

**CAUSAS DE LA DELAMINACIÓN DE LA CERÁMICA DE BLINDAJE EN LA
ESTRUCTURA DE ZIRCONIO Y-TZP
REVISION SISTEMÁTICA**



GERARDO JAVIER MENDOZA ALVARADO

EDNA MARGARITA MENDÉZ NOVOA

ASTRID LORENA VALDÉS CÉSPEDES

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE PROSTODONCIA

BOGOTA 2014

**CAUSAS DE LA DELAMINACIÓN DE LA CERÁMICA DE BLINDAJE EN LA
ESTRUCTURA DE ZIRCONIO Y-TZP
REVISION SISTEMÁTICA**

GERARDO JAVIER MENDOZA ALVARADO

EDNA MARGARITA MENDÉZ NOVOA

ASTRID LORENA VALDÉS CÉSPEDES

ASESOR CIENTÍFICO:

Dra. CAROLINA LARA

Especialista en Prostodoncia

ASESOR METODOLÓGICO:

DRA. PIEDAD MALAVER CALDERÓN.

Od. Ms. Biología Énfasis Genética Humana

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO

ÀREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE PROSTODONCIA

BOGOTA, ABRIL 2014

Trabajo de grado “**Causas de la delaminación de la cerámica de blindaje en la estructura de zirconio y TZP - Revisión sistemática**” elaborado por Gerardo Javier Mendoza Alvarado, Edna Margarita Méndez Novoa y Astrid Lorena Valdés Céspedes, como requisito para optar por el título de especialista en Prostodoncia.

Dra. CAROLINA LARA

Asesor científico

Dra. PIEDAD MALAVER CALDERÓN

Asesora metodológica

Dra. CARMENZA MACÍAS

Directora del Centro de Investigaciones

Bogotá D.C., Agosto de 2014.

CARTA DE PRESENTACIÓN Y CESION DE DERECHOS DE AUTOR

Bogotá D.C., Agosto de 2014

Señores

REVISTA JOURNAL ODONTOLOGICO COLEGIAL

Nos permitimos remitir el documento titulado “***Causas de la delaminación de la cerámica de blindaje en la estructura de zirconio Y-TZP - Revisión sistemática***”, para que sea considerado para su publicación en el Journal Odontológico Colegial. Los autores, abajo firmantes, declaran: Que es un trabajo original, que no ha sido previamente publicado en otro medio, que no ha sido remitido simultáneamente a otra publicación, que todos los autores han contribuido intelectualmente en su elaboración y han leído y aprobado la versión final del documento remitido. En caso de ser publicado el artículo, se transfieren todos los derechos de autor al editor, sin cuyo permiso expreso no podrá reproducirse ninguno de los materiales publicados en la misma. Si el artículo es aprobado para su publicación, a través de este documento, el Journal Odontológico Colegial asume los derechos exclusivos para editar, publicar, reproducir, distribuir copias, preparar trabajos derivados en papel, electrónicos o multimedia e incluir el artículo en índices nacionales e internacionales o bases de datos. La cesión de derechos patrimoniales sobre la tesis de grado a la Institución Universitaria Colegios de Colombia, obedece al artículo 72 de la Ley 23 de 1982 y que es producto de la actividad académica para optar por el título de Especialista en Prostodoncia. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

Atentamente,

CAROLINA LARA
C.C. 39774683

ASTRID L. VALDÉS CÉSPEDES
CC. 1018415937 Bogotá.

GERARDO J. MENDOZA ALVARADO
C.E 410953 Venezuela

EDNA M. MENDÉZ NOVOA
CC.53105390 Bogotá

CARTA DE TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Bogotá D.C., Agosto 14 de 2014

Señores

BIBLIOTECA

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

Colegio Odontológico Sede Bogotá
Ciudad

Autorizamos al Centro de Investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia UNICOC – Colegio Odontológico sede Bogotá, a consultar y reproducir, con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado “***Causas de la delaminación de la cerámica de blindaje en la estructura de zirconio Y-TZP - Revisión sistemática***”, presentado al Centro de Investigación como requisito del programa para optar al título de Especialista en Prostodoncia, siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y sus autores. Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista.

Atentamente,

CAROLINA LARA
C.C. 39774683

GERARDO J. MENDOZA ALVARADO
C.E. No. 410953 Venezuela

EDNA M. MENDÉZ NOVOA
C.C. No.53105390 Bogotá

ASTRID L. VALDÉS CÉSPEDES
C.C. No. 1018415937 Bogotá.

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: Causas de la delaminación de la cerámica de blindaje en la estructura de zirconio Y-TZP - Revisión Sistemática

AUTORES: Gerardo Javier Mendoza Alvarado, Edna Margarita Mendéz Novoa y Astrid Lorena Valdés Céspedes.

ASESOR CIENTÍFICO: Dra. Carolina Lara

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Piedad Malaver Calderón.

MATERIAL ANEXO: 2 CD's, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TÍTULO OBTENIDO: Especialista en Prostodoncia

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Zirconio delaminación, Zirconia tratamiento de superficie, Chipping Zirconia, Zirconia, resistencia a la fractura Zirconia , Debonding zirconia, Y-TZP Zirconia, estrechura de la zirconia, Adhesión cerámica

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	10
1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS.....	16
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	16
1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	16
1.3 JUSTIFICACION.....	17
1.4 PROPÓSITO	17
1.5 MARCO TEORICO	17
1.5.1 El Y-TZP.....	17
1.5.2 Generalidades de las cerámicas	19
1.5.3 Clasificación microestructural.....	20
1.5.4 Clasificación basada en la técnica del procesamiento	32
1.6 OBJETIVOS.....	42
1.6.1 Objetivo General	42
1.6.2 Objetivos Específicos	42
2. ASPECTOS METODOLOGICOS.....	43
2.1 TIPO DE ESTUDIO.....	43

2.2	OBJETO DE ESTUDIO.....	43
2.3	MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO.....	43
2.4	CRITERIOS DE SELECCIÓN.....	43
2.4.1	Criterios de inclusión.....	43
2.4.2	Criterios de exclusión.....	43
2.5	DESCRIPTORES DE BUSQUEDA	44
2.6	ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA.....	44
2.7	METODOLOGÍA.....	45
3.	RESULTADOS	46
3.1	TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE	46
3.2	COEFICIENTE DE EXPANSIÓN TÉRMICA.....	48
3.3	OTROS FACTORES.....	48
3.4	ENFRIAMIENTO Y CALENTAMIENTO	50
4.	DISCUSIÓN	54
5.	CONCLUSIÓN	57
6.	RECOMENDACIONES	58
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	59

INTRODUCCIÓN

Las exigencias estéticas de los pacientes han generado grandes avances en el desarrollo de nuevos materiales dentales, buscando siempre que su comportamiento, sea similar al del tejido dental. Actualmente el Y-TZP, presenta alta resistencia a la dureza, que lo convierte en el material ideal para las restauraciones totalmente cerámicas en el sector anterior y posterior; sin embargo, el mayor problema que presenta este material, es la propagación de grietas y fracturas.

Por lo cual se hace necesario realizar esta revisión ante la situación de fallas adhesivas y cohesivas a la cerámica de blindaje y a la estructura de Y-TZP, para identificar cuáles son las causas más frecuentes y determinar cómo prevenirlas según lo que reporta la literatura.

El zirconio se ha conocido como una gema desde tiempos antiguos. El nombre del metal (zirconia) proviene del término árabe zargon (color dorado) el cual a su vez proviene de los términos persas "zar" (oro) y "gun" (color). La Zirconia (que es un dióxido de metal ZrO_2) fue identificada como tal en 1789 por el químico alemán Martín Heinrich Klaproth. (1)

El dióxido de zirconio (ZrO_2), conocido como zirconia, es cristalino blanco, el cual es un compuesto del elemento zirconio que aparece en la naturaleza y desde

hace 15 años se utiliza en odontología; este se estabiliza con Itrio y se puede enriquecer con alúmina, de ahí deriva sus propiedades positivas: como alta resistencia a la flexión, resistencia a la fractura. (2)

La Zirconia tiene características físicas únicas que hacen que sea el doble de fuerte y resistente en comparación a las cerámicas basadas en alúmina. Otra propiedad físicamente importante es la resistencia a la fractura, la cual se ha reportado entre 8 MPa y 10 MPa, lo que lo hace significativamente más alto que cualquier otra cerámica dental. La resistencia a la fractura es la capacidad que tiene un material al ser indentado, para inhibir la propagación de las grietas. Los reportes clínicos sobre la Zirconia no han demostrado ningún problema sobre la estructura, las fallas han estado asociadas al chipping (fallas cohesivas) y a la delaminación (fallas adhesivas). (3)

Hasta la fecha hay tres tipos de cerámicas que refuerzan la estructura de zirconia, las cuales son utilizadas en odontología, la alúmina, el magnesio y zirconia policristalina tetragonal estabilizada con itrio, de las cuales la más utilizada es la Y-TZP, por presentar alta fuerza flexural en un rango de 900 a 1200 MPa. (2)

La Zirconia es un polimorfo completamente conocido que se presenta en tres formas: monoclinico (M), cúbico (C), y tetragonal (T). La Zirconia pura es monoclinica a temperatura ambiente. Esta fase es estable hasta 1170 °C. con una forma de prisma recto con lados rectangulares, por encima de esta temperatura, ésta se transforma en tetragonal, organizado en celdas cristalinas las cuales

pueden ser categorizadas en forma de un prisma recto con lados cuadrados y luego en fase cúbica a 2370 °C la cual se constituye en forma de un prisma amorfo con lados paralelepípedo. La fase cúbica tiene moderadas propiedades mecánicas, la fase monoclinica muestra reducción en las propiedades y la fase tetragonal provee mejores propiedades mecánicas. (4)

Durante el enfriamiento, una transformación de la fase tetragonal a monoclinica (T - M) se produce en un intervalo de temperatura de 670 a 1070 ° C, seguido de una expansión de volumen de aproximadamente 3 a 4%. Esta transformación de fase genera tensiones que dan lugar a la formación de grietas, debido a un aumento en el reticulado estructural. (1-4)

La estabilidad de la fase tetragonal se logra mediante la adición CaO, MgO e Y₂O₃. El papel de estos óxidos es la creación de espacios dentro de la estructura cristalina, las cuales mantienen el equilibrio entre cargas positivas y negativas cuando los cationes Zr⁴⁺ son sustituidos por los cationes de estos óxidos (cuya valencia es diferente a la del Zr). La razón de la estabilización de la fase tetragonal reside en que en la zirconia monoclinica, el número de coordinación de los iones Zr⁴⁺ es 7, mientras que en la zirconia tetragonal y cúbica el número es 8. La fase monoclinica es estable a temperatura ambiente debido a que su número de coordinación se ve favorecido por la naturaleza covalente de los enlaces Zr-O. Al incrementar la temperatura, la concentración de espacios de oxígeno aumenta, para acomodar estos espacios térmicamente generados, la estructura cambia a una con número de coordinación 8 (fases tetragonal y cúbica). La estabilidad de la

fase tetragonal requiere pequeñas concentraciones de espacios, mientras que la fase cúbica requiere un número mucho mayor. En el caso descrito, la concentración de espacios de oxígeno se produce por las altas temperaturas (cambio en la presión de oxígeno). (2)

Muchas de las restauraciones cerámicas son compuestas por dos capas de materiales, la estructura de Y-TZP, que soporta la carga y la porcelana de recubrimiento para la estética. Las cerámicas de recubrimiento utilizadas para la estructura de zirconia son primariamente compuestas de cerámicas vítreas con una composición menor en diferencias microestructurales dependiendo del fabricante. Caolín, sílice y feldespato son los principales componentes de las cerámicas de recubrimiento, cerámicas vítreas reforzadas con leucita y cerámicas vítreas nanofluorapatitas son también utilizadas para fabricar restauraciones en zirconia. (4)

Muchos factores pueden influenciar en la fuerza de adhesión entre la estructura de zirconia y la cerámica de blindaje como puede ser, estrés residual generado por incompatibilidad del coeficiente de expansión térmica, la interface que se genera en el proceso de fabricación de las mismas y tratamientos de superficie realizados a la estructura de zirconia. (4)

Los diferentes tratamientos de superficie que se han utilizado, son el desgaste de la superficie, el pulido, el arenado, la aplicación de liners y tratamientos térmicos,

que aunque son para aumentar la adhesión, pueden producir fallas en la unión de la estructura con la cerámica de recubrimiento. (1,5,6)

La falla en la cerámica de recubrimiento se presenta en forma de crack, en la interface de la estructura, clasificada como una falla cohesiva, chipping y la falla adhesiva se presenta en la cerámica de blindaje, delaminación. (7)

En cuanto al coeficiente de expansión térmica (CET), se define como un incremento en el volumen de un material a medida que aumenta su temperatura; un CET es alto cuando el material tiende a ser más noble y por otra parte los materiales duros tienden a tener un CET bajo. La incompatibilidad del CET entre dos materiales como la Zirconia ($10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) y la cerámica de blindaje (entre 12 y $14 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) dependen de la cerámica de recubrimiento y del fabricante) puede generar una tensión residual importante en la unión de estos, que al recibir una fuerza, pueden causar fallas. (4,8,9)

El porcentaje de fractura de la cerámica de recubrimiento, es del 15% después de 24 meses, el 25% después de 31 meses y el 8% después de 36 meses, siendo las fallas adhesivas y cohesivas de la cerámica uno de los principales factores responsables del fracaso de las restauraciones. (4)

Por todo esto se hace necesario conocer las causas, del chipping y de la delaminación y así poder implementar las técnicas que puedan prevenir este fenómeno y disminuir los valores de fracaso post tratamiento.

El objetivo de este estudio fue identificar las causas de fallas cohesivas y adhesivas de la cerámica de blindaje a la estructura de Y-TZP.

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las exigencias estéticas de los pacientes han generado grandes avances en el desarrollo de nuevos materiales dentales, buscando siempre que su comportamiento, sea similar al del tejido dental. Actualmente el Y-TZP, presenta alta resistencia a la dureza, que lo convierte en el material ideal para las restauraciones totalmente cerámicas en el sector anterior y posterior; sin embargo, el mayor problema que presenta este material, es la propagación de grietas y fracturas.

Por lo cual se hace necesario realizar esta revisión ante la situación de fallas adhesivas y cohesivas a la cerámica de blindaje y a la estructura de Y-TZP, para identificar cuáles son las causas más frecuentes y determinar cómo prevenirlas según lo que reporta la literatura.

1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿CUÁLES SON LAS CAUSAS DE LA DELAMINACIÓN Y CHIPPING DE LA CERÁMICA DE BLINDAJE EN LA ESTRUCTURA DE Y-TZP?

1.3 JUSTIFICACION

Actualmente el Y-TZP, presenta alta dureza a la fractura, convirtiéndolo en el material ideal para las restauraciones totalmente cerámicas en el sector anterior y posterior; sin embargo, el mayor problema que presenta este material, es la propagación de grietas y fracturas.

1.4 PROPÓSITO

Se hace necesario realizar esta revisión ante la situación de fallas adhesivas y cohesivas a la cerámica de blindaje y a la estructura de Y-TZP, para identificar cuáles son las causas más frecuentes y determinar cómo prevenirlas según lo que reporta la literatura.

1.5 MARCO TEORICO

1.5.1 EL Y-TZP

En 1988, el policristal itrio-óxido-tetragonal de circonio (Y-TZP) fue introducido para prótesis fijas dentales, un bio-cerámico de alta resistencia a la flexión (~900-1200 MPa) y tenacidad a la fractura (~9-10 MPa m^{1/2}). Las propiedades mecánicas de la cerámica de óxido de circonio son alcanzables debido a su efecto de endurecimiento en la fase de transformación, haciendo que este biomaterial sea más resistente a la propagación de grietas. Hoy en día, el Y-TZP es ampliamente utilizado para los marcos de las FDP anterior y posterior. El interés en esta

cerámica es cada vez mayor debido a las mejoras en tecnologías como las CAD/CAM. (10)

Estos materiales se fabrican a partir de partículas finas de ZrO_2 y 3-5% Y_2O_3 formando una estructura tetragonal parcialmente estabilizada a temperatura ambiente después del tratamiento térmico. Debido a la opacidad óptica de estos materiales, que se cubren con el recubrimiento de tipos de cerámica de feldespato, se logran características estéticas similares al diente natural (11).

Un punto importante a tener en cuenta radica en que, aunque las prótesis a base de óxido de circonio tienen altas tasas de supervivencia, es común que ocurran fallas en el recubrimiento cerámico tales como el desmoronamiento superficial, astillado, desprendimiento, fractura y la delaminación (12). Sin embargo hay que considerar que la falla más crítica asociada con este tipo de restauraciones es el chipping o fractura de la cerámica de recubrimiento, lo que requiere la sustitución de la restauración (5,10,13,14). Este problema puede atribuirse a fallas potenciales y generadas por artefactos durante la técnica de recubrimiento; de aquí que debe prestarse especial atención al uso de diferentes procedimientos de recubrimiento, que incluyan diversos métodos de aplicación de la porcelana, temperaturas de calentamiento, perfiles de tiro y los pasos de acristalamiento para lograr un desempeño importante del FDP. Por lo tanto, es crítico el centrarse en la influencia del proceso de recubrimiento sobre el rendimiento mecánico a largo plazo de la bicapa en todas las restauraciones de cerámica. (10)

1.5.2 Generalidades de las cerámicas

Los sistemas cerámicos deben cumplir ciertas características; entre ellas se incluyen las altas propiedades físicas y mecánicas, biocompatibilidad, adecuada adaptación marginal, óptima estética, tanto para el sector anterior, posterior y para PPF. Sin embargo son materiales frágiles con baja resistencia ténsil y son susceptibles a la propagación de grietas. (15)

Las cerámicas dentales son materiales que son parte de los sistemas designados con el propósito de reproducir prótesis dentales para remplazar estructuras dentales pérdidas o daños de la misma. (16)

El término cerámica proviene de la palabra griega "keramos" lo cual significa arcilla o alfarería, son materiales inorgánicos no metálicos, las cuales contienen compuestos de oxígeno con uno o más elementos metálicos o semi-metálicos, los cuales incluyen: aluminio calcio, litio, magnesio, fosforo potasio, silicón, sodio titanio y zirconio, boros, carburos, nitritos, así como mezclas complejas de estos materiales. (15)

Su estructura es cristalina y muestra una configuración periódica regular de los átomos de los componentes, y puede exhibir unión iónica o covalente. Aunque las cerámicas pueden ser muy fuertes, éstas también son extremadamente frágiles y fracasarán catastróficamente después de flexiones menores. (17)

Con respecto a las propiedades de las cerámicas, éstas pueden ser alteradas por el tipo y cantidad de componentes usados en su confección (15). Las cerámicas pueden ser desde muy translúcidas a muy opacas. Entre más vítrea la microestructura (por ejemplo, no cristalina), más translúcida será la cerámica; entre más cristalina, más opaca. Otros factores contribuyentes a la translucidez son el tamaño de la partícula, la densidad de las partículas, el índice refractivo, y la porosidad, solamente para mencionar unas pocas. (17)

Las cerámicas pueden ser divididas de acuerdo a su microestructura (cantidad y tipo de fase cristalina y composición vítrea), técnica de procesamiento (polvo/líquido, prensada, o maquinada), y aplicación clínica. (17)

1.5.3 Clasificación microestructural

A nivel microestructural, las cerámicas pueden ser definidas por su composición entre la proporción vidrio/cristalino. Pueden existir infinitas variabilidades de microestructuras de los materiales; sin embargo, estas pueden ser divididas en cuatro categorías composicionales básicas con unos pocos subgrupos:

- Categoría 1 de la composición: sistemas basados en vidrio (principalmente sílice).
- Categoría 2 de composición: sistemas basados en vidrio (principalmente sílice) con obturadores, usualmente cristalinos (típicamente leucito o un diferente vidrio de alta fusión).

- Categoría 3 de composición: sistemas basados en cristalino con obturadores de vidrio (principalmente alúmina).
- Categoría 4 de composición: sólidos policristalinas (alúmina y circonio).

1.5.3.1 Categoría 1 de composición

- Sistemas basados en vidrio, vidrio amorfo.

Los sistemas basados en vidrio están constituidos por materiales que contienen principalmente bióxido de silicón (también conocido como sílice o cuarzo), los cuales tienen varias cantidades de alúmina. Los aluminosilicatos que se presentan naturalmente, los cuales contienen varias cantidades de sodio y potasio, son conocidos como feldspars. Los feldspars son modificados en diferentes formas para crear los vidrios usados en la odontología. También son fabricadas formas sintéticas de los vidrios de aluminosilicato para la cerámica dental. Los autores no encontraron referencias documentadas que demostraran que los vidrios de aluminosilicatos que se presentan naturalmente funcionen más eficazmente o peor en comparación al sintético, aunque han existido sugerencias que expresan lo contrario. Estos materiales fueron primeramente usados en la odontología para construir dentaduras de porcelana. (18)

Las propiedades mecánicas son bajas, y la resistencia usualmente esta entre 60 MPa y 70 MPa. Por tanto, estos tienden a ser empleados como materiales de revestimiento para subestructuras metálicas o de cerámica, así como carillas,

usando ya sea la técnica del troquel refractario o lámina de platino. Esta es una micrografía electrónica de una superficie vítrea grabada con ácido. Los orificios indican un segundo vidrio, el cual fue removido con el ácido. La restauración de la carilla utiliza una porcelana vítrea. (18)

1.5.3.2 Categoría 2 de composición.

- Sistemas de vidrio con una segunda fase cristalina, porcelana.

Esta categoría tiene un gran rango de proporciones vidrio-cristalino y tipos de cristal, tanto que los autores subdividieron esta categoría en 3 grupos. La composición del vidrio es similar a la categoría 1 de vidrio puro. La diferencia está representada por las variadas cantidades de tipos de cristal que son agregados o que crecen en la matriz vítrea. Los tipos de cristales primarios actuales son leucito, disilicato de litio o fluoroapatita. El leucito es creado en la porcelana dental por medio del aumento del contenido de K_2O (óxido de potasio) del vidrio del aluminosilicato. Los cristales de disilicato de litio son constituidos agregando Li_2O (óxido de litio) al vidrio de aluminosilicato. Este también actúa como un flujo, disminuyendo la temperatura de fundición del material.

Estos materiales también han sido desarrollados en bloques manipulables de grano fino (Vitablocs Mark II para el uso con el sistema de fabricación/diseño asistido por computador CAD/CAM cerec. Sirona Cerec blocs son fabricados por Vita usando los polvos Vitablock Mark II; sin embargo, Sirona tiene un diferente

sistema de tonos. Este material es el vidrio manipulable más exitosamente documentado para la fabricación de inlays y onlays, y todos los estudios muestran una tasa de fracaso anual de menos del 1%, lo cual se compara favorablemente con la información de la supervivencia de la metalcerámica. Un bloque premanufacturado no tiene porosidad residual en el núcleo terminado, que pueda actuar como un punto débil y conducir a fracaso catastrófico. (18)

- Subcategoría 2.1.

Vidrio feldespático que contiene leucito entre bajo y moderado.

Aunque otras categorías tienen vidrio feldespático, estos materiales se han denominado porcelanas feldespáticas. El leucito puede alterar el coeficiente de expansión térmica (CTE) así como inhibir la propagación de grietas, por ello mejorando la resistencia del material. La cantidad de leucito puede ser ajustada en el vidrio con base en el tipo de núcleo y el CTE requerido. Estos materiales son los típicos materiales polvo/líquido usados para sistemas de núcleos de carillas y también son ideales para carillas de porcelana. (18)

Los materiales originales tenían un tamaño y distribución regularmente aleatorio de los cristales de leucito, y el promedio del tamaño de las partículas era de aproximadamente varios cientos de micrones. Esta distribución aleatoria y el tamaño grande de las partículas contribuyó a la baja resistencia de fractura de los materiales y a las propiedades abrasivas relacionadas con el esmalte. Las

recientes generaciones de materiales han sido desarrolladas con cristales de leucito bastante más finos (10 micrómeros a 20 micrómeros) y con una distribución muy uniforme de las partículas en todo el vidrio. Estos materiales son menos abrasivos y tienen bastante más alta resistencia flexural. (18)

La micrografía electrónica de una porcelana feldespática típica muestra una matriz de vidrio que rodea los cristales de leucito. Estos materiales son más comúnmente usados como porcelanas de carillas para las restauraciones de metalcerámica. (18)

- Subcategoría 2. 2.

Cerámicas que contienen vidrio con alto contenido de leucito (aproximadamente 50%).

La microestructura de estos materiales está compuesta de una matriz vítrea que circunda la segunda fase de los cristales individuales. El material comienza como un vidrio homogéneo. Un tratamiento secundario con calor nuclea y hace crecer los cristales, lo cual le proporciona a esta clase propiedades mecánicas y físicas mejoradas debido a la presencia física de los cristales y a la generación de esfuerzos compresivo alrededor de los cristales. Las cerámicas de vidrio pueden ser idealmente apropiadas para el uso como materiales dentales restaurativos y generalmente tienen propiedades mecánicas y físicas mejoradas, tales como aumento de la resistencia a la fractura, mejoría de la resistencia al shock térmico,

y resistencia a la erosión. Las mejoras de las propiedades dependen de la interacción de los cristales y de la matriz vítrea así como el tamaño y la cantidad de los cristales. Los cristales más finos generalmente producen materiales más fuertes. Las cerámicas de vidrio están en amplio uso para implementos de cocina, conos para la punta de los misiles, e incluso cubiertas contra el calor en vehículos espaciales. Éstas pueden ser opacas o traslúcidas dependiendo de la composición química y del porcentaje de cristalinidad. Un método fundamental para mejorar la resistencia y la dureza contra la fractura es una segunda fase para el fortalecimiento del material de vidrio contra la dispersión. Los cristales pueden actuar como especies de carrileras para la grietas. Una grieta que crece desde un defecto debe pasar a través o alrededor del cristal; esto desvía cierta energía de la grieta en propagación y la puede detener completamente. Por tanto, la restauración puede continuar funcionando en vez de partirse por la mitad. Además del efecto de "carrilera", los estreses compresivos alrededor de los cristales en crecimiento pueden ayudar a fijar las grietas y así a dar más aumento de dureza contra la fractura. (18)

La versión más ampliamente usada es la cerámica Empress prensable original. Varios materiales prensables con propiedades y microestructura similar a Empress están a disposición. Estos son Finesse, Authentic, y OPC. Una versión manipulable de Empress CAD diseñada para los sistemas CAD/CAM Cerec y E4D HAN funcionado bien clínicamente cuando son usados para inlays y onlays posteriores, así como restauraciones de carillas y coronas anteriores. El bloque de

porcelana paradigm C tiene similares propiedades. Los sistemas manipulables y prensables tienen bastante más alta dureza contra la fractura en comparación a los sistemas de polvo/líquido, y han demostrado excelentes resultados clínicos para las aplicaciones de inlays y onlays posteriores y para las restauraciones de carillas y coronas anteriores. (18)

- Subcategoría 2. 3.

Cerámicas de vidrio de disilicato de litio.

Esta es una verdadera cerámica de vidrio introducida inicialmente por Ivoclar como Empress II (y ahora en la forma de cerámica prensable y manipulable IPS emax). Con el aumento del contenido de los cristales hasta aproximadamente el 70% y refinando el tamaño de los cristales, se mejora la resistencia flexural. La matriz de vidrio está compuesta de silicato de litio con cristales de disilicato de litio que tienen tamaño de micrones y entre estos están cristales de ortofosfato de litio con tamaño submicrónico. Esto crea una matriz altamente obturada. Una porcelana de revestimiento está compuesta de cristales de fluoroapatita en un vidrio de aluminosilicato puede ser tendida por capas (estratificada) sobre el núcleo para crear la morfología y tono finales de la restauración. La forma y volumen de los cristales aumenta la resistencia flexural en aproximadamente 360 MPa, o casi cerca de 3 veces la de Empress. Este material puede ser translúcido incluso con el contenido alto de cristalino; esto se debe al índice refractivo relativamente bajo de los cristales de disilicato de litio. El material es

suficientemente translúcido y puede ser usado para restauraciones de contorno completo o para la más alta estética y puede ser revestido con una porcelana especial. La porcelana de revestimiento está compuesta de cristales de fluoroapatita en un vidrio de aluminosilicato puede ser extendida por capas sobre el núcleo para crear la morfología y tono finales de la restauración. La fluoroapatita es un fosfato de calcio que contiene flúor, $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$. Los cristales de fluoroapatita contribuyen a las propiedades ópticas de la porcelana de revestimiento y al CTE, por tanto coincide con el material prensable o manipulable de disilicato de litio. Tanto los materiales de revestimiento como de disilicato de litio son grabables debido a la fase vítrea. La información clínica inicial de las restauraciones unitarias es excelente para este material, especialmente si es unido. Un material con similares propiedades y estructuras denominado 3G OPC está a disposición como cerámica de vidrio prensable por parte del fabricante Pentron. (18)

1.5.3.3 Categoría de composición 3

- Cerámica de fase inter penetrante.

In-Ceram está compuesto por una familia de materiales restaurativos de totalcerámica basados en el mismo principio introducido en 1988. La familia incluye una variedad de resistencias, translucideces, y metodología de fabricación diseñada para cubrir el amplio alcance de las restauraciones de total cerámica, incluyendo carillas, inlays, onlays, y coronas anteriores/posteriores así como

puentes. In-Ceram Spinell (matriz de alúmina y magnesio) es la más translúcida, con una resistencia altamente moderada, y es usada para coronas anteriores. In-Ceram alúmina (matriz de alúmina) tienen alta resistencia y moderada translúcides, y es usada para coronas anteriores y posteriores. Circonio In-Ceram (matriz de alúmina y circonio) tiene una muy alta resistencia y más baja translúcides, y se usa principalmente para puentes posteriores de 3 unidades. Además, estos materiales son suministrados en forma de bloque para producir restauraciones talladas usando una variedad de sistemas de diseño. (18)

In-Ceram pertenece a una clase denominada compuestos de fase inter penetrante. Éstos consisten en por lo menos 2 fases, las cuales están entrelazadas y se extiende continuamente desde las superficies internas a externas. Esta clase tiene mejores propiedades mecánicas y físicas respecto a los componentes individuales; es requerida una ruta tortuosa a través de las capas alternas para que estos materiales se rompan. (18)

Los materiales de la fase inter penetrante generalmente son fabricados primeramente creando una matriz porosa; en el caso de In-Ceram, ésta sería una "esponja" de cerámica. Los poros luego son llenados con una segunda fase del material (vidrio de aluminosilicato de lantano) el cual utiliza acción capilar para sacar el líquido o el vidrio fundido hacia todos los poros para producir el material denso inter penetrante. (18)

El sistema fue desarrollado como una alternativa a las metalcerámicas convencionales y ha tenido gran éxito clínico. El sistema utiliza una matriz cristalina sinterizada que tiene un material de alto módulo (85% del volumen), en el cual existe una unión de las partículas en la fase cristalina. Esto es diferente a los vidrios o materiales de cerámica de vidrio debido a que estas cerámicas están compuestas de una matriz de vidrio con o sin un obturador cristalino, en el cual no existe la unión de las partículas (cristales). Puede usarse colaje para fabricar la matriz de cerámica, o esta puede ser tallada usando un bloque pre sinterizado. Las resistencias flexurales tienen un rango entre 350 MPa para Spinell, 450 MPa para alúmina, y hasta 650 MPa para circonio. Varios estudios clínicos apoyan el uso de In-Ceram alúmina para unidades individuales colocadas en cualquier parte de la boca. In-Ceram alúmina tenía las mismas tasas de supervivencia de las restauraciones de porcelana fundidas al metal hasta el primer molar, con una tasa de fracaso ligeramente más alta para el segundo molar. (18)

In-Ceram circonio debe solamente usarse sobre molares debido a su muy alta opacidad, la cual no es apropiada para la estética anterior. Para los dientes anteriores, la versión de magnesio de alúmina de In-Ceram (denominada Spinell) es ideal debido a su más alta transparencia. (18)

1.5.3.4 Categoría de composición 4

- Sólidas policristalinas

Las cerámicas de monofase sólidas sinterizadas están formadas por cristales directamente sinterizados conjuntamente sin ninguna matriz interviniente para formar una estructura densa de policristalino sin vidrio y sin aire. Varias técnicas de procesamiento permiten la fabricación ya sea de una estructura de óxido de aluminio sólida sinterizada o de óxido de circonio. El primer material policristalino completamente denso para las aplicaciones dentales fue procerá AllCeram alúmina con una resistencia de aproximadamente 600 MPa. El polvo de alúmina expresado y tallado en un troquel y sinterizado con cerca de 1600 °C, conduciendo a una cofia densa, pero con aproximadamente una contracción del 20%. (18)

El uso de lo que comúnmente se denomina en odontología circonio ha aumentado rápidamente en los últimos años. Este no es circonio puro; es estabilizado parcialmente por medio de la adición de pequeñas cantidades de otros óxidos de metales. El circonio parcialmente estabilizado permite la producción de restauraciones confiables de total cerámica de múltiples unidades para áreas de alta tensión, tales como las regiones posteriores de la boca. El circonio puede existir en varios tipos de cristal (fases) dependiendo de la adición de componentes menores, tales como calcio, magnesio, ytrio, y Cerio. Las fases específicas se estabilizan a temperatura del salón por medio de los componentes menores.

Típicamente para las aplicaciones dentales, cerca del 3% del peso del yterio es agregado al circonio puro. (18)

El circonio tiene características físicas únicas que hacen que este sea el doble de fuerte y resistente en comparación a las cerámicas basadas en alúmina. Los valores de la resistencia flexural tienen un rango entre aproximadamente 900 MPa a 1100 MPa. No existe correlación directa entre la resistencia flexural (módulo de ruptura) y el rendimiento clínico. Otra propiedad físicamente importante es la dureza contra la fractura, la cual se ha reportado entre $8 \text{ MPa m}^{1/2}$ y $10 \text{ MPa m}^{1/2}$ para el circonio. Esto es significativamente más alto que cualquier otra cerámica dental previa. La dureza contra la fractura es una medida de la capacidad que tiene el material para resistir el crecimiento de las grietas. El circonio tiene las propiedades físicas aparentes para ser usado para las FPD posteriores y anteriores de unidades múltiples. Los reportes clínicos sobre el circonio no han demostrado ningún problema con la estructura del circonio. Los problemas han estado asociados a astillamiento y agrietamiento de la porcelana. Mediante el uso de un protocolo de lento enfriamiento en el horno de esmaltado para ecualizar la disipación del calor del circonio y la porcelana, la resistencia de la porcelana a la fractura aumentaba en un 20%. El circonio puede estar en forma porosa o de bloques densos que son tallados para crear las estructuras o recientemente, restauraciones de contorno completo de una sola unidad. La mayoría son fabricadas usando bloques porosos tallados con un sobretamaño de alrededor del 25%, y sinterizados para una completa densidad durante un ciclo de 4 a 6 horas.

Un método alternativo involucra el tallado de un bloque completamente denso. Sin embargo, debido a la naturaleza del circonio, este método requiere de aproximadamente 2 horas de tiempo de tallado por unidad, mientras que el tallado del bloque poroso necesita de solamente 30 a 45 minutos para un puente de 3 unidades.

Dentro de las clasificaciones 2 y 3, las composiciones pueden variar grandemente. Varios materiales comerciales están en estos grupos. Los sistemas basados en vidrio (categoría 1 y 2) son grabables y por tanto fácilmente unibles. Los sistemas de base cristalina (categoría 3 y 4) no son grabables y tienen gran dificultad para la unión. Las categorías 1 a 3 pueden existir en una forma de polvo que luego es fabricado mediante el uso de la técnica del cepillo húmedo, o pueden también ser pre procesadas en un bloque que puede ser prensado o diseñado. Por regla general, los sistemas de polvo/líquido tienen una resistencia bastante inferior en comparación a los bloques prefabricados debido a la bastante más gran cantidad de burbujas y defectos en la restauración terminada. (18)

1.5.4 Clasificación basada en la técnica del procesamiento

Una forma más simplista y fácil de clasificar la cerámica usada en odontología es mediante cómo estas son procesadas. Todos los materiales pueden ser procesados por técnicas variadas; sin embargo, en general para la odontología, las cerámicas pueden ser clasificadas así: 1) sistemas basados en vidrio

polvo/líquido. 2) bloques manipulables o prensables de sistemas basados en vidrio. 3) sistemas (alúmina o circonio). CAD/CAM o procesados con troquel, principalmente cristalinos. Es importante un método de clasificación debido a que parece existir una mayor correlación con el éxito clínico (y por tanto con el fracaso debido a las técnicas de procesamiento. Aunque un material puede tener la misma química y microestructura, la metodología de procesamiento usada para producir una restauración puede mejorar o disminuir las propiedades finales y el éxito clínico. Específicamente, los bloques de materiales diseñados han funcionado más eficazmente que las versiones polvo/líquido del mismo material. (18)

1.5.4.1 Polvo/líquido

- 1A. Convencional

Existen típicamente materiales de revestimiento, los cuales pueden ser totalmente de vidrio o una mezcla de vidrio y componentes de cristal. Éstos incluyen carillas para estructuras de totalcerámica y metal y pueden también ser usados como restauraciones anteriores de carillas. Típicamente, estos materiales son mezclados manualmente con agua desionizada o un líquido de modelamiento suministrado por el fabricante. Éstos son contruidos manualmente y vibrados (condensados) para remover agua y aire. Éstos se someten a cocción al vacío para ayudar al remover el aire remanente y mejorar la densidad y la estética de la carilla. Debido a que estas restauraciones son hechas manualmente, con frecuencia están presentes vacíos en el material coccionado. Esto es inherente al

proceso y puede ser mejor o peor dependiendo de las condiciones ambientales, de las habilidades del técnico, y del ciclo de cocción. Frecuentemente, se observan burbujas que permanecen en el material de carillas estratificado manualmente. (18)

- 1B. Colaje

In-Ceram original y algunos bloques de circonio parcialmente estabilizados son fabricados basados en el colaje de alúmina o circonio. El colaje es una dispersión homogénea de polvo de cerámica en el agua. El pH del agua con frecuencia es ajustado para crear una carga sobre las partículas de cerámica, y el polvo de cerámica es cubierto con un polímero para hacer que las partículas estén suspendidas uniformemente en el agua. En el caso de In-Ceram, el colaje es pintado en un troquel de yeso usando un cepillo para formar el núcleo subyacente del diente de cerámica. El agua es removida por medio de acción la capilar del yeso poroso, el cual condensa las partículas en una red rígida. El núcleo de alúmina luego es sinterizado ligeramente (contracción de 0. 2%) en un horno para crear una red porosa interconectada. Es colocado polvo de vidrio de lantano sobre el núcleo; el vidrio se funde influye hacia los poros por medio de acción capilar para producir la red inter penetrante. El último paso en la fabricación implica la aplicación de porcelana aluminosa sobre el núcleo para producir la forma final de la restauración. Otras dispersiones de los polvos, tales como las creadas con

circonio, pueden ser vaciadas en un molde de yeso el cual saca el agua y la conduce a un bloque homogéneo de circonio que está siendo formado. (18)

1.5.4.2 Prensable

Las restauraciones de cerámica prensadas son fabricadas usando un método similar al moldeamiento de inyección. La porcelana monocromática o los lingotes de cerámica de vidrio son calentados para permitir que el material fluya bajo presión hacía un molde formado usando la técnica convencional de la cera perdida. La restauración puede ser colada en sus contornos finales y seguidamente tinturada y esmaltada para proporcionar coincidencia estética. Alternativamente, puede ser moldeada una cofia sobre la cual es agregada porcelana para lograr la forma y tono finales de la restauración. Las restauraciones Empress y otros materiales que tienen una estructura similar de leucito/vidrio son fabricadas de esta manera. Las cerámicas de vidrio IPS emax es también creada de esta forma. Las cerámicas prensables pueden ser usadas para inlays, onlays, carillas, y coronas unitarias. (18)

1.5.4.3 CAD/CAM

- 3A. Remoción sustractiva del exceso de material para fabricar la restauración, tallado.

Contorno completo.

Las restauraciones de contorno completo tales como inlays, onlays, coronas, y carillas pueden ser fabricadas de varios bloques de materiales. En general, estos bloques son fabricados usando polvos de inicio que son mezclados usando un aglutinador y luego prensados en un molde o extruídos como si fuera una salsa hacia la forma del bloque. El aglutinador ayuda a mantener el polvo unido para que la forma se mantenga después del prensado o la extrusión. Luego, los bloques son transferidos a un horno para remover el aglutinador y sinterizar con completa densidad. Tal como se mencionó anteriormente, las restauraciones talladas usando bloques tienden a tener una mejoría de la densidad y las propiedades mecánicas en comparación a las restauraciones de polvo/líquido o prensadas debido al proceso de fabricación estandarizado. (18)

Vidrio/cristal.

Vitablocs son fabricados usando polvos de grano fino, produciendo una cerámica casi completamente libre de poros con finos cristales. Este fue el primer material específicamente producido para el sistema Cerec y tiene una excelente historia de éxito clínico para los inlays, onlays, y coronas anteriores y posteriores. Sirona Cerec blocs son fabricados usando los mismos polvos. La restauración puede ser caracterizada con tinturas externas, o también puede ser agregada porcelana para producir un efecto estratificado (por capas). Estos bloques están a disposición como tonos apiñados monocromáticos, y polocromáticos semejante a una torta por capas, y de una forma que replican las coronas fabricadas manualmente en

las cuales la porcelana del esmalte es vertida por capas sobre la parte superior de la porcelana de la dentina. (18)

Vidrio/leucito.

Los materiales de vidrio/leucito incluyen Empress CAD y Authentic. Empress CAD está basado en el Empress prensable y tiene la misma microestructura (un vidrio feldespático con aproximadamente un componente de cristal de leucito del 45%). Estos bloques también tienen una fina estructura de cristal de leucito (aproximadamente 5 micrómeros a 10 micrómeros) y pueden también estar aún más caracterizados usando tinturas externas o porcelana. Empress CAD está a disposición en tonos apiñados monocromáticos y policromáticos. Las propiedades de la resistencia son similares a Vitablocs. Un aspecto común de todos estos bloques es la microestructura con tamaño de partícula fina que ayuda a resistir el daño durante el diseño, mejora las propiedades mecánicas, y disminuye el tiempo de pulimento de la restauración terminada. (18)

Disilicato de aluminio.

El bloque IPS emax (disilicato de aluminio) inicialmente no es completamente cristalizado, lo cual mejora el tiempo de tallado y disminuye el riesgo de astillamiento debido al tallado. La restauración tallada luego es tratada con calor durante 20 a 30 minutos para cristalizar el vidrio y producir el tono y propiedades mecánicas finales de la restauración. La cristalización cambia la restauración de

azul al tono del diente. La composición microestructural y química es esencialmente la misma de IPS emax Press. El bloque emax tiene varias translucideces, la menor translucidez es usada principalmente como material de la estructura y los bloques con más alta translucidez son usados para restauraciones de contorno completo. (18)

- Estructura.

Alúmina: fase inter penetrante/vidrio infusado.

Los bloques In-Ceram son fabricados presionando el polvo de alúmina conformando una forma de bloque similar a Vitablocs. Sin embargo, estos bloques son solamente sometidos a cocción con aproximadamente el 75% de la densidad. Los bloques porosos de los materiales In-Ceram son tallados para producir la estructura. Los bloques luego son infusados con un vidrio en diferentes tonos para producir un material con densidad del 100%, el cual luego es revestido con la porcelana. La infusión del vidrio solamente requiere 20 minutos para una cofia y 1.5 horas para un puente de tres unidades. La microestructura es la misma de alúmina de colaje. Los bloques están a disposición en todos los tres tipos de In-Ceram. (18)

Alúmina: porosa.

Las estructuras de alúmina pueden ser fabricadas de bloques de material poroso. La presión del polvo de alúmina usando un aglutinador hacia los moldes produce

los bloques. Los bloques pueden ser parcialmente sinterizados para mejorar la resistencia al daño del diseño o ser usados en forma prensada en un estado completamente crudo (sin cocción, con aglutinador). Las estructuras son talladas usando los bloques y luego son sinterizadas con completa densidad a aproximadamente 1500 °C durante 4-6 horas. La alúmina tiene un tamaño de partícula fina de cerca de un micrómetro y una resistencia de aproximadamente 600 MPa, y es diseñada para las unidades individuales anteriores y posteriores así como puentes anteriores de tres unidades. (18)

Circonio parcialmente estabilizado: poroso.

Las estructuras de zirconio talladas de bloques porosos son fabricadas similarmente a los bloques de alúmina. Existen varios métodos para pensar el polvo en el molde. El método uniaxial involucra el prensado desde una dirección, el método biaxial involucra desde dos direcciones iguales y opuestas, y el método isostático esencialmente indica un prensado uniforme en todas las direcciones. Todos los métodos tienen ventajas y desventajas; sin embargo, el resultado buscado es el mismo; es decir, producir un bloque homogéneo que se contraiga uniformemente. Debido a que este es el caso con el bloque alúmina, la estructura de zirconio tallada se contrae cerca del 25% después de un ciclo de 4 a 6 horas aproximadamente 1300-1500 °C. El tamaño de la partícula es de cerca de 0. 1 micrómetros a 0. 5 micrómetros. (18)

Zirconio parcialmente estabilizado: bloques HIP.

El zirconio completamente denso es producido por medio del prensado isostático. El polvo de zirconio puede ser pre prensado en un bloque, o el polvo mismo es empacado en un molde flexible. Ya sea el bloque o el molde es entonces sellado al vacío en una bolsa de caucho o plástica hermética al aire y se coloca en una cámara llena de fluido. Luego es aplicada presión al fluido y se transmite uniformemente alrededor del zirconio. Es aplicado calor a la cámara, el cual sinteriza el zirconio con una densidad completa. Los bloques de zirconio producidos de esta manera pueden lograr valores de la resistencia flexural de aproximadamente 1200 MPa a 1400 MPa. Sin embargo, se requiere de un tallado extenso para producir la estructura, y el valor más alto de la resistencia generalmente no justifica la productividad perdida. La exactitud puede ser mejorada versus el método del bloque y puede ser preferida para estructuras grandes que abarcan la arcada. (18)

3B. Aditivo.

Electrodeposición.

Las dispersiones del polvo In-Ceram usadas en la técnica de colaje han sido aplicadas a sistemas de electrodeposición, el cual aplica una corriente en la dispersión y deposita partículas de polvo automáticamente sobre la superficie de un troquel conductor. Este método es eficiente para unidades individuales pero se

convierte en una gran dificultad y potencialmente no es confiable para estructuras de unidades múltiples. (18)

El zirconio es un elemento químico, ubicado en el grupo número 4 de la tabla periódica, con número atómico 40. Ocupa un lugar de gran importancia entre las cerámicas de óxido debido a sus excelentes propiedades mecánicas entre ellas, su alta resistencia a la corrosión. (18)

Existe una gran controversia entre si se define al zirconio como un metal o como una cerámica (1). Consta de un polvo de cerámica, que se utiliza como pigmento blanco, presenta una configuración molecular de tipo monoclinico a temperatura ambiente, lo cual hace que sea más frágil y por ende no es usado en odontología. (18)

1.5.4 Para ser usado en tratamientos odontológicos y para mejorar las propiedades

Existen tres tipos de sistemas cerámicos de zirconio que son usados en odontología, como lo son: Cerámicas de cristal de óxido de circonio-infiltradas con alúmina, de magnesio dopado con óxido de circonio parcialmente estabilizado y 3% de Itrio que contiene óxido de circonio tetragonal policristalino, el cual es de mayor uso en odontología, gracias a su resistencia a la flexión que va de 900 a 1200 MPa

El zirconio presenta tres formas cristalográficas diferentes, dependiendo de la temperatura. En su fase monoclinica presenta un cambio de temperatura ambiente hasta 1.170°C, entre 1170 a 2370°C presenta una fase tetragonal, y de 2370°C en adelante, una fase cúbica. Entre la fase tetragonal y monoclinica se presenta un enfriamiento acompañado de una aumento de volumen de 4.5% (1).

1.6 OBJETIVOS

1.6.1 Objetivo General

Identificar mediante una revisión sistemática de literatura las causas de las fallas adhesivas y cohesivas de la cerámica de blindaje en la estructura de Y-TZP.

1.6.2 Objetivos Específicos

- Establecer el nivel de evidencia de cada artículo de acuerdo a la escala SIGN o la escala ACFO.
- Identificar en la literatura cuál es la causa más frecuente de delaminación y chipping de la cerámica de blindaje en la estructura de Y-TZP para poder prevenirla.

2. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Revisión Sistemática

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Estructura de Y-TZP

2.3 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO

Artículos científicos relacionados con las causas de la delaminación y chipping (coeficiente de expansión térmica, tratamiento de superficie y otros factores).

2.4 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.4.1 Criterios de inclusión

- Revisiones sistemáticas
- Revistas indexadas nacionales e internacionales
- Artículos en inglés y español
- Artículos desde Enero de 2000 hasta el año 2014

2.4.2 Criterios de exclusión

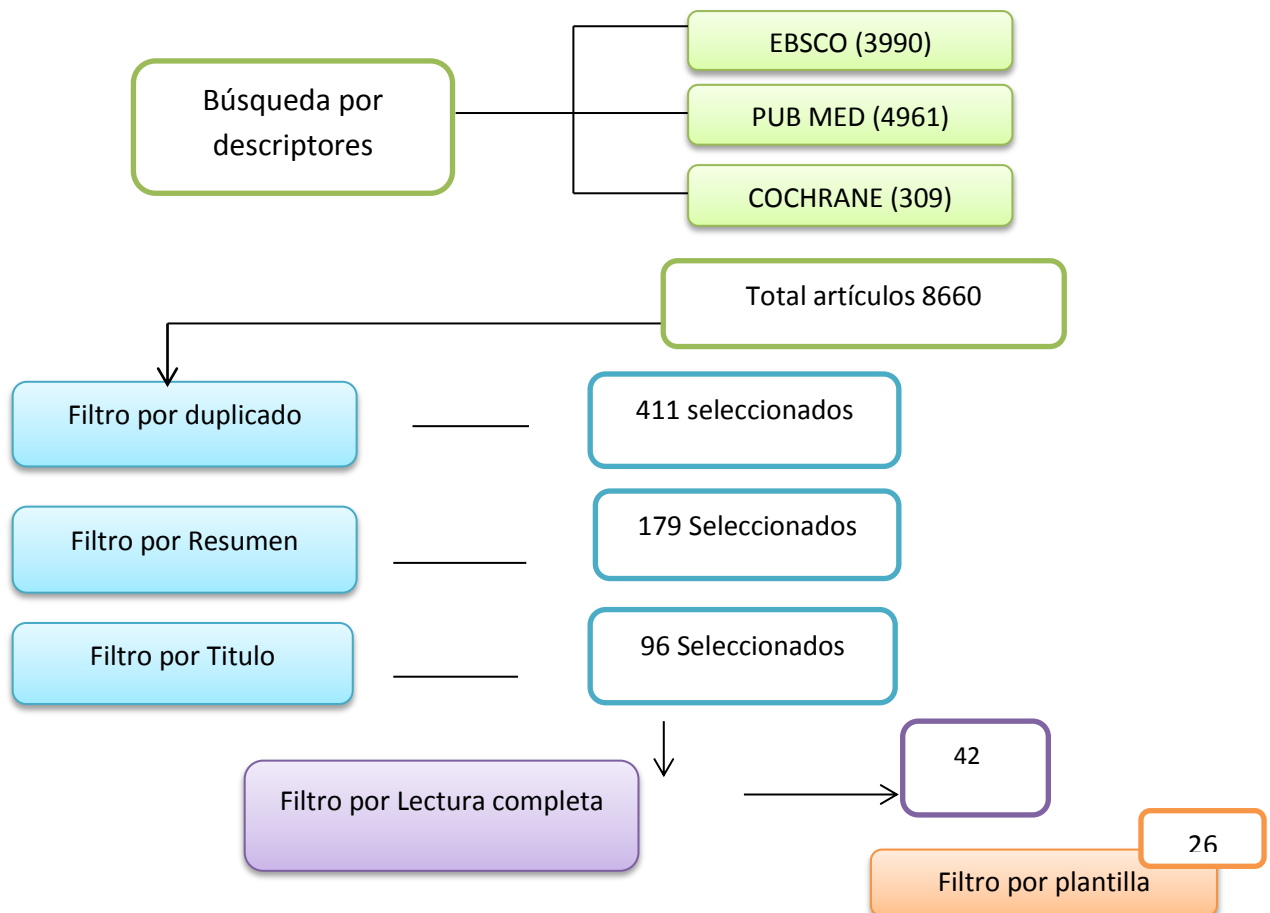
- Artículos de bajo rigor metodológico.

2.5 DESCRIPTORES DE BUSQUEDA

- Zirconio delamination
- Zirconia
- Chipping zirconia
- Y-TZP Zirconia
- Debonding of zirconia
- Zirconia surface treatment
- Core of zirconia
- Ceramic Adhesión
- Fracture toughness zirconia

Bases de datos: The Cochrane Collaboration, PubMed, EBSCO - HOST

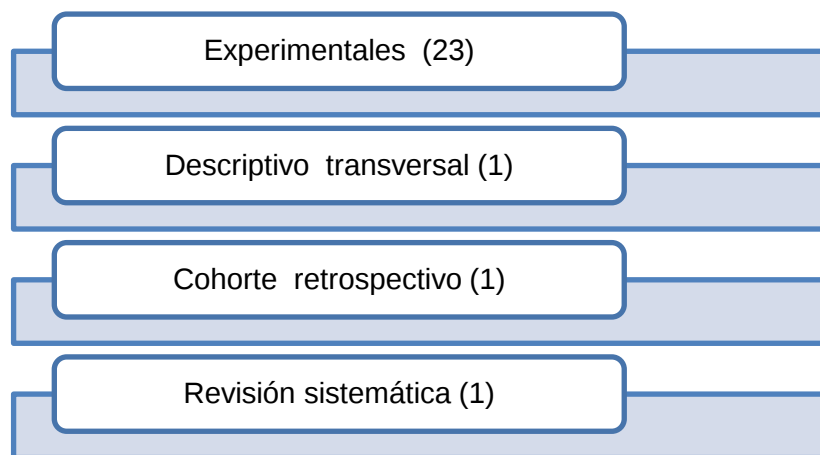
2.6 ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA



2.7 METODOLOGÍA

Fue aplicada la plantilla ACFO a los artículos seleccionados después de completar totalmente el proceso de lectura; para las revisiones sistemáticas fue aplicada la plantilla SING.

Entre los estudios que aportaron información en la presente revisión sistemática se encontraron:



3. RESULTADOS

Dentro de los artículos seleccionados para esta revisión sistemática, se analizó las causas de la delaminación y chipping de la cerámica de blindaje en la estructura de Y-TZP, dentro de las cuales podemos clasificar tratamientos de superficie, coeficiente de expansión térmica, proceso de enfriamiento y calentamiento de la estructura, y otros factores (espesor de la cerámica, diseño de la preparación, técnicas de agregado, cargas oclusales, entre otros).

3.1 TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE

Sato, Doi y Soung (6,19,20), reportaron en sus estudios tratamientos abrasivos y térmicos en donde se mostró que con los tratamientos abrasivos se generaba una mayor fase de transformación de Tetragonal a Monoclínica en donde determinaron que con el tratamiento térmico no disminuyó la adhesión entre la estructura de Y-TZP y la cerámica de blindaje; todos sugieren que con el tratamiento térmico después del tratamiento abrasivo mejora la adhesión y puede ser reversada la fase monoclinica a la fase tetragonal.

Chintapalli, Yamaguchi y Aboushelib (21,22,23) reportaron en su estudio que el tratamiento de superficie de arenado sobre la estructura de Y-TZP induce un cambio en la transformación de tetragonal a monoclinica, siendo mayor la fase de

transformación cuando las partículas son de gran tamaño y sugieren un tratamiento térmico para estabilizar la fase monoclinica a la tetragonal.

Kim, Tada y Col. (5,24) en el siguiente año, realizaron tratamiento de liner, desgaste y arenado en superficies de Y-TZP, en donde encontraron que el tratamiento con liner solamente, generó una mayor tasa de fracaso y fractura de la cerámica de blindaje, ocasionando fallas adhesivas, sin embargo el arenado y el pulido afecta la fase de transformación, por lo tanto sugieren realizar un tratamiento de superficie con liner más un tratamiento térmico para mejorar la adhesión y prevenir el chipping, del mismo modo recomiendan mejorar la dureza de las cerámicas de blindaje.

Elsaka (25) realizó un tratamiento de arenado, cloruro de metileno y una solución de grabado caliente, siendo que éste último debería ser considerado un tratamiento alternativo para prevenir la fase de transformación de tetragonal a monoclinica.

Grigore y col, (26) emplearon en su estudio tratamientos de superficie de grabado térmico y arenado, generando una mayor fase de transformación de tetragonal a monoclinica y concluyeron que al realizar un tratamiento de arenado y posteriormente un tratamiento térmico pudieron obtener una reversa de esta transformación.

3.2 COEFICIENTE DE EXPANSIÓN TÉRMICA

De Kler y Hallman, (4,27) confirmaron en su estudio que al utilizar cerámica de blindaje con diferentes coeficientes expansión térmica sobre la estructura de zirconia se generaba un cambio en la transformación de la fase tetragonal a monoclinica mayor que con el tratamiento abrasivo, por lo que ellos sugieren un pre- tratamiento abrasivo antes de la cerámica de recubrimiento.

Meira, Swain y Col. (13,28) concluyen que los cambios de coeficientes de expansión térmica y enfriamiento rápido afectan significativamente el estrés residual de la cerámica de blindaje en la estructura Y-TZP.

3.3 OTROS FACTORES

Matsumoto y Col. (9) reportaron que al utilizar cerámicas intermedias de baja resistencia y con un enfriamiento lento disminuye la adhesión entre la cerámica de blindaje a la estructura de zirconia.

Mainjot y Col. (29) destacan la importancia del espesor de la estructura del Y-TZP y la cerámica de blindaje donde concluyen que la diferencia entre éstos, generan tensiones residuales.

Guess y Col. (30) reportan que el soporte anatómico de la estructura del Y-TZP influyen en el chipping, encontrando así que a un mayor espesor en la cerámica de blindaje se genera una mayor área de chipping (fallas cohesivas) y adicional se localizaron en cúspides funcionales, en área de contacto; y que técnica de

prensado y por capa para la colocación de cerámica de blindaje da mayor previsibilidad por lo cual concluye realizar buen diseño de la estructura basado en un mayor espesor de la misma disminuyendo el espesor de la cerámica en altura que en sentido vestíbulo lingual.

Broseghini y Col. (31) atribuyen las causas de chipping a los cambios de coeficientes de expansión térmica a los incorrectos valores de enfriamiento, calentamiento y a los incorrectos tratamiento de superficie al Y-TZP antes de colocar la cerámica de blindaje y al inadecuado soporte de la misma.

Baldassarri, Allahkarami en el 2011 y Koenig en el 2013, (10,32,33) reportaron que las causas de la iniciación y propagación la grieta sobre las estructuras del Y-TZP, están relacionadas con ciertos parámetros de riesgo, como las restauraciones antagonistas, restauraciones implanto soportadas, la actividad parafuncional, las cargas oclusales y la falta de uso de placas oclusales.

Aktas en el 2013, (34) demostraron que al agregar cerámica de blindaje con diferente coeficiente de expansión térmica disminuyó notablemente la unión a la estructura de Y-TZP; al mismo tiempo utilizaron un colorante líquido para opacar la estructura, y ver si afectaba la interface, encontrando como resultado que dicha técnica no tenía relevancia en la fuerza de adhesión.

En el año 2013, Vidotti y Col, (14) realizaron técnicas de ciclo térmico y mecánico, así como métodos de recubrimiento por capas y prensado, donde demostraron que no se veía influenciada la fuerza de unión. Por el contrario las diferencias de

CET entre materiales si generaban disminución en dicha unión, durante la cocción en la cerámica de blindaje.

3.4 ENFRIAMIENTO Y CALENTAMIENTO

Øilo y col, (11) se enfocaron en determinar si el proceso de calentamiento alteraba la cerámica de blindaje y las propiedades del Y-TZP, donde encontraron que efectivamente se afectaba la microdureza y la fuerza flexural de dichas estructuras.

Tan at el (12), enfocaron su estudio en el protocolo de enfriamiento y calentamiento, en donde pudieron observar que la mayoría de las fallas se dieron en la interface entre la estructura y la cerámica de recubrimiento a causa de un estrés residual y a las fallas cohesivas; determinando así, que el protocolo de enfriamiento debe realizarse de manera lenta, aunque en su estudio no pudieron establecer un tiempo determinado.

Los artículos empleados en el documento se presentan en la siguiente tabla de acuerdo al nivel de evidencia y grado de recomendación.

Tabla 1. Artículos utilizados para la investigación

Título	Autor	Nivel de evidencia	Grado de recomendación
Aesthetic Functional Area Protection Concept for Prevention of Ceramic Chipping with Zirconia Frameworks.(31)	C. Broseghini, M. Broseghini, S. Gracis, P. Vigolo.	III	B
Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study.(33)	V. Koenig, A. Vanheusden, S. Le Goff, A. Mainjot	III	B
Effect of colouring green stage zirconia on the	G. Aktas, E. Sahin, P.		

adhesion of veneering ceramics with different thermal expansion coefficients.(34)	Vallittu, M. Ozcan, L. Lassila.	III	B
Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns.(30)	P. Guess, E. Bonfante, N. Silva, P. Coelho, V. Thompson.	III	B
Effect of differences in coefficient of thermal expansion of veneer and Y-TZP ceramics on interface phase Transformation.(4)	L. Hallmann, P. Ulmer, S. Wille, M. Kern.	III	B
Effect of intermediate ceramics and firing temperature on bond strength between Tetragonal zirconia polycrystal and veneering ceramics.(9)	N. Matsumoto, M. Yoshinari, S. Takemoto, M. Hattori, E.Kawada, Y.Oda.	III	B
Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic.(5)	H. Kim, H. Lim, Y. Park, M. Vang.	III	B
Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications.(22)	H. Yamaguchi, S. Ino, N. Hamano, S. Okada, T. Teranaka.	III	B
Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments (20)	J.Song, S. Park, K. Lee, K. Yun, H. Lim.	III	B
Influence of crystal structure on debonding failure of zirconia veneered restorations(23)	M. Abousheliba, H. Wang	III	B
Influence of Pre-treatments on Flexural Strength of Zirconia and Debonding Crack-initiation Strength of Veneered Zirconia.(19)	M. Doi, K. Yoshida M. Atsuta, S. Takahashi	III	B
Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic.(1)	M. Guazzato, L. Quach, M. Albakry, M. Swain	III	B
Influence of surface treatment on bond strength of veneering ceramics fused to zirconia (24)	K.Tada T. Sato, M. Yoshinari.	III	B
Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia-veneering ceramic systems (25)	S. Elsaka	III	B
Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs.(27)	M. De Kler, N. De Jager, M. Meegdes, J. Van Der Zel.	III	B
Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling (29)	A. Mainjot, G. Schajer, A. Vanheusden, M. Sadoun.	III	B
Mapping the tetragonal to monoclinic phase transformation in zirconia core dental crowns(32)	M. Allahkarami, J. Hanan	III	B
Mechanical Properties of Dental Zirconia Ceramics Changed with Sandblasting and Heat Treatment. (6)	H.Sato, K. Yamada, G. Pezzoti, M. Nawa, S.Ban.	III	B
Microstructure of veneered zirconia after surfacetreatments: A TEM study.(26)	A. Grigore, S. Spallek,A. Petschelt, B. Butz, E. Spiecker, U. Lohbauer.	III	B
Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting (21)	R. Chintapalli, F. Marro, E. Pique, M. Anglada.	III	B
Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques.(10)	M. Baldassarri, Yu Zhang , V. Thompson, E. Rekow, C. Stappert.	III	B
Residual stresses in Y-TZP crowns due to changes in the thermal contraction coefficient of veneers (13)	J. Meira. B. Reisa, C. Tanaka, R. Ballester ,P. Cesar, A. Versluis , M..Swain	III	B
The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic.(11)	M. Øilo, N. Gjerdet, H. Tvinnereim.	III	B

The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia.(12)	J. Tan, D. Sederstrom, J. Polansky, E. McLaren, S. White.	III	B
Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength.(14)	H. Vidotti, J. Pereira, E. Insaurralde, A. de Almeida, A. do Valle.	III	B
Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures (28)	M. Swain.	V	D

Por otra parte los artículos que fueron excluidos por no cumplir con todos los criterios de búsqueda se pueden encontrar en la tabla 2.

Tabla 2. Artículos excluidos de la investigación

Títulos	Autor	Motivo de exclusión
Effect of veneering technique on the fracture resistance of zirconia fixed dental prostheses (35)	M. Chaar, S. Witkowski, J. Strub	Resistencia a la fractura de estructura zirconia en prótesis fija.
Fracture toughness of heat-pressed and layered ceramics (36)	R. Ansong, B. Flinn, K. Chung, L. Mancl, M. Ishibe, A. Raigrodski	Resistencia a la fractura de cerámica prensada al calor
Evaluation of a conditioning method to improve core-veneer bond strength of zirconia restorations (37)	J. Teng, H. Wang, Y. Liao, X. Liang	Preparación interna de la estructura
Identification of monoclinic phase in CAD/CAM zirconia FPD frameworks (38)	V. Kypraiou, S. Pelekanos, G. Eliades,	Observa la estructura Y-TZP y no realiza tratamiento de superficie
Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature (39)	J. Schley, N. Heussen, S. Reich, J. Fischer, K. Haselhuhn, S. Wolfart	Estudia la estructura de zirconio en prótesis fija de 3 unidades
Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia (40)	M. Inokoshi, F. Zhang, J. Munck, S. Minakuchi, I. Naert, J. Vleugels, B. Meerbeek, K. Vanmeensel	Determina la sinterización de la estructura Y-TZP pero no explica el tratamiento de superficie
Surface characterization of dental Y-TZP ceramic after air abrasion treatment (41)	L. Hallmann, P. Ulmer, E. Reusser, C. Hammerle	Observa la rugosidad de estructura de Y-TZP
Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics (42)	M. Aboushelib, C. Kleverlaan, A. Feilzer	No concluye que tipo de tratamiento produce mayor adhesión

Confocal Raman microscopic analysis of the zirconia/feldspathic ceramic interface (43)	J. Durand, B. Jacquot, H. Salehi, M. Fages, J. Margerit, F. Cuisinier	No determina las fallas de la inter-fase entre la estructura zirconio y la cerámica
XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: Role of application methods (44)	M. Tholey, C. Berthold, M. Swain, N. Thiel	Diferentes grosores en la capa de la cerámica
Influence of Low -Temperature Environmental Exposure on the Mechanical Properties and Structural Stability of Dental Zirconia (45)	T. Alghazzawi, J. Lemons, P. Liu, M. Essig, A. Bartolucci, G. Janowski.	No determina el efecto del cambio de la estructura
Laboratory Simulation of Y-TZP All-ceramic Crown Clinical Failures.(46)	P. Coelho, E. Bonfante, N. Silva, E. Rekow, V. Thompson	No determino cual es la causa del chipping
Residual stress profiles in veneering ceramic on Y-TZP, alumina and ZTA frameworks: Measurement by hole-drilling.(47)	K. Fukushima, M. Sadoun, P. Cesar, A. Mainjot.	Compara la adhesión de la cerámica de recubrimiento a diferentes estructuras
Fracture toughness and hardness of a Y-TZP dental ceramic after mechanical surface treatments.(48)	T. Traini, E. Gherlone, S. Parabita, S. Caputi, A. Piattelli	Realiza tratamiento a la estructura total de Y-TZP
Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic (49)	F. Komine, A. Saito, K. Kobayashi, M. Koizuka, H. Koizumi, H. Matsumura	No determinan los tiempos de enfriamientos entre la cerámica y estructura zirconio
Effect of Zirconia Surface Treatments on the Shear Strength of Zirconia/Veneering Ceramic Composites (50)	J. Fischer, P. Grohmann, B. Stawarczyk	Tratamiento que se le realiza a la estructura para ser cementada con resina

4. DISCUSIÓN

La zirconia ha sido potencialmente aceptada como un material para tratamientos dentales, este material tiene excelentes propiedades mecánicas, estéticas y de biocompatibilidad. (2)

Grigore y col en el 2013 (26) mencionan en su estudio que el mayor problema asociado a restauraciones total cerámicas con estructuras de zirconia y cerámicas de blindaje, es el chipping y delaminación por lo cual se ha venido investigando las causas, por medio de diferentes tratamientos de superficies. Hallman y col en el 2014 (4) mencionaron que muchos factores pueden influenciar en la fuerza de adhesión entre la estructura de zirconia y las cerámicas de blindaje, dentro de las cuales están, el estrés residual generado por incompatibilidad de coeficientes de expansión térmica, interfaces en los procesos de fabricación, tratamientos de superficie y otros factores.

Los tratamientos de superficie han sido utilizados como alternativa para mejorar la adhesión entre las estructuras de zirconio y cerámicas de blindaje y para prevenir fallas cohesivas y adhesivas que generen las causas del daño a las estructuras.

Sato en el 2008 (6) realizó tratamientos de superficie en la zirconia como abrasivos y térmicos en donde observó un cambio en la fase de tetragonal a monoclinica de la estructura del Y-TZP, luego utilizó un tratamiento térmico después del abrasivo para mejorar la adhesión; similar a recientes estudios de

Doi en el 2011 y Song en el 2013 (19,20) en donde ellos concluyeron que el tratamiento térmico realizado por si solo o después de un tratamiento abrasivo o de arenado no mostro transformación de la fase T- M evitando el inicio de fracturas o disminución en la adhesión de la cerámica de blindaje en la estructura de zirconia, y cuando realizan el tratamiento de arenado que ocasiona cambio en la transformación de la fase monoclinica, éste podía ser reversado tras un tratamiento térmico y pasar de fase monoclinica a tetragonal como lo confirman también Aboushelib y col 2013 (23) que utilizaron el tratamiento térmico para estabilizar la fase tetragonal después de haber aplicado tratamiento de arenado con grandes partículas. Adicionalmente otros tratamientos de superficie han sido causas de cambios en la estructura de transformación de la fase de T-M, tales como liners, cloruros de magnesio, solución de grabado térmico que no han mostrado gran relevancia en la literatura.(5,24,25).

Meira y Swain (13,28) mostraron que los cambios de CET en la contracción térmica afectan significativamente las fuerzas residuales en las capas de recubrimientos del Y-TZP y así mismo, un enfriamiento rápido de su proceso de sinterizado. De Kler y Hallman (27,4) Corroboran esta afirmación observando una extensión de la fase tetragonal a monoclinica en la interface entre la cerámica de blindaje y la estructura de zirconia, considerando que el CET entre estas estructuras debe ser lo más cercano posible para mejorar la interface.

Otros estudios han tomado otros factores como causas de la delaminación y el chipping como la técnicas o métodos de colocación de cerámica de blindaje,

técnica a mano y por prensado, que demostraron que estos tuvieron gran influencia en la propagación de grietas y chipping asociadas a fallas por cargas oclusales.(10)

Contrario a lo que afirma Vidotti (14) en su estudio, indica, que estas técnicas no influyen en la unión entre cerámica de blindaje y estructura de zirconia, lo que si afirma es que coincide con otros estudios en que la diferencia entre los CET genera disminución entre la unión de estos materiales. (4,13,28)

Koenig (33) refiere como otros factores asociados a fallas en estructuras de zirconia en la cerámica de blindaje, las restauraciones sobre implantes, las restauraciones antagonistas y las cargas oclusales; las cuales se les deberían dar mayor importancia debido a que representa un gran factor de riesgo para este tipo de restauraciones. (10,32) Sin embargo tales factores como el espesor de la cerámica de blindaje sobre la estructura de zirconia se le ha atribuido como un causante de chipping y de delaminación por ser de mayor espesor en la cerámicas de blindaje que en la estructura Y-TZP, ocasionando fallas cohesivas, pero aun así, no se ha establecido un espesor determinado; de otro modo, el diseño de la estructura también se ve influenciado en la distribución de las fuerzas oclusales (29,30,33).

Broseghini asoció las fallas de delaminación y chipping, a los espesores de la cerámica de blindaje y a las diferencias entre los coeficientes de expansión térmica de las mismas. (31)

5. CONCLUSIÓN

El presente estudio mostró las diferentes causas de chipping y de delaminación de cerámica de blindaje sobre la estructura de Y-TZP determinando que la causa más relevante es la diferencia entre coeficientes de expansión térmica, seguido de procesos de enfriamiento y calentamiento de la estructura y tratamientos de superficies que generaron mayores transformaciones de la fase tetragonal a fase monoclínica, ocasionando una mayor inestabilidad entre los materiales.

Se sugiere utilizar materiales con CET lo más cercanos posibles entre la estructura de zirconia y la cerámica de blindaje.

Así mismo, que los procesos de enfriamiento y calentamiento sean lo más lentos posibles aunque no se hayan establecido tiempos determinados.

6. RECOMENDACIONES

Los coeficientes de expansión térmica deben ser lo más cercanos posibles entre la estructura de Y- TZP y la cerámica de blindaje.

El proceso de enfriamiento, debe ser lo más lento posible.

Los factores oclusales deben ser considerados como un factor de riesgo relevante.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Vagkopoulou T, Koutayas S, Koidis P, Strub J. Zirconia in dentistry: part 1. discovering the nature of an upcoming bioceramicthe. European journal of esthetic dentistry 2009; 4(2):130-151
2. Al- Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical Trials in Zirconia: a Systematic Review Journal of oral Rehabilitation 2010; 37: 641-652
3. Giordano R, McLaren E. Classification by microstructure and processing methods. Compendium Continetal educative dental 2010; 31(9): 682-697
4. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Kern M. Effect of differences in coeficient of termal expansión of veneer and Y-TZP ceramics on interface phase transformation. Journal Prosthetic Dentistry 2014.
5. Kim H, Lim H, Park Y, Vang M. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. Journal Prosthetic Dentistry.2011; 105:315-322.
6. Sato H, Yamada K, Pezzoti G, Nawa M, Ban S. Mechanical Properties of Dental Zirconia Ceramics Changed with Sandblasting and Heat Treatment. Journal dental materials 2008; 27(3):408-414
7. Durand J, Jacquot B, Salehi H, Fages M, Margerit J, Cuisinier F. Confocal Raman microscopic analysis of the Zirconia / feldspathic ceramic interface. Dental materials 2012;28:661–671.

8. Craig R, Hanks C, Kohn D, Koran A, Power J, Wagnr W, Wataa J. Materiales de odontología restauradora. 10° edición. 1998. p44-45
9. Matsumoto N, Yoshinari M, Takemoto S, Hattori M, Kawada E, Oda Y. Effect of intermediate ceramics and firing temperature on bond strength between tetragonal zirconia polycrystal and veneering ceramics. Dental Material Journal 2013; 32(5): 734-743
10. Baldassarri M, Zhang Y, Thompson V, Rekow E, Stappert C. Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. Journal of dentistry 2011; 39: 489-498.
11. Øilo M, Gjerdet N, Tuinnereim H. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. Dental Materials 2008; 24: 471-475.
12. Tan J, Sederstrom D, Polansky J, McLaren E, White S. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. Journal Prosthetic Dentistry 2012; 107:163-169.
13. Meira J, Reis BR, Tanaka C, Ballester R, Cesar P, Versluis A, Swain M. Residual stresses in Y-TZP crowns due to changes in the thermal contraction coefficient of veneers. Dental Materials 2013; 29: 494-601.
14. Vidotti H, Pereira J, Insaurralde E, Pompéia A, Lins do Valle A. Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. Journal of Dentistry 2013; 41: 307-312.
15. Pollington S, Van Noort R. An Update of Ceramics in Dentistry. International Journal of Clinical Dentistry 2009; 2(4);307- 330.

16. A. Shenoy, N. Shenoy .Dental ceramics: An update .Journal of Conservative Dentistry 2010; 13 :195-203
17. E. McLaren, Y. Whiteman. Ceramics: Rationale for Material Selection 2010; 31: 666-679
18. Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub J, Hammerle C. Effect of Thermal Misfit Between Different Veneering Ceramics and Zirconia Frameworks on in vitro Fracture Load of Single Crowns. Journal Dental Materials. 2007; 26 (6) : 766-782.
19. Doi M, Yoshida K, Atsuta M, Takahashi S. Influence of Pre-treatments on Flexural Strength of zirconia and debonding crack-initiation strength of Veneered Zirconia. Journal Adhesive Dentistry 2011; 13:79:84
20. Song J, Park S, Lee K, Yung K, Lim H. Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. Journal of Prosthetic Dentistry 2013; 110: 274-280.
21. Chintapalli R, Marro F, Jimenez E, Anglada M. Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting. Dental Materials 2013; 29: 566-572
22. Yamaguchi H, Ino S, Hamano N, Okada S, Teranaka T. Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications. Dental Materials Journal 2012; 31(3):472-480
23. Aboushelib M, Wang H. Influence of crystal structure on debonding failure of zirconia veneered restorations. Dental Materials 2013; 29: 97-102.

24. Tada K, Sato T, Yoshinari M. Influence of surface treatment on bond strength of veneering ceramics fused to zirconia. *Dental Materials Journal* 2012; 31(2):287-296.
25. Elsaka S. Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia-veneering ceramic systems. *Dental Materials* 2013; 29:239-251.
26. Grigore A, Spallek S, Petschelt A, Butz B, Spiecker E, Lohbauer U. Microstructure of veneered zirconia after surface treatments: A TEM study. *Dental Materials* 2013; 29: 1098-1107.
27. De Kler M, De Jager N, Meegdes M, Van Der Zel J. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *Journal of Oral Rehabilitation* 2007; 34:841-847
28. Swain M. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia* 2009; 5: 1668-1677.
29. Mainjot A, Schajer G, Vanheusden A, Sadoun M. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dental Materials* 2012; 28: 378-384
30. Guess P, Bonfante E, Silvá N, Coelho P, Thompson V. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dental Materials* 2013; 29: 307-316.

31. Broseghini C, Broseghini M, Gracis S, Vigolo P. Aesthetic functional area protection concept for prevention of ceramic chipping with zirconia frameworks. *International Journal of prosthodontics* 2014; 27: 174-176.
32. Allahkarami M, Hanan J. Mapping the tetragonal to monoclinic phase transformation in zirconia core dental crowns. *Dental Material* 2011;27: 1279-1284.
33. Koenig V, Vanheusden A, Le Goff S, Mainjot A. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *Journal of Dentistry* 2013; 41: 1164-1174.
34. Aktas G, Sahin E, Vallittu P, Ozcan M, Lassila L. Effect of colouring green stage zirconia on the adhesion of veneering ceramics with different thermal expansion coefficients. *International Journal of oral science* 2013; 5: 236-241.
35. M. Chaar, S. Witkowski, J. Strub. Effect of veneering technique on the fracture resistance of zirconia fixed dental prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation* 2013; 40: 51-59.
36. R. Ansong, B. Flinn, K. Chung, L. Mancl, M. Ishibe, A. Raigrodski. Fracture toughness of heat-pressed and layered ceramics. *Journal Prosthetic Dentistry* 2013;109:234-240
37. J. Teng, H. Wang, Y. Liao, X. Liang. Evaluation of a conditioning method to improve core-veneer bond strength of zirconia restoration *Journal Prosthetic Dentistry*. 2012;107:380-387.

- 38.V. Kypraiou, S. Pelekanos, G. Eliades. Identification of monoclinic phase in CAD/CAM zirconia FPD frameworks. The european journal of esthetic dentistry.2012;7:418-429.
- 39.J. Schley, N. Heussen, S. Reich, J. Fischer, K. Haselhuhn , S. Wolfart. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. European journal of oral sciences.2010;118:443-450
- 40.M. Inokoshi, F. Zhang, J. Munck, S. Minakuchi, I. Naert , J. Vleugels , B. Meerbeek , K. Vanmeensel. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirc.2014(no esta impreso)
- 41.L. Hallmann, P. Ulmer, E. Reusser, C. Hammerle Surface characterization of dental Y-TZP ceramic after air abrasion treatment journal of dentistry. 2012:723-735.
- 42.M. Aboushelib, C. Kleverlaan, A. Feilzer. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. Journal dental materials 2006;22:857-863.
- 43.J. Durand, B. Jacquot, H. Salehi, M. Fages, J. Margerit, F. Cuisinier. Confocal Raman microscopic analysis of the zirconia/feldspathic ceramic interface. Journal dental materials 2002;28:661-671
- 44.M. Tholey, C. Berthold, M. Swain, N. Thiel. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: Role of application methods. Journal dental materials.2010;26:545-552.

- 45.T. Alghazzawi, J. Lemons, P. Liu, M. Essig, A. Bartolucci, G. Janowski. Influence of Low -Temperature Environmental Exposure on the Mechanical Properties and Structural Stability of Dental Zirconia. Journal of prosthodontics.2012;21:363-369.
- 46.P. Coelho, E. Bonfante, N. Silva, E. Rekow, V. Thompson. Laboratory Simulation of Y-TZP All-ceramic Crown Clinical Failures. Journal dental restorative.2009: 8(4);382-386
- 47.K. Fukushima, M. Sadoun, P. Cesar, A. Mainjot. Residual stress profiles in veneering ceramicon Y-TZP, alumina and ZTA frameworks: Measurement by hole-drilling.journal dental materials. 2014:30 ;105-111 .
- 48.T. Traini, E. Gherlone, S. Parabita, S. Caputi , A. Piattelli. Fracture toughness and hardness of a Y-TZP dental ceramic after mechanical surface treatments. Clinical oral investigat.2014; 18: 707-714.
- 49.F. Komine, A. Saito, K. Kobayashi, M. Koizuka, H. Koizumi, H. Matsumura. Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic.journal of oral science.2010: 52(4) , 647-652, 2010
- 50.Fischer, P. Grohmann, B. Stawarczyk Effect of Zirconia Surface Treatments on the Shear Strength of Zirconia/Veneering Ceramic Composites. Journal dental materials.2008:27(3);448-454