimetacrilato), fotoiniciadores, estabilizadores, barioaluminoborosilicato (tamaño partícula principal < 1.5 µm), dióxido de sílice altamente disperso (tamaño de partícula 0.04 µm)

Indicaciones: Spectrum TPH está indicado para toda clase de cavidades en dientes anteriores y posteriores. Resistencia compresiva promedio 400 Mpa.

CAPÍTULO 3. CERÓMEROS

3.1 DEFINICIÓN.

El nombre de éste material deriva del inglés Ceramic-Optimized-Polimer, como nos indica, se trata de un material a base de resina optimizada en composición por partículas cerámicas, material que en odontología suele ser utilizado para la realización de incrustaciones dentales estéticas⁹.

A partir de la estructura básica de los composites – núcleos cerámicos unidos químicamente a una matriz orgánica polimérica- han sido comercializados productos con denominación y composición diversa. A este grupo de productos pertenecen y son comercializados con los nombres de cerómeros, que no son nada más que composites en los que se ha buscado optimizar la cantidad y tipo de refuerzo cerámico para obtener las propiedades más convenientes. En definitiva, son simplemente composites con avances generados a partir de la investigación en la disciplina de los materiales. Algunos más de estos materiales dicho sea de paso, son los “ormocers” y los “gionómeros”⁶.

3.2 HISTORIA.

Las restauraciones indirectas con resinas compuestas aparecen en Europa en la década de 1980. Los fabricantes principales fueron Ivoclar Vivadent, Espe y Kulzer. Se trataba de composites de micropartículas, con los consiguientes problemas que este biomaterial presentaba en restauraciones amplias: 1) Desgaste, Fractura y 3) inestabilidad cromática¹⁰.

Según Touati⁶, en el año de 1996 apareció en el mercado odontológico una segunda generación de resinas compuestas denominada “cerómeros”. Como se mencionó anteriormente proviene el nombre de CERamic

Optimized PolyMERS. También aparece el Ormocer y el Polyglass, que es un vidrio cerámico combinado con un policarbonato vitroide.

3.3 COMPOSICIÓN.

Como se ha mencionado, los cerómeros derivan de los composites convencionales, haciendo una diferenciación principalmente en la porción del relleno inorgánico con la intención de mejorar las propiedades mecánicas. Tanto la proporción como el tipo relleno varía según el fabricante, aunque la matriz orgánica suele ser en la mayoría de las ocasiones BIS-GMA como para los otros composites.

A continuación se presentan diferentes cerómeros, donde puede observarse que según la casa comercial presentan variantes en su composición y el procesado para completar la fase de polimerización.

3.4.1 ARTGLASS.

Se basa en una resina multifuncional con un alto reticulado que cuando se polimeriza bajo una luz estroboscópica crea un polímero orgánico amorfo conocido como vitroide o vidrio orgánico^{15,16}. Éste vidrio orgánico se combina con sílice y relleno el mismo vidrio que trae la resina compuesta Charisma. Se obtiene entonces un material duro y fuerte denominado polímero de vidrio o polyglass.

Artglass en peso y el tamaño promedio de partícula es de 0,7 micrometros. Es un polímero no convencional, tiene un relleno de 75% que posee relleno de silicato de bario de un tamaño uniforme (0,7 micras) y monómeros multifuncionales que al permitirle un mayor número de enlaces dobles y cadenas cruzadas le otorgarían sus condiciones de mayor resistencia al desgaste (4 a 5 Micrometros anuales).

El fabricante indica que para polimerizar este tipo de resina se necesita la UniXS, que es una unidad de polimerización por luz estroboscópica de xenón. El sistema trabaja en forma intermitente, con una exposición a la luz de 20 milisegundos y luego sin exposición por 80 milisegundos. Este ciclo se repite varias veces, lo que garantiza una polimerización óptima.

3.4.2 BELLEGLASS NG.

Este sistema es el sucesor de BelleGlass y BelleGlass HP. Es de la firma de Kerr Lab; combina tres tipos de materiales diferentes: 7 tonos de esmalte opalescente, pero y tonos de dentina translúcida y 16 tonos de dentina opaca. También incluye 3 tonos cervicales, 9 tintes y 17 opacificadores.

El esmalte utiliza un relleno de vidrio Pyrex combinado con una mezcla de resina de dimetacrilato de uretano con dimetacrilatos alifáticos. El vidrio pyrex es el mismo relleno utilizado en los colores incisales de Herculite XRV el cual ha mostrado alta resistencia al desgaste. El esmalte tiene un relleno del 74% en peso.

La dentina translúcida posee un relleno de 78% en peso y 56% en volumen. El tamaño promedio de partícula es de 0,5 micrometros.

La dentina opaca tiene coeficiente de expansión termica tan bajo como la dentina natural. El relleno de la dentina es de 87% en peso y 72% en volumen. El tamaño promedio de partícula es de 10 micrometros .

Ambos tipos de dentina poseen vidrio de vario combinado con BIS-GMA Su predecesor, denominado BelleGlass HP, utilizaba como refuerzo una fibra denominada Connect. El producto posteriormente utilizó una fibra llamada Construct.

La polimerización se realiza en primer lugar a través de luz halógena. Con posterioridad se coloca la pieza ya polimerizada en una unidad de presión y calor, lo que garantiza una conversión del 98%.

Esta unidad elimina el aire de su interior y colóca en su lugar una atmósfera de nitrógeno, que minimiza la presencia de poros y elimina totalmente la capa inhibida que quedaría sobre la superficie de la restauración si

estuviera en contacto con el oxígeno. El valor de durezaa Knoop de éste sistema es de 7,1 KHN.

3.4.3 CRISTOBAL +

Este sistema de la firma Dentsply Ceramco se presenta en jeringas con 20 tonos de dentina opaca, 20 tonos de dentina, 18 tonos de incisal, 4 tonos transparentes, 4 tonos opalescentes y 1 tono gingival.

La matriz de resina es principalmente BIS-GMA con un relleno de alrededor de un 77%en peso. Las partículas de relleno, con un tamaño promedio de 0,6 micrometros, son de un vidrio de bario borosilicato combinado con una pequeña cantidad de sílice pirogénico.

Este sistema no utiliza fibre de refuerzo y se polimeriza con luz y calor. El valor de dureza knoop es de 65,7 KHN.

3.4.4 SINPHONY

Este sistema de la firma 3M ESPE, desarrollado para utilizarse sobre metales, se presenta con 16 tonos opacos intensos, 5 tonos de dentina opaca, 16 tonos de dentina, 4 tonos esmalte, 4 opalescentes transparentes y 9 tintes. Es un microhíbrido de partícula ultrafina con un macrorrelleno de vidrio de borosilicatode estroncio y aluminio. También tiene sílice pirogénico (dióxido de silicio amorfo). El tamaño promedio de partículas es de 0,6 micrometros y el porcentaje de relleno es de 50 % en peso.

La matriz resinosa no posee BIS-GMA pero alcanza una baja viscosidad debido a la presencia del monómero adelgazador TEGMA, lo que posibilita un trabajo por capa similar al que se realiza con la porcelana. Es muy hidrófoba, lo que permite una mínima captación de agua y origina una mayor estabilidad de color a largo plazo. Estas cualidades proveen de buenas propiedades mecánicas con una baja carga. El avío incluye un muestrario carta que explica cómo realizar las combinaciones de los diferentes materiales para obtener el color deseado.

No trae fibras de refuerzo y se polimeriza en el dispositivo Visio-Beta de luz y vacío. El valor de dureza Knoop es de 22,2 KHN.

3.4.5 TARGIS VECTRIS (Ivoclar /Vivadent)

Es un cerómero con una carga del 78% en peso que le confiere propiedades estéticas similares a las de la porcelana, posee un elevado módulo de flexibilidad (150-160 Mpa).^{10, 6}

Su estructura está optimizada tanto para la polimerización con luz como con calor. El tamaño promedio de partícula es de 0,7 micrometros. Vectris es la estructura reforzadora de fibra, la cual se presenta silinizada e impregnada con una matriz de resina. Vectris viene pre cortado en formas acordes con el tipo de restauración por realizar. Cuando vectris se prensa al vacío contra el troquel, las fibras se realinean y forman una fuerte red. Luego se polimeriza con luz. El cerómero Targis es fotopolimerizable, posteriormente se aplica calor.

Para el procesado de polimerización de éste cerómero, existen los siguientes sistemas de término:

Targis Quick: Aparato de fotopolimerización inicial de cada capa de targis.¹⁰

Targis Power: Aparato de polimerización por luz y calor para el tratamiento final de la estructura de Targis.¹⁰

TARGIS VECTRIS VS1: Aparato de moldeado de estructuras de Vectris por presión y vacío.¹⁰

3.4.6 TESCERA ATL

Este sistema de la firma Bisco lleva la sigla ATL, que significa Agua, Temperatura y Luz, e indica la manera de polimerizar el producto. Se presenta en 16 colores Vita, 16 colores para el cuerpo, 3 para raíz y 7 incisales. También se incluyen 7 tintes para caracterizaciones, 7 modificadores de color y 4 modificadores de croma. Una vez polimerizado con luz halógena, el cerómero es sometido a presión para suprimir poros y eliminar las brechas entre las capas. Al final se lo coloca en agua caliente. La dentina es un híbrido con un relleno de 85% en peso y el 71% en volumen.

La fibra de refuerzo es de polietileno. Los valores de dureza Knoop son de 66,2 KHN para el cuerpo y 57,1 KHN para incisal. Este sistema no es fluorescente.

CAPÍTULO 4. ANÁLISIS COMPARATIVO COMPOSITES VS CERÓMEROS.

Una vez que hemos expuesto los requisitos por parte de los materiales aplicados a una finalidad específica que es la elaboración de incrustaciones estéticas, y a su vez hemos expuesto las propiedades de cada uno de los materiales en comparación, podemos definir lo siguiente:

Existe íntima familiaridad entre composites y cerómeros definiendo a los cerómeros como composites reforzados con una mayor cantidad de relleno cerámico, con la finalidad de mejoras en sus propiedades mecánicas. Por tanto parten de una subclasificación perteneciendo al mismo grupo de materiales dentales.

La evolución con la intención de lograr mejores propiedades mecánicas en su momento era considerablemente superior para los cerómeros, al agregar mayor contenido inorgánico y descubrir relación de mejoras mecánicas derivadas del tratamiento de postcurado.

Sin embargo, el constante avance y perfeccionamiento de éste grupo de materiales nos ofrecen hoy día en un composite promedio, un compuesto con mayor porcentaje de relleno inorgánico, a su vez un relleno híbrido micro o nanométrico que refleja de igual forma un aumento considerable de las propiedades mecánicas, y mejor aún, de fácil manipulación y procesado.

Las propiedades en análisis, son las consideradas para determinar biocompatibilidad y éxito en soporte de las cargas mecánicas en su uso para la finalidad restauradora.

Las propiedades comparadas son las siguientes:

1. Conductividad térmica
2. Sorción acuosa
3. Estabilidad de color
4. Radiopacidad

5. Contracción de polimerización
6. Propiedad mecánica de resistencia a la compresión

Dada la familiaridad mencionada propia de la composición interna de estos materiales, y como se ha dicho, la principal distinción radica en la pretensión de una mejoría en las propiedades mecánicas, se presenta un cuadro general para las cinco primeras propiedades, y un apartado para el análisis de resistencia a la compresión fundamentada para composites de relleno microhíbridos y nanohíbridos.

PROPIEDAD	Composites	Cerómeros
Conductividad Térmica y eléctrica	Mal conductor de temperatura y electricidad	Mal conductor de temperatura y electricidad
Sorción acuosa	Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua. Las resinas Híbridas presentan baja sorción de agua.	El tratamiento de postcurado reduce éste fenómeno en el material
Estabilidad de color	Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.	Es un material con proceso de postcurado lo cual reduce el fenómeno de sorción acuosa y a su vez sorción de pigmentos exógenos.
Radiopacidad	Contiene elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano,	Cuenta en su composición elementos radiopacos como el resto de los composites.

Contracción de polimerización	No es significativa en aplicación indirecta dado que la contracción es compensada por el espesor de cemento.	La contracción de polimerización es reducida por su mayor contenido de relleno inorgánico.
--------------------------------------	--	--

En base a lo anterior, podemos definir que ambos materiales cumplen el estándar de requerimientos de las cinco propiedades expuestas.

Retomemos los datos sobre fuerza de masticación promedio que determinará el éxito o fracaso respecto a la fractura del material aplicado.

- 179 MPa Valor para fuerza de masticación².

Dado que el objetivo es justificar que el uso de un composite de manipulación convencional es apto para la aplicación en restauraciones indirectas sin que éste llegue a la fractura al exponerse a fuerzas masticatorias, se toman como muestras cinco composites híbridos de diferentes marcas con reporte de análisis sobre su resistencia a la compresión. Al valorar la propiedad de resistencia a la compresión se pretende evidenciar que si el valor del composite se encuentra por encima del valor de la fuerza de masticación, el material será perfectamente capaz de soportar éstas cargas sin llegar a la fractura.

Composite	Resistencia a la compresión
-----------	-----------------------------

TETRIC N CERAMS	231MPa
NANOHIBRIDA TPH3	242 Mpa

MICROHIBRIDA FILTEK Z250	237 Mpa
MICROHIBRIDA TPH SPECTRUM	259 Mpa
NANOHIBRIDA FILTEK Z250 XT	230 MPa

Con lo anterior se evidencia que todos los valores resultan por encima del valor de la fuerza de masticación que es de 179 Mpa, por lo que puede determinarse que el material es apto para su aplicación en zonas expuestas a dicha carga.

CONCLUSIONES.

- Mediante la revisión bibliográfica sobre los materiales en cuestionamiento se logró evidenciar la familiaridad existente entre composites y cerómeros, siendo los cerómeros un resultado evolutivo de los composites a fin de mejorar las propiedades mecánicas de éstos materiales.
- Se logró identificar que el mismo proceso evolutivo de los composites ha permitido desarrollar mejorías en su composición que se traducen en aumento de propiedades mecánicas con la introducción de rellenos híbridos micro y nanométricos.
- Mediante el desarrollo de las características propias de la rehabilitación con incrustaciones estéticas y el desarrollo de propiedades de los composites, se logra fundamentar con un argumento sólido que los composites de relleno microhíbrido y nanohíbrido son aptos para el uso indirecto de elaboración de incrustaciones estéticas.
- Existe un beneficio evidente en costos de elaboración de incrustaciones estéticas para cada material, contemplando que un cerómero requiere de equipo especial para el tratamiento de postcurado lo cual se refleja en una mayor inversión para su manipulación.
- La elaboración de incrustaciones estéticas utilizando composites reduce el costo al no requerir necesariamente de envío al laboratorio y pudiendo ser manipulado por el mismo odontólogo. De igual forma esto puede reducir relativamente los tiempos entre consultas.

- Concluir si existe o no una ventaja significativa en la selección de un composite para elaborar incrustaciones estéticas.

- Aun cuando se han mencionado todas las ventajas de utilizar un composite en una finalidad específica, no hay ningún sistema restaurativo perfecto que se adecúe a todos los casos clínicos. El odontólogo debe seleccionar el sistema que mejor se adapte a las necesidades de cada caso y a cada paciente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Barceló Santana Federico Humberto. (2008). Materiales Dentales: conocimientos básicos aplicados. México, D.F.: Trillas.
2. Edison David, Huayhua Revolledo. (2013). Estudio comparativo in vitro de la resistencia compresiva de resinas compuestas microhíbridas y nanohíbridas. Lima – Perú : Universidad Nacional Mayo de San Marcos. Macchi Ricardo Luis. (2007). Materiales Dentales. Buenos Aires; México: Panamericana.
3. Macchi Ricardo Luis. (2007). Materiales Dentales. Buenos Aires; México: Panamericana.
4. Esponda Vila. (2002). Anatomía Dental . México: UNAM, Dirección General de publicaciones y Fomento Editorial.
5. Okeson, Jeffrey P. (2013). Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares. España: Elsevier Health, science.
6. Barrancos Mooney, J. "Operatoria Dental. Integración Clínica" 4ª edición. Editorial Panamericana, 2006.
7. Aguiar Enciso Sergio. (2012). Resistencia a la flexión de tres cerómeros expuestos a tres diferentes tipos de procesado. / tesis que para obtener el título de Licenciado en Cirujano Dentista. México, D.F.: UNAM.
8. Cedillo Valencia, J. J., & Cedillo Félix, J. E. (2013). Restauraciones indirectas de resina en una sola visita. Reporte de un caso clínico. (Spanish). Revista ADM, 70(6), 329-338.

-
9. Damas Silvestre Lisseth. (2011). Fuerzas de oclusión. 2011, de SlideShare Sitio web: <http://es.slideshare.net/jenytqm/expo-fuerzas-oclusales>
 10. Cobos Ortega, Diego sustentante Incrustaciones de cerómeros en dientes posteriores / 2003.
 11. Nodarse M. Composición y clasificación de los composites dentales restaurativos. 1998: 29- 35
 12. Labarca PA, Baez HD. Análisis del grado y profundidad de polimerización, a través de la resistencia al desgaste en resinas compuestas fotoactivadas.
 13. Sturdevant CM. Et Al. Operatoria dental. Editorial Harcourt Brace, Tercera edición, Madrid, 1996: 253-265.
 14. (Martinez VM. Estudio comparativo in vitro de la resistencia a la tensión diametral de una resina compuesta fotopolimerizada con una lámpara LED y una lámpara halógena convencional. Tesis para obtener el título de cirujano dentista, Universidad de Chile, Santiago 2005).
 15. (Freiberg R.S. Ferracane J.L. Evaluation of cure, properties and wear resistance of Artglass dental composite. Am J Dent 1998;11:214-8.)
 16. Aarón Ledesma. Artglass el cerómero.
<http://odontologiaa.mx.tripod.com/artglass.html>
 17. <http://www.3mespe.com.pe/filtek-z250-xt.html>

-
18. http://solutions.productos3m.es/wps/portal/3M/es_ES/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Dental-Restorative-Materials/Dental-Composites/Dental-Restorative/