

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

ÀREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE PROSTODONCIA



**SUPERVIVENCIA, FALLAS MECÁNICAS Y FACTORES DE RIESGO, DE
CORONAS COMPLETAS Y P.P.F. REALIZADAS EN DISILICATO DE LITIO, EN
EL SECTOR POSTERIOR: REVISIÓN SISTEMÁTICA**

AUTOR

JUAN PABLO PLATIN PUGLIESE

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE PROSTODONCIA

BOGOTA NOVIEMBRE 2014

**SUPERVIVENCIA, FALLAS MECÁNICAS Y FACTORES DE RIESGO, DE
CORONAS COMPLETAS Y P.P.F. REALIZADAS EN DISILICATO DE LITIO, EN
EL SECTOR POSTERIOR: REVISIÓN SISTEMÁTICA**

AUTOR

JUAN PABLO PLATIN PUGLIESE

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, NOVIEMBRE 2014

El trabajo de grado “supervivencia, fallas mecánicas y factores de riesgo, de coronas completas y p.p.f. Realizadas en disilicato de litio, en el sector posterior: revisión sistemática.” elaborado por Juan pablo Platín Pugliese 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 Gutierrez

Directora Centro de Investigaciones

Bogotá, Noviembre del 2014

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: **“supervivencia, fallas mecánicas y factores de riesgo, de coronas completas y p.p.f. Realizadas en disilicato de litio, en el sector posterior: revisión sistemática.”** Autores: Los Dres. Juan Pablo Platin y Carolina Lara. 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. Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

CAROLINA LARA

C.C 39.774.683

JUAN PABLO PLATIN PUGLIESE

C.C 80.408.013

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo.: Juan Pablo Platin y Carolina Lara. Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: **“supervivencia, fallas mecánicas y factores de riesgo, de coronas completas y p.p.f. Realizadas en disilicato de litio, en el sector posterior: revisión sistemática.”** Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Prostodoncia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. 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.

CAROLINA LARA

C.C 39.774.683

JUAN PABLO PLATIN PUGLIESE

C.C 80.408.013

Bogotá, Noviembre de 2014

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: **“supervivencia, fallas mecánicas y factores de riesgo, de coronas completas y p.p.f. Realizadas en disilicato de litio, en el sector posterior: revisión sistemática.”** presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar a el título de Prostodoncista; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

CAROLINA LARA

C.C 39.774.683

JUAN PABLO PLATÍN PUGLIESE

C.C 80.408.013

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: “**supervivencia, fallas mecánicas y factores de riesgo, de coronas completas y p.p.f. Realizadas en disilicato de litio, en el sector posterior: revisión sistemática.**”

AUTOR: Juan Pablo Platín Pugliese.

ASESOR CIENTÍFICO: Dra. Carolina Lara Jimenez

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Piedad Malaver Calderón.

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

FACULTAD: Odontología.

TÍTULO OBTENIDO: Especialista en Prostodoncia

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVES: Cerámica de Disilicato de litio, restauraciones posteriores, fallas mecánicas, supervivencia, factores de riesgo.

A mi Familia por su comprensión

A mis colegas por su apoyo

CONTENIDO

	PÁGINA
1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS	13
1.1 Planteamiento del problema	13
1.2 Justificación	16
1.3 Propósito	17
1.4 Marco teórico	17
1.4.1 Evolución histórica de las cerámicas dentales	18
1.4.2 Clasificación de las cerámicas dentales	25
1.4.2.1 Microestructura	26
1.4.2.2 Clasificación por uso	33
1.4.2.3 Clasificación por su método de procesado	34
1.4.2.4 Clasificación por material de subestructura	36
1.4.2.5 Clasificación por temperaturas de fusión	37
1.4.2.6 Clasificación por su opacidad	38
1.4.3 Fortalecimiento de las cerámicas	38
1.4.3.1 Minimizar el efecto facilitador de tensiones	39

1.4.3.2 Desarrollar fuerzas de compresión residuales	40
1.4.3.3 Minimizar el número de ciclos de cocción	41
1.4.3.4 Intercambio iónico	41
1.4.3.5 Fortalecimiento por dispersión	41
1.4.3.6 Endurecimiento por transformación	42
1.4.4 Cerámica de disilicato de litio.	43
1.5 Objetivos	48
1.5.1 Objetivo general	48
1.5.2 Objetivos específicos	48
2. ASPECTOS METODOLOGICOS	49
2.1 Diseño de estudio	49
2.1.2 Palabras claves:	49
2.1.3 Criterios de inclusión	49
2.1.4 Criterios de exclusión	50
2.2 Objeto de estudio	50
2.3 Materiales y métodos	50
2.3.1 fuentes primarias	50

2.3.2 criterios de selección	50
2.3.3 tipo de intervención	52
2.3.4 método de revisión	52
3. RESULTADOS	53
4. DISCUSIÓN	65
5. CONCLUSIONES	74
6. RECOMENDACIÓN	75
7. BIBLIOGRAFIA	76

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

1.1 Planteamiento del problema

La predictibilidad de las restauraciones en el sector posterior, estéticas, todo cerámicas, se ha convertido en un reto para la profesión Odontológica. Existen reportes del alto porcentajes de supervivencia de las restauraciones metal-cerámicas inclusive en el sector posterior [1,2] mostrando supervivencia del 97% en 10 años. Estas son el “gold-estándar” para comparar los nuevos materiales y técnicas “todo-cerámicas” que se vienen desarrollando de manera acelerada; las restauraciones metal-cerámicas tienen una larga historia de uso, predecebilidad y confiabilidad. A pesar del éxito y alta supervivencia de estas restauraciones metal-cerámicas tampoco han estado libre de problemas; un alto porcentaje de estas restauraciones [3], son realizadas en aleaciones de Níquel-Cromo, también llamadas *metales base*, esto por el bajo costo de estas aleaciones y más aún si se comparan con el precio de las aleaciones de oro, que en algunos casos, estas aleaciones preciosas pueden ser hasta 15 veces más costosas que las aleaciones base. Las aleaciones que contienen níquel presentan el problema de sensibilidad a este metal, generando en algunos casos alergias [4,5] por esto, inconvenientes en su biocompatibilidad; también son aleaciones con una altísima dureza y módulo de elasticidad, lo que implica esfuerzos y equipos especiales para su pulido y terminado [3-5]. En el proceso de preparación de estas aleaciones para la unión de las cerámicas, la capa de óxido que se forma tiende a ser muy gruesa, generando fallas cohesivas en ella y así el desprendimiento de la cerámica de la

restauración. En las aleaciones base y cualquier restauración metal-cerámica, una importante desventaja está en el área estética; al tener un sustrato metálico, se impide el paso de la luz, perdiéndose traslucidez y la refracción, que son característica natural en los dientes humanos y altamente apetecible por los materiales restaurativos que pretenden reemplazarlos; además implica el uso de una capa de cerámica fluida opaca sobre el metal para enmascararlo, lo que incrementa su grosor y por ende el desgaste en el diente para poder dar espacio a todas sus capas restaurativas tratando de mejorar su desempeño estético. Siempre se ha luchado contra el “sombreado oscuro” que se presenta a nivel marginal de estas restauraciones por la traslucidez del metal en esta zona, al tener una capa cerámica tan delgada allí. La odontología ha intentado solventar esto de varias maneras: llevando estos márgenes a niveles subgingivales, pudiéndose originar problemas periodontales y más cuando tratando de enmascarar este halo metálico se sobre contornea la cerámica en este lugar [6]. Se intenta también manejar esta situación eliminando el metal de esta zona y sellando la restauración allí con cerámica de hombro, “collar less”, pero en la zona posterior de la boca donde se dan las más altas tensiones oclusales y de masticación, el riesgo de fractura de estos hombros cerámicos es alta [7].

Por todos estos antecedentes, la odontología siempre ha tratado de buscar un remplazo a este tipo de restauraciones tanto para el sector anterior como posterior. Se han planteado múltiples técnicas y materiales, que de alguna manera han tenido una depuración y curva de aprendizaje, llevando hoy día a dos

materiales que tratan de dar solución al problema: el Disilicato de Litio y las restauraciones con base en estructura de Zirconio.

Debido el acelerado desarrollo de estos materiales y la presión sobre la profesión para dar respuesta al problema e intentar desarrollar el material y el protocolo ideal para las restauraciones posteriores estéticas, libres de metal, estos dos materiales tampoco han estado inmunes a los problemas, de hecho en la literatura está ampliamente documentado estos [1,2,8-16].

Las restauraciones con estructura en Zirconio, por su alta resistencia (900 a 1.200MPa) presenta reducidos índices de fractura, pero por ser un mineral aunque blanco, altamente opaco; para lograr estética, precisa de un blindaje en cerámica, que es donde se presentan la mayoría de sus problemas mecánicos; se reporta fractura, delaminado y chipping de la misma [9,14,15]. Por ser una material sin fase vítrea, no se puede grabar con ácidos y realizar cementación adhesiva [4,5] y en caso de necesitarse esta, por muñones cortos o tramos largos de prótesis fija, se presenta problemas de retención.

El Disilicato de litio, material que se evalúa en esta revisión, solventa una buena parte de estos problemas del zirconio, por ser una cerámica vítrea se deja grabar y desarrollar cementación adhesiva, tiene una presentación comercial con 6 niveles de translucidez, lo que permite acomodarse a todas las circunstancias estéticas que se necesiten. Pero no tiene el nivel de resistencia a la fractura y flexural como el zirconio, lo que lo pone en desventaja en este punto [4, 5,8].

Aunque la casa fabricante del Disilicato de litio ha sido precisa en las recomendaciones técnicas y clínicas para el uso de este material, también es cierto que los estudios e investigaciones independientes reportadas en la literatura son muy heterogéneos en los resultados. Estos pueden ir, desde supervivencias del 100% [9, 12], hasta el 69.8% [10]. Además previéndose un mejor desempeño mecánico en el sector anterior, pero Toksavul y Toman, en el año 2007[12], presentan un mejor porcentaje de supervivencia de las restauraciones en el sector posterior, comparadas contra el sector anterior.

Con toda esta información tan heterogénea reportada en la literatura, lleva a una pregunta:

¿Las restauraciones completas en el sector posterior, realizadas en Disilicato de litio, se comportan de igual manera que las metal-cerámicas?

1.2 Justificación

Existe una alta solicitud en la sociedad por restauraciones estéticas aún en el sector posterior, en materiales cerámicos libres de metal y más aún, por estar la población consciente hoy día del tema de biocompatibilidad. Por esta misma razón y debido a las características favorables del Disilicato de litio, se está generando una alta demanda de este material, aunque conociéndose en la literatura diferentes resultados de éxito y supervivencia [8-10, 12,13].

Habiendo una pertinencia disciplinar de relevancia, en brindar a la profesión, el desarrollo de técnicas predecibles y confiables para las restauraciones posteriores en Disilicato de Litio y existiendo una pertinencia socio-política, para responderle

a la sociedad una necesidad manifiesta de la manera más eficiente; se justifica el explorar la real tasa de supervivencia de las restauraciones de Disilicato de Litio en posteriores

1.3 Propósito

Realizar en la clínica, restauraciones completas en el sector posterior con materiales todo-cerámico como el Disilicato de litio, con niveles de supervivencia similares a las restauraciones metal-cerámicas.

1.4 Marco teórico

El gold estándar para las restauraciones posteriores, han sido durante mucho años las restauraciones metálicas, en aleaciones de oro y las metal-cerámicas [1], posteriormente por la presión de los costos de estas aleaciones, vinieron sustitutos como aleaciones en Plata, Paladio, con base en el Níquel-Cromo y Cromo-cobalto entre otros. Así entran en el escenario las restauraciones Metal-Cerámicas, con buen comportamiento en su rendimiento físico y mecánico, pero con falencias en su comportamiento estético, ya que, reproducir las transparencias naturales de los dientes es muy difícil por el sustrato metálico opaco y así, se complica dar respuesta a las exigencias estéticas. También en algunas ocasiones como se mencionó, se invade el surco gingival de manera agresiva para ocultar el “sombreado negro” del metal subyacente o peor aún, se sobrecontornea la cerámica para ocultar el mismo.

Con el desarrollo de las restauraciones “todo-cerámica”, la Odontología ha intentado remplazar las restauraciones metal-cerámicas. Estas restauraciones

todo-cerámicas, inicialmente desarrolladas para el sector anterior y luego mejoradas en sus características mecánicas y utilizadas en sector posterior, han presentado resultados muy heterogéneos en su predecibilidad y comportamiento mecánico; ellas están todavía en evolución.

El desarrollo de los materiales y de la tecnología totalmente cerámica, han sufrido una evolución acelerada en los últimos 20 años y podríamos tener a la mano una respuesta confiable al problema planteado

1.4.1 EVOLUCION HISTORICA DE LAS CERÁMICAS DENTALES: la palabra cerámica viene etimológicamente del griego *keramos* que se describía como un material inorgánico, no metálico constituido principalmente por arcilla secada al sol, siendo en su momento un material para la elaboración de utensilios de uso cotidiano. Posteriormente, se descubrió que cocinándolas en el fuego se mejoraban sus condiciones, dando inicio a la arcilla cocida [5].

Hacia el año 700 a.c. los etruscos comenzaron a desarrollar técnica dentales para reemplazar dientes faltantes [4, 5, 8,1]. Ellos utilizaron variedad de materiales que trataban de tallar dándoles formas y luego amarraban a los demás dientes con estructuras o hilos de oro. Entre esos materiales usados estaban: mármol, hueso de animales, colmillos de hipopótamos y elefantes, también se utilizaron dientes humanos, que los “pobres” de esa época vendían y se llegó a utilizar dientes de cadáveres, pero con algo de incredulidad de los “dentistas” de la época.

La Porcelana es una variedad específica de la cerámica, que se utiliza hace más de 3000 años, cuyos componentes son tiza, feldespato y cuarzo, estos se

mezclaban triturándose y luego sometido al fuego, originando un material de color “blanco”, que reportaba algo de translucidez.

Los chinos fueron muy avanzados en estos materiales [5], ellos durante la dinastía Hang cien años antes de Cristo, desarrollaron la verdadera porcelana, realizando utensilios glaseados y de diferentes colores. En el periodo de la dinastía Tang año 618 d.c. se descubre la porcelana translúcida.

Existe un dato histórico anecdótico, presentado por *Sara pollington y Richard van noort* [8], donde reportan que George Washington, uso unas prótesis totales tallada sobre dientes de hipopótamo, realizada por un dentista John Greenwood.

El francés Pierre Fouchard en 1723 [17], con su libro “el cirujano dentista”, alerta y reconoce las grandes bondades de la porcelana para la elaboración de prótesis imitando el color de los dientes y de la encía, empezándose así un auge en la investigación de este material para perfeccionar la técnica.

En el año 1774, un boticario parisino Alexis Duchateau y un dentista parisino Nicholas Dubois [4, 5, 8,17] desarrollan con éxito las primeras dentaduras cerámicas con base en una “pasta mineral de dientes”, luego en el año 1789 está cerámica la patentaron. Este nuevo producto de cualquier manera fue infructuoso para producir dientes individuales, ya que, no encontraban la manera de hacer dientes unitarios y unirlos a una base de prótesis

En 1808, un dentista italiano residente en París Giuseppangelo Fonzi, desarrolla la técnica “ferro-metálica” [4, 5,8], consistente en unir los dientes fabricados con pasta de cerámica mediante un pin metálico de Platino a la base de las prótesis.

Técnica que hacia 1837 fue perfeccionada por un “platero” llamado Cludis Ash, dándoles apariencia más aceptable en cuanto al color y forma.

En 1825 en Filadelfia el señor Stockton [4], comienza la producción comercial de los dientes de cerámica. Hacia 1839, cuando se desarrolla la goma vulcanizada, es que se logra la unión eficaz entre estos dientes de cerámica y la base para prótesis. Hacia 1844 Stockton y un sobrino fundan la compañía *S.S. White Company*, comenzando la producción en masa de dientes para dentaduras.

En el año 1882 el señor Herbits introduce las incrustaciones en vidrio (que no son cerámicas), para 1885, el señor Logan [4, 5,8] desarrolla las coronas Richmond, uniendo la masa cerámica a unos postes de Platino, siendo esto el inicio de las restauraciones metal-cerámicas. Posteriormente en 1886, el Dr. Charles Land (abuelo del aviador Charles Lindbergh) [17] y aprovechando la excelente interface que se descubrió entre la cerámica y el platino, usó una lamina de este metal bruñida sobre una muestra de diente, fundió en un horno sobre esta lamina de platino la cerámica, ya con temperatura controlada. El señor Land termina siendo el que finalmente introduce la técnica de cerámica feldespática fundida a metal para coronas completas e ínlay.

A pesar de todo estos avances descritos, la porcelana feldespática sin un sustrato metálico seguía siendo muy débil, en 1928 un doctor de California, Charles Pincus [8], introdujo la primeras venners desarrolladas con una lámina de platino, que obviamente no iban cementadas adhesivamente a los dientes, solo mediante un “polvo para dentadura”, pero como era de esperarse, estas carillas en esas

condiciones resultaban muy débiles y quebradizas y con alto índice de fracturas. En 1937, con la introducción de las resinas acrílicas y su mejor desempeño por su elasticidad y resiliencia, el Dr. Pincus abandona la cerámica para las venners y se pasa a las carillas en acrílico, con mejor desempeño en cuanto a su manejo y confiabilidad, más no, en la estabilidad del color.

Weinstein [5,8] en el año 1950, le agrega a la cerámica feldespática cristales de Leucita, elevando su coeficiente de expansión térmica, permitiendo su fusión a aleaciones de oro en prótesis parcial fija. La patente Weinstein y Weinstein, de 1962 describe la fórmula de la porcelana feldespática, con control de su sinterizado y del coeficiente de expansión térmica. En 1963 la fábrica *Vita Zahnfabrik de Alemania*, inicia la comercialización de sus cerámicas feldespáticas

En 1965 John Mclean desarrolla la cerámica de matriz de vidrio con un 40 a 50% de refuerzo de cristales de Alúmina Al_2O_3 , esto aumento su resistencia a la flexión (módulo de rotura) entre 130MP y 150MP, el doble de la feldespática. Permitió realizar las famosas “jackets crown” de la época, pero su ventaja, fue a su vez su misma desventaja, ya que la alúmina es muy opaca y esto fue parte de su impopularidad, translucía un color opaco “blanco tiza”.

En los ochentas se introduce en el mercado por parte de Adair y Grossman el Dicor con la compañía Dentsplay, con un contenido cerámico de *fluor-mica tetrasilícica* y luego aparece el sistema de cerámica sin contracción *shrink free* “Cerestore”.

En 1983 el Dr. Horns realiza uno de los avances más importantes para las restauraciones cerámicas libres de metal, desarrolla el proceso de grabado ácido de las porcelanas feldespáticas con ácido hidrofúorhídrico. De esta manera se facilita la cementación adhesiva de estas cerámicas a la estructura dental por medio de cementos resinosos, mejorando aún más su rendimiento mecánico y su predictibilidad clínica.

A comienzos de los años noventa la compañía Ivoclar, lanza una cerámica vítrea libre de metal, llamado comercialmente IPS Empress [5], con un contenido de refuerzo cristalino a base de Leucita en un 34% aproximadamente, técnicamente se hace un inyectado de la cerámica en un ambiente bajo presión, después de una evaporación de la cera, procedimiento que redunda en una muy buena adaptación marginal. Estaba indicada para coronas individuales hasta premolares.

Posteriormente a finales de los noventa la misma compañía Ivoclar modifica esta cerámica e introduce una nueva llamada Empress II, donde su principal modificación, es que cambia el relleno por cristales de Disilicato de Litio en una proporción del 70% en volumen, esto le confiere unas importantes características mecánicas, que le permiten su uso clínico como restauraciones inlays, onlays, coronas completas aún en posteriores y prótesis fijas hasta de tres unidades, teniendo como pónico más distal el segundo premolar. Esta nueva cerámica es hasta 2,5 veces más resistente que la Empress I [5, 8, 17,18].

Después del aporte de la industria a las cerámicas dentales y terminando la década de los noventas, se viene un acelerado desarrollo de todo tipo de

cerámicas libres de metal y desde finales de los ochentas se introduce por la compañía Simens de Alemania, que luego toma el nombre de Sirona, los procesos Cad-Cam tan ampliamente conocidos hoy día, llega al mercado con el Cerec I (ceramic reconstrucción) y luego haciendo un avance en su software se lanza el Cerec II y luego el Cerec III [5,17,18].

En los noventas, mientras todos estos acelerados avances se daban, la compañía Alemana Vita, introduce en el mercado una cerámica muy resistente, con un núcleo en Alúmina, comercializada como “In-Ceram”. Consistía en realizar sobre un troquel poroso un agregado del polvo de esta cerámica, condensada con su liquido especial, luego sinterizada a altas temperaturas en un horno para tal fin y posteriormente rellenando las porosidades de esta nueva cofia con una infiltración de vidrio - vidrio de Lantano-, entregándole para su momento una resistencia muy buena, 500 MPa y más resistente a la fractura que el Empress II, pero al ser de núcleo Alumínico, con problemas de translucidez y opacidad, por tal motivo, realiza una versión, con un agregado en su núcleo del mineral Magnesio conocida como In-ceram Spinell, donde se sacrifica resistencia - resistencia de 350MPa-, por estética. Luego realiza otra versión, el In-ceram- Zirconia, donde a su núcleo cerámico le realiza una incorporación del mineral de Zirconio en 30%, siendo el 70% en la original Alúmina. Mejora ostensiblemente su resistencia a 700MPa, pero como era de esperarse desmejorando sus translucencia y estética.

Por esta misma época la compañía Nobel Biocare, aprovechando el ya difundido sistema cad-cam, desarrolla un sistema conocido como Procera, con una cerámica con núcleo en Alúmina. El clínico, toma una impresión del diente, se

saca el troquel , luego este se pasa por un escáner (que suministra la compañía), que lo digitaliza, esta información se envía a la compañía por internet, ellos reproducen el troquel y sobre este, por un sistema de prensa en seco se hace una cofia de Alúmina altamente sinterizada, con un 99.9% de Alúmina en su contenido en volumen [4,5], que por correo físico se retorna al Odontólogo, para su posterior blindaje con una cerámica compatible con esta cofia en cuanto coeficiente de expansión térmica.

En esos momentos la industria odontológica, se fija en el mineral Zirconio (ampliamente usado ya en la industria en general y médica), que por ser un mineral -metal para algunos- color “blanco” y con una altísima resistencia, la industria odontológica le ve un potencial altísimo para las restauraciones “libres de metal”, lo usa como subestructura, recubierto con una cerámica de blindaje, compatible en sus coeficientes de expansión térmica. Para esto se vale de los avances que la industria en general había realizado a finales de los ochentas, donde habían aprendido a manejar las diferentes fases cristalinas que este material tiene. Este mineral tiene a su haber tres fases cristalinas según en la temperatura que se encuentre: cúbica, tetragonal, y monoclinica [4]. Para las restauraciones dentales hechas con el zirconio, es particularmente importante la fase cristalina “tetragonal”, ya que el mantener esta fase a temperatura ambiente, le confiere unas características mecánicas muy provechosas. Para tal fin, lo modifican agregándole otro elemento como el ytrio o yttrium, que hace que en su procesado dental, se mantenga en su fase *tetragonal metaestable*, que le da todas sus cualidades clínicas ampliamente conocidas.

Con el vertiginoso desarrollo de los múltiples sistemas Cad-Cam y en combinación con las diferentes opciones de cerámicas para esta tecnología, se observa que con este mecanismo se pueden procesar: a- cerámicas vítreas como las feldespáticas, b- cerámicas vítreas de relleno cristalino como el IPS e-max-CAD o la reciente Suprinity de Vita, c- cerámica de Alúmina, d-zirconio, existen bloques de polímeros –Polividrios- como los llamados Cerómeros, disponibles para esta tecnología, también bloques metálicos de Titanio y aleaciones de Cromo-Cobalto.

Toda esta infinidad de tecnologías y de opciones restaurativas, se trata de homologar el *Gold-estándar* en cuanto a confiabilidad y supervivencia de las restauraciones metálicas y metal-cerámicas, predecibilidad que han demostrado en su rendimiento clínico con el paso de los años.

1.4.2 CLASIFICACION DE LAS CERAMICAS DENTALES. Existen múltiples formas de clasificar las cerámicas en odontología, ninguna más válida que otra, estas clasificaciones van de acuerdo a como los autores las quieran abordar o al tema que de ellas se quiera tratar [2,4,5,8,18-24] estas pueden ser : a- de acuerdo a su microestructura, b- de acuerdo a su uso. C- de acuerdo a su método de procesamiento, d- de acuerdo a su material de subestructura, e- de acuerdo a su temperatura de fusión.

A continuación brevemente se describirán cada una de estas clasificaciones, se hará una mención más amplia de la clasificación por su microestructura

1.4.2.1 MICROESTRUCTURA: Esta clasificación se da por la naturaleza de su composición, en esta clasificación se pueden distinguir 4 categorías.

-Cerámicas vítreas: son compuestas principalmente de dióxido de Silicio (SiO_2) que se puede presentar dentro de la cerámica como cuarzo. Alúmina(Al_2O_3) y otros componentes como el Feldespato de Sodio (sosa) y feldespato de Potasio(potasa), el Caolín (que se presenta como un silicato de aluminio hidratado), que le permite a las cerámicas de vidrio moldearlas antes de meterlas al horno de cocción. Otros componentes son los óxidos metálicos que le confieren el color. Para algunos autores como Anusavice [4], esta cerámica es más clasificada como Feldespática, que como una Vitro-cerámica. Cuando estas cerámicas se “cocinan” sucede el llamado “*ceraming*” que es cuando se hace la conversión del vidrio en un material parcialmente cristalino, formándose pequeños y finos cristales distribuidos a azar en su fase vítrea, que a su vez le confieren sus resistencia, uno de estos cristales se encuentra es la Leucita.

-Cerámicas vítreas con rellenos cristalinos: estas cerámicas de alguna manera en su matriz de vidrio son parecidas, si no igual a las cerámicas vítreas anteriormente descritas, en este caso se le pone un relleno de cristales, un prototipo comercial – la primera que existió- de este tipo de cerámica, fue la Empress I, esta cerámica además de su fase vítrea se le introducía unos cristales de Leucita en un 35 % en volumen. La técnica inicial introducida por la compañía Ivoclar consistía en uno lingotes de este material, que por el sistema de cera perdida, en un ambiente de vacío y alta temperatura, se inyectaban a presión dentro del molde donde se evaporó la cera, posteriormente esta cofia de núcleo

vítreo reforzado con leucita, se blindaba con una cerámica compatible en su coeficiente de expansión térmica.

Este sistema a presión y calor induce la dispersión de los cristales de Leucita en una fase cristalina tetragonal con un tamaño entre 1 a 5 micras, estos dentro de la matriz de vidrio. Posteriormente la misma compañía Ivoclar a finales de los noventa, lanza al mercado una segunda cerámica de esta categoría, donde modifica el material cristalino de relleno en su composición y porcentaje de volumen, utilizándose en este caso el Disilicato de Litio, que está en un 70% en volumen dentro de la fase vítrea. De esta manera se mejoran sustancialmente sus resistencia a la fractura (fácilmente triplica la resistencia de la cerámica de leucita), tanto así que se indican en restauraciones posteriores completas, incrustaciones Onlay o como estructura de puentes fijos de tres unidades tanto anterior como posterior, con el segundo premolar como pónico más distal.

En el año 2005, y siguiendo la evolución de este sistema cerámico vítreo con refuerzo cristalino de Disilicato de Litio, la misma compañía saca la versión Cad-Cam de estas cerámicas, donde aparte de sistema para prensado, se introducen lingotes del mismo material en una fase cristalina “intermedia” que permite un diseño y un procesado con máquinas de tallado guiados por un software y posteriormente las coronas o prótesis fijas que salen de la unidad Cad-Cam, pasan a un horno cerámico elevándose la temperatura a 850°C. Alcanzando así la fase final cristalográfica de refuerzo. Este sistema se explicara ampliamente más adelante.

-Cerámicas cristalinas con núcleo de alúmina, infiltradas en vidrio: Las primeras cerámicas con núcleo de Alúmina desarrolladas por el Dr. Maclean, tenían un limitado porcentaje en volumen de alúmina, llegaban entre el 40 y 50 %, con las consabidas consecuencias. La compañía Alemana Vita en los años noventa y bajo la dirección del Doctor Michael Sandoun, desarrolla una cerámica para cofias o subestructura con un contenido de 85% en volumen de cristales de alúmina con un tamaño entre 2 a 5 micras, el In-Ceram. Como se explicó en el desarrollo histórico de las cerámicas, estas salieron con indicación para coronas individuales y prótesis fijas para el sector anterior hasta de tres unidades. El sistema consiste en una lechada o “barbutina” que es un polvo del refuerzo de Alúmina, que con ayuda de un líquido para tal fin, se compacta sobre un troquel poroso y refractario vaciado de una impresión convencional y luego se sinteriza a altas temperaturas (1120°C) por un tiempo aproximado de 10 horas, donde el polvo de alúmina se funde entre sí, generando una cofia de Alúmina porosa que luego se infiltra con vidrio de Lantano a 1.100°C por 6 horas, produciendo una estructura de 500MPa de resistencia, posteriormente se blindo con su cerámica feldespática respectiva, en la compañía Vita es la Vitadur Alfa. Como es de esperarse por su alto refuerzo de Alúmina, presenta una alta opacidad a pesar de usar porcelana feldespática de blindaje, que en algunos casos limita su uso estético a pesar ser catalogada como una cerámica libre de metal, por eso, la misma compañía desarrolla dos núcleos cristalino nuevos: en uno, reemplaza parte de la Alúmina por Magnesio y le pone el nombre de In Ceram-Spinell, donde sacrificando la resistencia (baja a 350MPa) se mejora su traslucidez, casi dos veces más traslucida que su predecesora. Para el sector posterior, vuelve a

modificar el núcleo de alúmina reemplazando un 30% aproximadamente por cristales de zirconio elevando su resistencia a 700MPa, llamándola In-Ceram Zirconia. Esta cerámica tiene indicación para prótesis parcial fija hasta de tres unidades para el sector anterior. El sistema de fabricación de estos tres núcleos es el mismo. Una desventaja de este sistema es el “aceptable” selle marginal Aproximadamente 161um. [4], lo que la pone en desventaja frente a otros sistemas cerámicos libres de metal y más, cuando por su estructura altamente cristalina y sinterizada, no se puede grabar interiormente con ácidos, no pudiendo realizar cementación adhesiva, cosa que en casos de muñones cortos puede complicar la situación clínica. Este material exige un desgaste oclusal mínimo entre 1.5 a 2 milímetros, y por vestibular de 1.2 milímetros mínimo y unos conectores en las prótesis fijas de mínimo 9mm², para un pónico de 6mm de longitud en anterior y 14mm² en posterior para un pónico de 10mm de longitud. Donde no sea posible lograr estos espesores, este sistema está contraindicado, al igual que paciente con alto nivel de bruxismo [4].

-Cerámicas policristalinas sólidas (Alúmina y Zirconio): este grupo de cerámicas se caracterizan por no poseer ninguna fase de vidrio, conforman una malla cristalina altamente densa y resistente a la propagación de líneas de fracturas, por su comportamiento físico mecánico, son las cerámicas de más alta resistencia en boca. Por esto sus indicaciones son de coronas individuales para toda la boca y prótesis parcial fija tanto anterior como posterior con varios pónicos. Con el zirconio se pueden diseñar subestructuras para restauraciones “Híbridas “sobre implantes.

En el caso de los policristales de Alúmina, se tiene a groso modo dos sistemas, uno de ellos es el empleado por la casa Nobel Biocare, conocido como “Procera”, donde sobre un troquel, que se reconstruye de un sistema virtualmente diseñado, posteriormente se altera su tamaño para sacar un troquel sobredimensionado en un 20%, sobre él se prensa en seco una “masa” altamente densa de alúmina, que luego se talla según el diseño realizado, posteriormente en hornos a altas temperaturas se sinteriza y toma su tamaño real, luego, se le devuelve a odontólogo, que en su laboratorio la blinda con la respectiva cerámica feldespática con los coeficientes de expansión térmica ajustados con la subestructura. El segundo sistema de alúmina policristalina, se realiza totalmente Cad-Cam, donde con un software se diseña una estructura, después de escanear un modelo sacado de una impresión convencional o de una impresión digital tomada directamente en boca, se diseña virtualmente la estructura, en la unidad de fresado se pone un bloque de Alúmina presinterizado, se talla según el diseño realizado y al igual que el caso anterior sobredimensionado entre un 15 a un 20%, posteriormente se lleva a los hornos de sinterización donde se termina su transformación de su fase cristalina y posteriormente se blinda de manera estándar con sus respectiva cerámica de recubrimiento

El zirconio, que es un mineral natural (para algunos autores se comporta como un metal), cuando se usa para prótesis fija en odontología no es totalmente puro, este se presenta en un 90% como óxido de Zirconio y se le agregan componentes como el dióxido de silicio(SiO_2), dióxido de titanio(TiO_2), trióxido de hierro

(Fe_2O_3) y principalmente un 3% aproximado de ytrio (Y). Presenta unas fases cristalinas complejas, que implican un cuidado adicional en su técnica.

La fase Monoclínica se presenta normalmente a temperatura ambiente, en ella el zirconio pudiera ser inestable en cuanto a su capacidad de limitar la propagación de fracturas. La fase Tetragonal se presenta por encima de los 1.200°C . es la más estable de sus fases en cuanto a prostopónia fija en Odontología se refiere y la fase Cúbica se presenta por encima de los 2.370°C .

A finales de los ochenta la industria consiguió manejar y estabilizar estas fases de Zirconio, entre otras formas agregándole el ytrio (Y) entre el 3 y 7 %, que permite en su procesamiento, manipularlo a conveniencia, manteniendo a temperatura ambiente la fase *tetragonal metaestable*, que es la que le brinda todas sus cualidades físico-mecánicas para hacerlo potencialmente útil en la odontología restauradora. El zirconio viene en tres presentaciones comerciales: a- altamente sinterizado, es un elemento que después de salir de la unidad de fresado no es necesario llevarlo al horno y se puede blindar en seguida, su dimensión es muy estable, pero este zirconio por ser de una alta dureza se toma más del triple del tiempo normal para ser tallado. b- Parcialmente sinterizado, la estructura se prepara en la unidad de fresado, pero sobredimensionado en aproximadamente un 20%. c- No sinterizado o en fase “verde”, que permite un fácil tallado, también sobredimensionado y posteriormente en un horno a 1.350°C , se sinterizada para su posterior blindaje.

El cuidado clínico con este material, es que, si después de su proceso de sinterizado, con el blindaje o sin él, se “toca” esta estructura y la temperatura se sube a 1.180°C o más y para otra teoría, entre 100°C a 400°C - situación que puede ocurrir muy fácilmente a tratar de ajustar la estructura o la oclusión-, el Zirconio sufre una regresión en esa zona a la fase inestable *monoclínica*, donde se pierden sus cualidades de resistencia, esto obliga a “estabilizarlo” nuevamente en el horno a 1.200°C por 5 o 10 minutos y enfriarlo lentamente para volver a su fase *tetragonal metaestable*. Desde el punto de vista clínico las restauraciones en zirconio presentan los siguientes inconvenientes: cuando por efectos de la cementación y una vez en boca la prótesis, se necesite volver ajustar la oclusión, se pueda presentar una subida de temperatura en la estructura y la fase inestable se presenta en esa zona, el problema está en que en estas circunstancias, obviamente no se puede devolver al horno y estabilizarla y podría ser un sitio de fácil propagación de líneas de fracturas, dando lugar a una falla catastrófica en boca. Una segunda complicación es la nula adhesión de la cerámica de blindaje a la estructura, quedando esta unión exclusivamente dependiendo de una retención mecánica derivada del diseño de la cofia y del juego de coeficientes de expansión térmica entre la estructura y la cerámica de blindaje. Este problema se ha tratado de resolver con algunos *liners* que se le ponen a la estructura antes de la cerámica, pero el problema persiste, de hecho el mayor índice de fracasos de las restauraciones de zirconio se da por la delaminación de la cerámica o su chipping, que en algunas circunstancias hacen la restauración inviable. De hecho en el mercado ya existe un zirconio más traslúcido, que no necesita cerámica de blindaje, con la técnica “monolítica” y solo caracterización extrínseca, esto para

obviar este problema de delaminación. Se conoce como “Prettau”, de la casa comercial Zirconzhan. Un tercer problema es la alta opacidad del zirconio, que se puede manejar de alguna manera con la cerámica de blindaje.

Un último inconveniente clínico, es que al ser un material altamente sinterizado, denso, sin fases vítreas, no es grabable con ácidos como el hidrofluorhídrico, negándose así la posibilidad de cementación adhesiva y en casos de muñones cortos y con prótesis fijas se puede comprometer su estabilidad retentiva. Aunque hoy día, existen imprimidores o adhesivos especiales para estas óxicerámicas, como el Monobond plus de Vivadent, que teniendo la molécula 10- MDP, se puede logran una buena interface entre la restauración y el cemento [5].

Este tipo de cerámica también se usa para confeccionar postes o Abutment atornillados a los implantes para un mejorar la estética.

1.4.2.2 CLASIFICACIÓN POR USO: Por su uso estas se pueden dividir

-Dientes de prótesis total: son los dientes que irán unidos a las bases de las dentaduras completas, estos presentan la ventaja de una buena estética y bajo desgaste, la desventaja de una mala o nula adhesión a las resinas bases de las prótesis; dependiendo solo de retenciones mecánicas, presentándose con mucha frecuencia la separación de estos dientes, el otro inconveniente es el sonido molestos de estos dientes cuando “chocan” entre ellos.

-Cerámicas sobre metal: también llamadas metal-cerámicas, son la más popular y de mayor uso en Odontología, por su amplio historial y constante evolución, son muy predecibles y con técnicas clínicas suficientemente confiables. Presentan el

inconveniente del sustrato metálico y poca traslucidez, deficiente transmisión de la luz y desgaste adicional de la estructura dental para dar cupo a todas las capas requeridas para su fabricación.

-veneers: son 100% cerámicas para restauraciones adhesivas, principalmente sobre la estructura del esmalte, casi exclusivamente de dientes anteriores y con fines estéticos, deben ser grabables con ácidos, porque en ellas la cementación adhesiva es mandatoria, son traslúcidas y estéticas.

-incrustaciones: tienen el mismo principio de las veneers, pero se usan en posteriores, su fundamentación es evitar desgastes adicionales de los dientes y valerse de la cementación adhesiva para su retención y preservar estructura dentaria.

- cerámicas para coronas y prótesis fijas sin metal: son las de más reciente evolución, por lo general son vitro-cerámica como las feldespáticas o las de vidrio de Fluorapatita. Su principal uso es el blindaje de todas las nuevas estructuras no-metálicas como el Zirconio, alúmina, Disilicato de litio. Han venido surgiendo por sus cualidades de bio-compatibilidad y de estética. El punto clave de su uso, es la compatibilidad de su coeficiente de expansión térmica con el de la estructura a blindar.

1.4.2.3 CLASIFICACIÓN POR SU METODO DE PROCESADO: en este caso podemos encontrar

-Condensación manual: consiste en mezclar el polvo cerámico con un líquido especial o agua destilada, realizar una “masa” y compactarla sobre la estructura, por lo general son cerámicas vítreas.

-infiltradas en vidrio: Son cerámicas -normalmente de Alúmina- donde se realiza una cofia o estructura de prótesis fija sobre un troquel refractario con el sistema normal de condensación manual del polvo cerámico, luego se sinteriza quedando una cofia porosa, que posteriormente se infiltra con un vidrio a altas temperaturas, que es quien al final le da su resistencia. Después se recubre con otra cerámica para su estética. Caso de la In-Ceram de Vita.

-prensadas: este tipo de cerámicas se procesa por el método de cera perdida, la estructura dental a remplazar se encera y se reviste en un anillo con material refractario donde se evapora la cera, posteriormente, en el mismo horno donde se evapora la cera, se pone el lingote de cerámica dentro de un mecanismo que por altas temperatura la ablanda y por presión con un embolo se inyecta dentro de la cavidad dejada por la evaporación de la cera.

-compactadas: este sistema utilizado por Nobel-Biocare, utiliza un troquel sobredimensionado entre un 12 a 15% elaborado digitalmente con base en el escaneo del troquel original, sobre este troquel agrandado se “compacta” en seco una masa de cerámica de Alúmina pura (99.5%), dando forma a una cofia o estructura previamente diseñada con el software. Posteriormente se sinteriza y toma sus dimensiones definitivas, vía correo físico se le retornan al odontólogo que la recubrirá con la cerámica correspondiente.

-maquinadas por copi-milling: con este término nos referimos al método “Pantográfico” donde la estructura a realizar se encera por el método tradicional, luego es puesta y leída por un sensor de tacto de un pantógrafo y dicha información la transfiere a otro brazo robótico del mismo pantógrafo, que maquina la pieza sobre un bloque del material elegido ej. Zirconio, puesto dentro del mismo equipo. Esta pieza luego se le termina su proceso según sea el caso, como sinterizarlo y después se blinda. Ejemplo de estas, la casa comercial Zirkonzhan.

-CAD-CAM: este sistema se vale si se quisiera en su totalidad, de un software para todo el proceso restaurativo o utilizar tecnología digital solo para una parte proceso. Se puede tomar la impresión en boca de manera convencional o por medio de un sensor óptico intraoral, que captura la información. Si es convencional, al modelo de yeso resultante se pasa por un sensor, que al igual de la impresión óptica, termina en el mismo punto-con la información digitalizada-. Otra opción es realizar el encerado de la estructura en el modelo de yeso por el método convencional, luego este encerado se escanea, la información se compagina con la leída del modelo de yeso inicialmente. Al final la información termina toda digitalizada y es enviada a la unidad de fresado que procesa la pieza requerida, en el material requerido. Hoy día se puede procesar cerámicas feldespáticas, de Disilicato de litio, Alumínicas, estructura de Zirconio, también hay bloques de polividrios y metales como el titanio.

1.4.2.4 CLASIFICACION POR MATERIAL DE SUBESTRUCTURA

-subestructura metálica: son las conocidas como metal-cerámica.

-subestructura de vidrio: se refieren a las cerámicas que se funden sobre una estructura de cerámica feldespática.

-subestructura en cerámica vítrea con refuerzo cristalino: pertenecen al grupo de las “todo-cerámicas”, con estructura de cerámica reforzadas con Leucita o Disilicato de Litio. Blindadas con cerámicas vítreas como la Fluorapatita.

-Subestructura de núcleo en óxido de aluminio infiltrado en vidrio. Cerámicas feldespáticas que blindan estas estructuras altamente resistentes

-subestructura en cerámicas policristalinas, son cerámicas para blindaje de estructuras de alúmina altamente sinterizada, y de Zirconio

1.4.2.5 CLASIFICACIÓN POR TEMPERATURAS DE FUSIÓN: esta forma de clasificar las cerámicas se distinguen cuatro categorías: de alta, mediana, baja, y ultra baja fusión.

-alta fusión: aquí se cuentan principalmente los dientes prefabricados en cerámicas para dentaduras totales y las estructuras que se realizan industrialmente con algunos sistemas de Alúmina y Zirconio, estas se procesan por encima de los 1.300°C.

-media fusión: aquí van las cerámicas con rango de procesamiento entre 1.101°C, hasta 1.300°C. las antiguas cerámicas de técnicas sobre metal se ubican en este grupo

-baja fusión: Estas cerámicas se trabajan dentro de un rango de temperatura desde 850°C, hasta 1.100°C. Aquí se ubican las cerámicas de blindaje de hoy, al

igual que las nuevas generaciones de las cerámicas para la técnica sobre metal, un ejemplo la Omega 900 de Vita o la serie de Vm-13, Vm-9 y Vm-7 de Vita.

-ultra baja fusión: Se trabajan por debajo de los 850°C. En este sitio se ubican algunas cerámicas de glaseado y otras para el blindaje de metales especiales como el Titanio o estructuras de Zirconio. La cerámica de Fluorapatita para el blindaje del sistemas e-max, de la casa Ivoclar pertenece a este grupo. En el año 1992, ya se conocían cerámicas de este tipo, como la Duceram LFC. Que fue de las primeras en clasificarla en este tipo siendo llamadas inicialmente de “baja fusión”.

1.4.2.6 CLASIFICACIÓN POR SU OPACIDAD. Básicamente caben tres opciones

-opacas: no permiten el paso de luz, se encuentran aquí, las Alúminas, el zirconio y las cerámicas de opacar el metal.

-traslucidas: son cerámicas que permiten en buena medida el paso y la refracción de la luz, se encuentran aquí las feldespáticas, las vitrocerámicas con relleno cristalino. En general la mayoría de cerámicas de blindaje estético.

-transparentes: algunas cerámicas que se usan en las técnicas para carillas por “lentes de contacto”, las cerámicas de glaseado pueden clasificarse aquí.

1.4.3 FORTALECIMIENTO DE LAS CERAMICAS. Siendo las cerámicas un material de alta “dureza” y resistencia, a veces esto no redundo en su rendimiento clínico. La respuesta está en las distintas fuerzas que en boca reciben estas estructuras, lo sensibles que son a la técnica de procesado, las múltiples y

microscópicas imperfecciones que a la postre son fuente de tensiones que inician una grieta, las poca deformación elástica y plástica que tienen - poca capacidad de deformación- que pasan rápidamente de la rigidez a la fractura cuando se supera su límite elástico. Aun teniendo estos altos límites, estas grietas se pueden propagar rápidamente produciendo fracturas catastróficas y el fallo de la restauración.

La industria odontológica ha desarrollado técnicas para el fortalecimiento de las cerámicas dentales para un mejor rendimiento clínico y más ahora, con el aumento de la exigencia estética por las restauraciones dentales.

1.4.3.1 MINIMIZAR EL EFECTO FACILITADOR DE TENSIONES: las tensiones que se generan o acumulan en las cerámicas, proceden de las irregularidades que en ellas se suceden, los cambios abruptos de forma o de grosor, los bordes afilados o agudos en la preparación dental subyacente.

Por esto es importante esmerarse desde el punto de vista clínico, por realizar preparaciones con ángulos redondeados, compensar cambios bruscos en la altura de los muñones para que las capas de la estructura y de la cerámicas de blindaje sean continuas y de espesor uniforme. Se debe procurar el espacio máximo efectivo para las dos capas, que como límite son dos milímetros, que debe ser la cantidad a desgastar oclusalmente en la preparación dental, más de esto no necesariamente genera cerámicas más resistentes y menos espacio no se logran los grosores adecuados que den solidez a las estructuras. Es obligatorio tener un pulimento superficial absoluto antes del proceso de

glaseado. En el momento de prueba es importante ser muy precisos en el ajuste de la oclusión, ya que al dejar contactos altos, estos son fuente primaria de tensiones tanto en la parte interna como externa de la restauración. Es importante tratar de dejar “superficies de contacto” más que puntos de contacto, ya que, de esta manera se dispersan mejor las tensiones en los momentos de choque masticatorio. Es fundamental tener un kit de pulido y “glaseado” en boca, que haga posible el ajuste oclusal post cementación. Este es a veces inevitable, exigiendo devolver una superficie lo más lisa, pulida y homogénea posible, libre de irregularidades que fueren fuentes de tensiones y de grietas.

Las subestructuras de las cerámicas deben ser lo suficiente rígidas para evitar la flexión de la misma, ya que esto se traduce invariablemente en tensiones a la capa externa cerámica induciendo su fractura.

1.4.3.2 DESARROLLAR FUERZAS DE COMPRESIÓN RESIDUALES: las cerámicas dentales soportan mucho mejor las fuerzas tensionales por compresión que las tangenciales, por esto es imperioso de alguna manera inducir principalmente este tipo de tensiones para aumentar su resistencia a las cargas oclusales. La mayoría de las técnicas de restauración con cerámicas – exceptuando las “monolíticas”, implican una subestructura y una cerámica de blindaje, independiente que el material de la subestructura sea metal, cerámica vítrea, alúmina o zirconio. Al tener una pequeña diferencia en el coeficiente de expansión térmica – de la subestructura y del blindaje-, de no más del 2 al 3 % y debiendo ser mayor el de la subestructura, de esta manera se inducen tensiones

residuales por compresión, ya que la parte interna - la subestructura-, se contrae más al enfriarse la restauración.

1.4.3.3 MINIMIZAR EL NUMERO DE CICLOS DE COCCIÓN: A veces se tiende a múltiples cocciones en la elaboración de las restauraciones cerámicas; para ajustar color, formas, contornos etc. El problema radica, principalmente en las vitroceramicas, que al realizar múltiples ciclos de cocción, se induce la formación adicional de cristales de Leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), la leucita es una fase cristalina de gran expansión y cuando se superan sus porcentajes establecidos, se altera el coeficiente de expansión térmica del blindaje, con las consecuencias en las tensiones que esto trae.

1.4.3.4 INTERCAMBIO IONICO: también conocido como *acondicionamiento químico*, se utiliza para inducir fuerzas compresivas en la superficie externa de la cerámica. El principio es el intercambio iónico de los átomos de Sodio de la cerámica por otros de mayor tamaño como el de Potasio - 35% más grande- que al acomodarse dentro de los cristales de la cerámica, induce tensiones compresivas en la capa externa-Hasta 100 micras-. El procedimiento consiste en introducir la restauración cerámica en un baño de Nitrato de potasio, calentarlo a 450°C, mantenerlo por 30 minutos mientras se sucede el intercambio iónico. Un producto comercial para tal fin es el Tuf-Coat de la casa japonesa GC.

1.4.3.5 FORTALECIMIENTO POR DISPERCIÓN: otro principio diferente para el fortalecimiento de las cerámicas es introducir una “fase” dispersa dentro de la cerámica, que sea diferente a la misma y que sea capaz de obstaculizar la

propagación de grietas. La mayoría de las cerámicas de hoy día utilizan fases cristalinas como la mejor manera de evitar la propagación de las microfracturas, las más conocidas son: cristales de leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), Disilicato de Litio ($Li_2O \cdot 2SiO_2$), Alúmina (Al_2O_3), Magnesia –Alúmina ($MgO \cdot Al_2O_3$), Zirconio (ZrO_2).

Es importante anotar que no todas las fases cristalinas tiene la misma efectividad en la interceptación de las grietas, también es importante mirar la compatibilidad de coeficiente de expansión térmica de la fase cristalina y la matriz vítrea, su tamaño, su porcentaje en volumen; también es esperable un cambio en la traslucidez de la cerámica en la medida que se incorporen estas fases, así sea para aumentar su desempeño mecánico, inevitablemente, tendrán un impacto en la estética, hace las cerámicas más opacas. Es importante buscar el equilibrio entre estos dos intereses, resistencia y estética.

1.4.3.6 ENDURECIMIENTO POR TRANSFORMACIÓN: Algunas porcelanas dentales utilizan este sistema para mejorar su rendimiento físico-mecánico, las cerámicas con base en el Zirconio son las representativas de este método.

El Zirconio o “aleaciones de Zirconio” contenida en las estructuras para cerámicas dentales, se caracterizan por presentar diferentes fases cristalinas, a la Odontología le interesan dos, su fase *tetragonal-metastable* y la *monoclínica*. Bajo condiciones normales, cuando se calienta la estructura de Zirconio durante el proceso de una prótesis por encima de $1.470^{\circ}C$. y se enfría, esta tiende a cambiar de su fase tetragonal a monoclínica al pasar por los $1.150^{\circ}C$. Siendo esto desventajoso para su resistencia [1, 2, 14,15]. Para solventar esta situación, los

fabricantes le añaden un 3% de ytrio (Y_2O_3) para evitar esta transformación polimórfica; de esta manera el material se conoce como *Zirconio tetragonal policristalino*, o ZrO₂-TZP. Así el material resultante no sufre el cambio a fase Monoclínica en el proceso dental, resultando muy resistente (900 a 1.200 MPa), de aquí su gran uso en la Odontología.

Como se ha descrito, el esfuerzo de la industria y de la investigación ha sido grande para brindar un material cerámico para restauraciones dentales lo más predecible, resistente, estético y biocompatible; de elaboración no tan compleja, de costos aceptables, etc. Nos damos cuenta que la cerámica *ideal* pudiera estar en vía de desarrollo, todas las que se han revisado, de alguna manera tiene falencias, que se ven reflejadas en los múltiples reportes en la literatura con respecto a su rendimiento clínico.[9-12].

Observando la confiabilidad clínica a largo plazo de restauraciones posteriores estéticas o no, el *gold estándar* son las restauraciones metálicas o metal-cerámicas, en la literatura son numerosos los reportes de supervivencia de estas restauraciones [1,2]. El reto está, en realizar para el sector posterior, restauraciones totalmente cerámicas, con índices de supervivencia similares al “gold estándar”.

En esta revisión sistemática de la literatura nos enfocamos en las cerámicas con base en Disilicato de litio.

1.4.4 CERAMICA DE DISILICATO DE LITIO. Cerámica desarrollada en el año de 1998 por la compañía Ivoclar, es una vitrocerámica, con un material cristalino

de relleno a base de cristales de Disilicato de Litio. Comercialmente se conoce como Empress II, más recientemente como ips e.max. La compañía Dent's play, está en proceso de lanzar al mercado una modificación de esta cerámica, con un refuerzo adicional de zirconio, con nombre comercial de "Celtra". La casa VITA sacó recientemente su cerámica de disilicato de litio también con refuerzo de Zirconio de nombre Suprinity. La cerámica Disilicato de litio, es una evolución de la cerámica Empress I -con refuerzo de leucita- lanzada al mercado por la compañía Ivoclar a comienzo de los años noventa. Esta cerámica se puede clasificar de varias maneras: por su microestructura es una cerámica vítrea con refuerzo de fase cristalina, otros autores [2], dicen que es una cerámica feldespática con relleno cristalino. En cuanto a su procesado es una cerámica prensada o inyectada, hoy día también disponible para el sistema Cad-Cam. En cuanto al uso, es una cerámica para restauraciones de coronas individuales y prótesis fija, para incrustaciones posteriores indirectas y carillas indirectas del sector anterior. Por su subestructura, pertenecen al grupo de blindaje, con un núcleo cerámico de Disilicato, hoy día también monolítico con caracterización de pigmentos extrínsecos. En la temperatura de fusión, son de baja fusión al inyectar el material de estructura y para el material de recubrimiento es de ultra baja temperatura según clasificación de Guzmán [5].

Las cerámicas de Disilicato de Litio son básicamente cerámicas de vidrio, o vitrocerámicas con un relleno cristalino de Disilicato de Litio ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$). [4,5,8,17-24]. Aunque la composición exacta, como es de esperarse pertenece al secreto industrial, la matriz vítrea, está compuesta de dióxido de silicio(SiO_2) en un 52-

62%, trióxido de aluminio(Al_2O_3) en un 11-16% en peso, feldespato de potasio ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2.6\text{SiO}_2$), feldespato de sodio ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2.6\text{SiO}_2$), el Caolín($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), este compuesto es un silicato de aluminio hidratado, que en la cerámica actúa como agente de enlace, que permite un mejor moldeamiento de esta antes de cocinarla. Óxido bórico (B_2O_3) su función es, ser un modificador de vidrio, que baja la temperatura de fusión y disminuir la viscosidad de la cerámica. Óxidos metálicos, que son los que le dan el color a las cerámicas para su mimetización con las estructuras dentales, entre esos óxidos tenemos: Hierro y Níquel: Pigmentos café, Cobre: pigmentos verdes, óxidos de titanio: pigmentos amarillo café, óxidos de Cobalto: pigmentos azules, óxido de magnesio: pigmentos lavanda; los óxidos de zirconio, titanio y estaño proporcionan opacidad.

El sílice de la matriz vítrea existe de cuatro formas distintas: Cuarzo cristalino, Cristobalita cristalina, Tridimita cristalina y sílice fundido no cristalino [4], su forma cristalina es un sílice tetraédrico de alta temperatura de fusión, con átomos de oxígeno en los extremos del tetraedro, por esta razón se deben añadir modificadores del vidrio que serían iones de metales alcalinos como el potasio, sodio y calcio, que interactúan en la red cristalina de la sílice , interponiéndose entre los átomos de silicio y oxígeno. De esta manera la red tridimensional tetraédrica se puede mover más fácilmente, aumentando su fluidez a bajas temperaturas, disminuyendo su viscosidad y aumentando su coeficiente de expansión térmica haciéndolo más compatible para el proceso de restauraciones dentales.

La principal característica de su microestructura y composición está en la fase cristalina de refuerzo que se le añade a la matriz de vidrio. Este compuesto es el Disilicato de Litio ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) [4 5,8,18,20] presente en un 70% en volumen aproximadamente. Estos cristales alargados que tienen entre 0.5 micras y 4 micras de longitud, son adicionados mecánicamente a la matriz de vidrio durante su fabricación [18], estos se precipitan dentro de ella por una especial enucleación y luego al calentarse la cerámica inician su crecimiento. Al final resultan en una forma cristalina de Disilicato de Litio de (Li_2SiO_5). Estos cristales dentro de la matriz de vidrio se compactan densamente y al azar, formando un entramado que bloquean eficientemente la propagación de grietas o líneas de fractura.

Existe dentro de esta cerámica de Disilicato de litio, una segunda fase cristalina submicrónica, que es un Ortofosfato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), su tamaño fluctúa entre 0.1 a 0.3 micras. Estos cristales ayudan a la estabilización y traba mecánica de los cristales de Disilicato.

El propósito de estos cristales, es el reforzamiento de la cerámica por dispersión, ya que estos rellenos impiden la propagación de las líneas de fracturas o micro grietas que se generan por las tensiones en la matriz vítrea de la restauración.

Su selección clínica, dentro del amplio abanico que se cuenta para este tipo de restauraciones, la presentan McLaren [25] y Chu [26].

Tabla 1

Propiedades Físicas del Disilicato de Litio, comparadas a la Alumina y Zirconio

sistema	refuerzo	Resistencia flexural de dos puntos (MPa)	Resistencia flexural de 3 puntos (MPa)	Resistencia a la fractura (MPa) m ^{1/2}
Empress	Leucita	134 - 175	106 - 112	1.2 – 1.4
Empress 2	Disilicato de Litio	359 - 407	306 - 400	2.9 – 3.1
E max CAD	Disilicato de Litio	360	360 - 400	2 – 2.5
Procera Nobel Biocare	Alúmina densamente sinterizada	687		4.5 - 6
Lava 3M	Zirconio con itrio	1.100	900 – 1.200	9 - 10

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 OBEJETIVO GENERAL

Identificar a partir de una revisión sistemática de la literatura, la supervivencia de coronas completas y prótesis parciales fijas, realizadas con Disilicato de litio, en el sector posterior.

1.5.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Establecer el índice de las fallas mecánicas de las coronas completas y prótesis parciales fijas, realizadas en Disilicato de litio, en el sector posterior.
- Establecer la supervivencia de las coronas completas y prótesis parciales fijas, realizadas en Disilicato de Litio en el sector posterior.
- Identificar los factores de riesgo para las coronas completas y prótesis parciales fijas, realizadas en Disilicato de Litio, en el sector posterior.
- Identificar el tipo de fallas mecánicas, de las coronas completas y prótesis parciales fijas, realizadas en Disilicato de litio, en el sector posterior.
- Como objetivo secundario, mirar la correlación de los resultados de los estudios clínicos, con pruebas invitro bien estructuradas, para tener una mayor claridad en la interpretación y uso del resultado de este tipo de pruebas in vitro.

2. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 DISEÑO DE ESTUDIO

- **Tipo de estudio:** Revisión sistemática de literatura
- **Fuentes primarias:**

Bases dedatos: PUBMED, MEDLINE, EBSCO, COCHRANE.

2.1.2 Palabras claves: cerámica dental, Disilicato de Litio, coronas todo cerámicas, prótesis parcial fija, rendimiento clínico, rata de supervivencia, carga para fractura, fatiga cerámica, fractura mecánica, sistemas CAD-CAM para cerámicas dentales, ensayos clínicos aleatorios ,ensayos clínicos controlados, estudios prospectivos y retrospectivos, pruebas invitro

Lithium Disilicate, Dental ceramics, fracture load, all ceramics crown, dental bridges, fatigue, survival rate, clinical performance, in-vitro tets, wall thickness, CAD-CAM systems, fracture mechanics, ramdon clinical trial, control clinical trial, prospective study, retrospective study, invitro trial

2.1.3 Criterios de inclusión: estudios clínicos en humanos, incluyendo restauraciones posteriores en Disilicato de Litio, con mínimo 24 meses de evaluación y seguimiento y un número no inferior a 10 unidades restaurativas estudiadas. Ensayos clínicos controlados aleatorios, pruebas clínicas controladas, estudios clínicos prospectivos y retrospectivos, estudios de coronas completas individuales y prótesis fijas en posteriores con coronas completas como pilares, Estudios con materiales y método, artículos en revistas indexadas. Artículos en

Inglés, estudios de cohorte, revisiones sistemáticas, pruebas invitro estructuradas, con número significativo de muestras que resistan análisis estadísticos

2.1.4 Criterios de exclusión: Reporte de caso, pruebas en animales, estudios con restauraciones en dientes anteriores únicamente, estudios clínicos con evaluación inferiores a 24 meses, y menos de 10 restauraciones evaluadas. Pruebas clínicas sin criterios definidos de evaluación, estudios en revistas no académicas y arbitradas.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO: Coronas completas y prótesis parciales fijas, realizadas en Disilicato de litio, en el sector posterior.

2.3 MATERIALES Y METODOS:

2.3.1 fuentes primarias: Para identificar todos los estudios relacionados con este proyecto, se buscaron los artículos con asociaciones entre restauraciones realizadas en Disilicato de litio y restauraciones en el sector posterior de la boca, se condujo una revisión sistemática, en el mes de junio del año 2014, usando EBSCO, MEDLINE, PUBMED Y COCHRANE. Inicialmente se pusieron los términos Mesh en la búsqueda, estos fueron: Lithium ceramics, Lithium disilicate dental ceramics, posterior prostheses, posterior restorations, fracture load, all ceramics crown, dental bridges, fatigue, survival rate, clinical performance, in-vitro test, wall thickness, CAD-CAM systems, fracture mechanics, random clinical trial La estrategia de búsqueda fue consultar con expertos en el área investigada y con el recurso humano de biblioteca, expertos en la conducción de búsqueda en bases de datos, para lograr las mejores asociaciones de las palabras relevantes

que dieran inicialmente la más amplia lista de artículos relacionados con la revisión.

2.3.2 Criterios de selección Para ser elegibles se escogieron estudios con pruebas clínicas controladas, ensayos clínicos aleatorios, estudios clínicos prospectivos y retrospectivos, con mínimo 24 meses de seguimiento, con un número de muestra no inferior de 10 unidades por estudio realizado, donde se pudieran hacer análisis estadísticos y máximo con 10 años de antigüedad de los estudios (Enero del 2004- Junio del 2014) ,con información completa de las condiciones de los estudios, publicados en revistas indexadas y arbitradas académicamente, en idioma Inglés. Por último estudios in-vitro estructurados, con rigor metodológico, publicados con las mismas condiciones de las pruebas clínicas, buscando como objetivo secundario, que relación o concordancia pudiera existir entre los resultados de las pruebas clínicas y los resultados de los estudios de laboratorio. .

Para los estudios in-vitro, se seleccionarán pruebas estructuradas, con un número significativo de muestras, con mínimo 10 por grupo, que resistan un análisis estadístico, que tengan ciclos de termociclado y ciclos de carga y fatiga, para que simulen al máximo las situaciones clínicas de masticación y los cambios de temperatura en una alimentación normal.

Se seleccionarán estudios con dientes naturales y muñones fabricados en resina epoxica, la razón por la que se escogerán estos estudios con muñones de resina epoxica, es que, en ella se pueden diseñar muñones y restauraciones en diferentes y exactas medidas, para tener un mejor control de esta variable a la

hora de diseñar diferentes simulaciones de situaciones clínicas, que de lo contrario, con dientes naturales podría ser difícil.

2.3.3 Tipo de intervención se interviene el sector posterior de la boca, con restauraciones completas, tipo coronas individuales o en prótesis parcial fija de máximo tres unidades, estas restauraciones pueden ser de subestructura y blindaje o con sistema monolítico y maquillaje con colores extrínsecos.

2.3.4 Método de revisión Dos odontólogos independientes, especialistas en rehabilitación oral (DR., EG.) y un técnico dental (GR.), todos con experiencia en las restauraciones evaluadas en la investigación, examinaron la lista de títulos inicialmente arrojada por la búsqueda, le fueron aplicando los criterios de inclusión y exclusión hasta llegar a los títulos más relevantes, a los cuales se leyeron completamente sus resúmenes y seleccionar los estudios que pasan a lectura completa por el autor del estudio, de estos seleccionar los que definitivamente pasaban como literatura escogida para el estudio y aplicar las plantillas de lectura crítica.

Cualquier desacuerdo en las escogencia de los artículos, se discutía y se resolvía por consenso entre los evaluadores independientes y el autor del estudio y si persistiese aun el desacuerdo, se consultaba otro experto que dirimiera el conflicto.

El autor reporta no tener conflicto de intereses para la elaboración de esta revisión sistemática.

3. RESULTADOS:

La búsqueda inicial, reportó inicialmente 1.220 títulos. De allí se selección de acuerdo a los criterios de inclusión y exclusión.

Se inició la depuración de la literatura por los artículos que tuvieran máximo 10 años de publicación, arrojando 615 títulos, luego se filtraron por publicaciones que hubieran sido de índole académica y arbitradas. Pasando la selección a 436 estudios, de aquí se excluyeron los que no hubieran sido reportados en idioma inglés, pasando a 367 publicaciones, posteriormente, a este resultado, se seleccionaron por títulos de los artículos, quedando 173 publicaciones, estas luego fueron filtradas por la lectura de sus resúmenes quedando 40 artículos, los cuales pasaron a lectura completa.

De estos 40 artículos, 26 se excluyen por no estar dentro de los criterios de inclusión.

De tal forma que, finalmente se consideró elegibles 14 artículos, por ser relevantes y acogerse a los criterios de inclusión propuestos.

Los artículos resultantes, se les aplicó según el tipo de estudio, las plantillas de lectura crítica de SING y OSTEBA según correspondiera. Por este mecanismo de selección se escogieron los 11 estudios clínicos definitivos.

Los estudios in-vitro, se seleccionaron por consenso de los expertos que apoyaron la búsqueda, ciñéndose a los criterios propuestos, se seleccionaron tres trabajos.

Se realizó una búsqueda de revisiones sistemáticas en la base THE COCHRANE, se solicitó *systematic review*, con las combinaciones: a-posterior restoration- lithium disilicate crown, b- posterior restoration lithium-disilicate dental

Ceramics, c- posterior protheses-lithium disilicate fixed denture protheses, d- posterior protheses –lithium disilicate crown. La búsqueda arrojó: 0.

Figura # 1.
Flujograma.

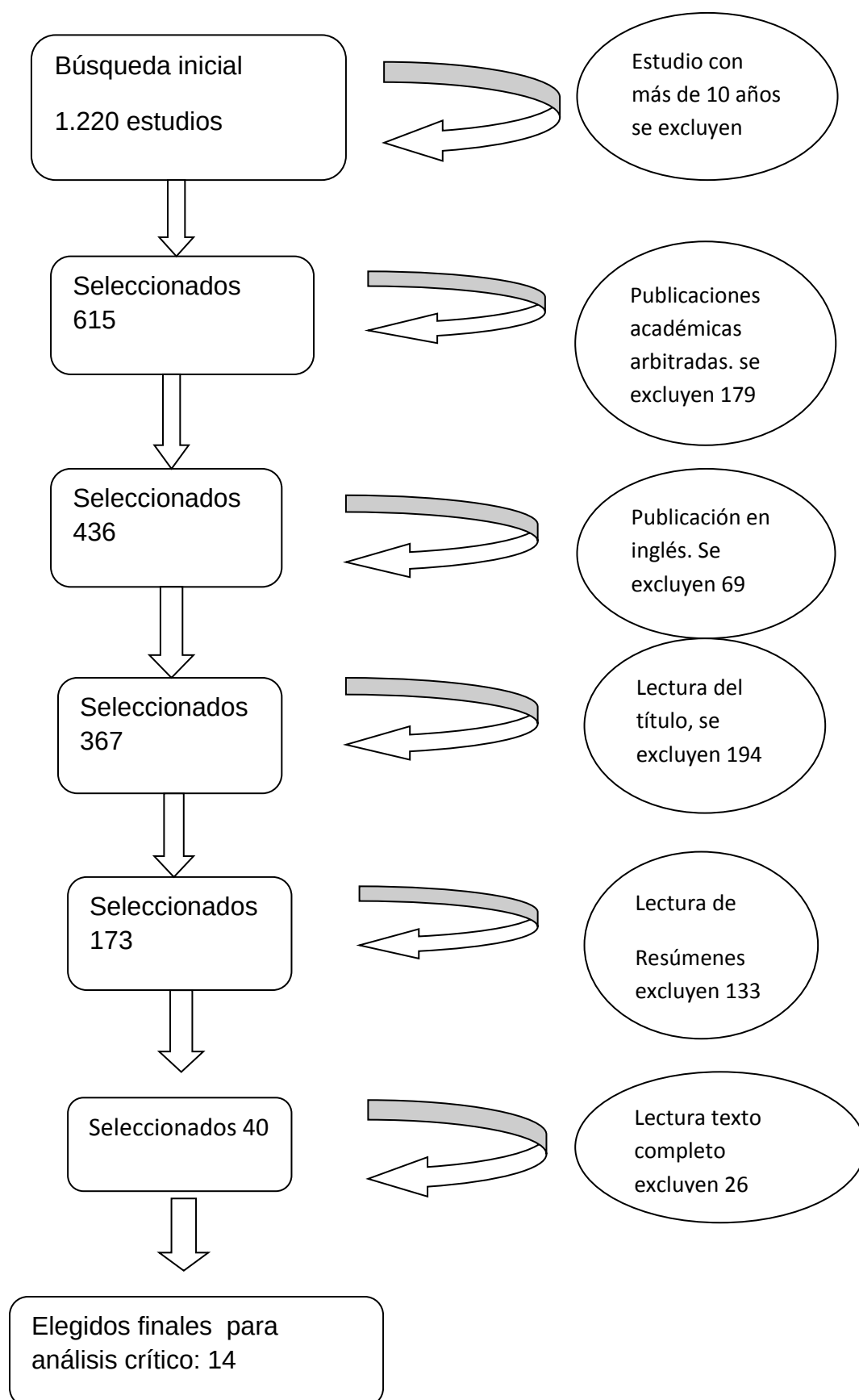


Tabla # 2. Listado de los estudios excluidos, con lectura de texto completo.

AUTOR	AÑO	FUENTE	TIPO DE ESTUDIO	RAZÓN DE EXCLUSIÓN	NIVEL EVIDENCIA
Pieger S.	2014	J.P.D.	Revisión sistemática	No es tipo de estudio	II-2
Bianchi G. R	2013	J.aest.Res..Dent.	Reporte de caso	No es tipo de estudio	II-3
Kois D.E.	2013	J.aest. Ret. Dent.	Prueba in vitro	No relevante.	
Kim J.H.	2013	Implant dent. J.	Prueba in vitro	No es la muestra	
Dhima M.	2013	J. Prosthodontics	Prueba in vitro	No estructurada	
Zhen G.N.	2012	J.inv.Clinic. Dent.	Elementos finitos	No es el tipo de estudio	
Cortelini D.	2012	J. Adhes. Dent.	Estudio prospectivo	No tipo de muestra	II-3
Senyilma Z.	2010	Eur. J. Prost.	Prueba in vitro	No es tipo de muestra	
Yanamel K.	2009	Dent. Material.	Elementos finitos	No tipo de estudio	
Lander E.	2008	Quintessence.	Reporte de caso	No tipo de estudio	II-3
Wolfart S.	2007	Dent. Material.	Prueba in vitro	No es tipo de muestra	
Heydecfe G.	2007	Dent.Material.	Prueba in vitro	No es tipo la muestra	
Taskonak B.	2006	Dent. Reserch.	Prueba in vitro	# de muestra insuficiente	
Studar A.R.	2007	Dent. Material.	Prueba in vitro	No reporte # de muestra	
Studar A.R.	2007	Dent. Material.	Prueba in vitro	No es tipo de muestra	
Wolfart S.	2005	Inter. J..Prost.	Estudio prospectivo	Estu. inferior 1 año	II-3
Del Hoff P.	2006	J. biom Ech	Elementos finitos	No tipo de prueba	
Bind L.A.	2006	Dent. material	Prueba in vitro	No estudio estructurado	
Lthy H.	2005	Dent. material	Prueba in vitro	No tipo de estudio	
Kilicarsion M	2004	J.P.D.	Prueba in vitro	Mo es tipo de muestra	
Stapper T.	2004	Br. Dent. J.	Prueba in vitro	No es tema estudio	
Pallis K.	2004	J.P.D:	Prueba in vitro	muestra insuficiente	
Fisher H.	2003	J.dent. reserch	Prueba in vitro	No es tipo de muestra	
Raigroaski	2002	Prac. Proc. Aethet.	Artículo de opinión	No es tipo de estudio	III
Chitmonkolsu	2002	Eur. J. prost.	Prueba in vitro	Publi. mayor a 10 años	
Tinschert J.	2001	Int, J. Prosthodo.	Prueba in vitro	Publi. Mayor a 10 años	

Tabla # 3 a. Listado pruebas clínicas seleccionadas, resumen principales características.

Autor	Año	Fuente	Tipo de muestra	Tipo de prueba	muestra	Me ses	Sup %	Tipo falla mecánica	evidencia
Fabbri G. [29]	2014	Int.J. peri. Rest.	Coronas: veneer, monolíticas	Estudio retrospectivo serie casos	297	33.4	96.9	Fractura. chipping	II - 3
Reich S.[34]	2013	Clin.Or al.Inv. J	Coronas monolíticas.	Estudio prospectivo descriptivo	37	51	97.5	Frac. catastrófica	II - 3
Gehrt M. [32]	2013	Clinl.Or al.Inv. J.	Coronas veneer	Estudio prospectivo descriptivo	20	79.5	100	Fractura lineal	II - 3
Kern M. [7]	2012	JADA	P.P.F. monolítica	Estudio prosp. descriptivo	36	121	90.8	Fractura, chipping	II - 3
Makarou [27]	2011	Int. J. Prosth	Ppf. monolítica- vs metal-ceram	Ensayo Clínico aleatorio	10	72	70	Fract. conector	I
Etman G. [31]	2010	J.P.D.	Corona monolítica	Estudio pros. descriptivo	30	36	96.6	Fractura lineal	II - 3
Reich S. [35]	2010	Int. J. Prosth	Corona monolítica	Estudio prosp descriptivo	37	51	97.5	Frac.catas trófica	II - 3
Valenti [30]	2009	Quinte int.	Corona veneer	Estudio retrospectivo	160	66	98	Fractura, chipin	II - 3
Wolfart S. [33]	2009	Dental Material	P.P.F. monolítica	Estudio prospectivo descriptivo	30	86	93.4	Fracura pilar	II - 3
Toksavu I S. [12]	2007	Int. J. prost	Corona veneer	Estudio prospectico descriptivo	23	58	100	chipping	II - 3
Esquivel U.[28]	2004	Int. J. Prost	P.P.F. monolítica	Estudio prospectivo descriptivo	30	24	93.4	Fract. conector	II - 3

Tabla # 3 b. Listado pruebas in-vitro seleccionadas, resumen principales característica.

Autor	Año	Fuente	Tipo muestra	# de Muestra	Ciclos termo-Ciclaje	Ciclos de carga	Supervivencia Ciclos fatiga	Tipo falla mecánica
Sidler B.[37]	2014	Clin. Oral. Invest.	Coronas monolíticas Dientes humanos con tres grosores axiales: 0.5, 1.0., y 1.5 mm	48	10.000 6.5 ⁰ c - 60 ⁰ c	1.2 millones	100%	Fractura a-470 N b-889 N- c-1.107 N
Shulthe sis S. [37]	2013	Clin. Oral . Invest.	PPF. CAD-CAM : a-Monolítica b-Venner c-Metal-cerámica	16 16 16	5.208 por Muestra	1.0 millones	100 %	Fractura completa a- 1900 N b- 699 N c- 1818 N
Guess P. [38]	2010	Int. J. prosthodontic	Corona monolítica	19		Progresivos 180.000 a 900N. 1.000.000 a 1000 N.	100 %	Fractura En carga final de 1.110 N a 1.200 N. en Disilicato

Se seleccionaron 14 artículos para el análisis final, 11 fueron clínicos y 3 de estudios in-vitro.

De los estudios clínicos, uno fue un ensayo clínico aleatorio, Makarouna [27], ocho fueron estudios descriptivos prospectivos y dos retrospectivos (ver tabla 3^a).

Todos los 11 estudios clínicos, fueron robustos en su metodología, tenían criterios de inclusión y exclusión para la escogencia de pacientes.

En de cada uno de estos artículos, se estandarizó, lo que clínicamente era relevante dentro de objetivo del estudio: los procesos restaurativos de las preparaciones, grosor de las restauraciones, provisionalización, toma de impresiones, realización, ajuste, terminación y cementación de las restauraciones a evaluar.

Se escogió a los evaluadores y los parámetros de juzgamiento fueron estandarizados con los criterios de evaluación, para evitar cualquier tipo de sesgo.

En la tabla 3 a se encuentra los resultados de cada uno de los estudios aceptados para la revisión.

Los artículos in-vitro, se seleccionaron por un análisis de dos expertos externos a la investigación, se evaluó que contaran rigor metodológico y que fueran relevante con el tema de la revisión sistemática. Los tres estudios escogidos, contaban con un planteamiento inicial, materiales y métodos y para este tipo de estudios, contaban con dos pruebas necesarias para darle validez, que fueron prueba de termociclaje de las muestras, posteriormente sometidos a test de fatiga y carga simple en la maquina Instron.

Un promedio de los resultados de los 11 estudios escogidos y que fueron reportados en la tabla 3ª, dieron los siguientes números:

- Estudio: 11
- #de muestras restaurativas totales: 734
- Tiempo promedio de evaluación: 59.1 meses
- Supervivencia promedio con los 11 estudios: 94.0 %
- Tipo de fallas mecánicas encontradas: a- Fractura
b- Chipping
- Índice de fallas mecánicas: 8.1 %.

Se observó, que todos los estudios, excepto el de Esquivel-Upshaw [28] y el de Maria makarouna, aparte del reporte del índice de fallas mecánicas, también reportaron el índice de los incidentes biológicos, como dientes con sensibilidad, tratamiento de conductos después de cementar los casos, complicaciones gingivales, periodontales, caries, estabilidad de color o satisfacción general.

En estos estudios se presentó la supervivencia tanto de las fallas mecánicas, como biológicas. En todos estos casos se tomó los índices de supervivencia solo dentro de las fallas mecánicas.

Con respecto al tipo de fallas mecánicas que se presentaron en los estudios se precisa: de los 4 estudios que reportaron chipping: Fabri [29], Toksavul [12], Kern [7] y valenti [30]; todos excepto Kern [7], reportaron el chipping en restauraciones tipo veneer. Estas restauraciones son fabricadas con el método de subestructura y cerámica de revestimiento. Kern [7] reportó chipping en las restauraciones monolíticas, la incidencia de esta falla mecánica en su estudio fue del 3 % de la muestra total.

Con respecto a las fracturas, de la tabla 3 a se puede extractar que, de los 11 estudios analizados, 10 presentaron fracturas, de los cuales en dos, Etman [31] y Gehrt [32], presentaron líneas de fractura y en los ocho restantes, fracturas catastróficas.

Dentro de los ocho que registraron fracturas catastróficas, seis ocurrieron en los pilares, con pérdida del material exponiéndose el muñón subyacente y en dos estudios la falla catastrófica ocurrió en los conectores.

Cuatro estudios trabajaron con prótesis fijas de tres unidades: Wolfart [33], Esquivel-Upshaw [28], Makarouna [27], y Kern [7]. En estos estudios excepto el de Kern que presento fractura y chipping, las fallas en los otros tres fueron fractura únicamente.

De estos cuatro estudios, dos presentaron la fractura en el conector: Esquivel-Upshaw [28] y makarouna [27].

En los estudios de Wolfart [33] y Kern [7], las fracturas fueron reportadas en los pilares de las prótesis fijas.

En el trabajo de Esquivel-Upshaw [28], se midieron las fuerzas de mordida de los pacientes en estudio antes de cementar las prótesis.

Se encontró que en las 4 fracturas de su estudio, dos se presentaron en pilares de las prótesis parciales fijas, en pacientes con una fuerza de mordida superior a los 1.010 Newtons, que a su vez fueron los valores máximos registrados y las otras dos fracturas se presentaron en los conectores de las prótesis.

En resumen el tipo de fallas mecánicas que se identificó es:

- a- Chipping, que por lo general no afecta la supervivencia de las restauraciones, bastaría con un “suavizado” directo en boca de las superficies afectadas y continúan en función.
- b- Fractura lineal, se presentó en los pilares, en esta se ve claramente la línea de fractura pero sin pérdida aún de estructura, aunque no se considera catastrófica, implica el cambio de la restauración, pero no es de urgencia.
- c- Fractura catastrófica del pilar, en ella se pierde un pedazo del material exponiéndose el muñón, implica cambio inmediato de la restauración.
- d- Fractura del conector, aquí se necesita cambiar urgentemente la restauración, el pónico puede comenzar a funcionar como un cantiliver, con riesgo de fractura al muñón donde quedó unido.

En los once artículos que se evaluaron, el índice de fallas mecánicas fue del 8.1 % en promedio.

Los extremos fueron del 30% en el estudio de Makarouna[27], hasta el 0 % en los estudios de Gerht [32] y Toksavul[12]. Se realizó en prorrateo del índice fallas de cada estudio, se dividió por el número de estudios y se sacó el promedio.

Ahora tomando este 8.1 % como el total-100%- el tipo de falla acorde a su incidencia fue:

Chipping: 36.3 %

Fractura lineal: 20 %

Fractura catastrófica en los muñones: 60%

Fractura catastrófica en los conectores: 20 %.

Unos de los objetivos específicos, fue identificar los factores de riesgos que se pudieran reportar en los estudios seleccionados.

Bruxismo todos los estudios los excluyeron, excepto el de Fabbri [29], en su estudio, un 30.3% de los pacientes reportaban algún grado de disfunción temporomandibular, con bruxismo. Su índice de supervivencia fue del 96.9%.

Dientes con tratamiento de endodoncia, en los estudios que se evaluaron, algunos excluyeron dientes tratados endodónticamente y otros no.

El índice de supervivencia en los artículos que los incluyeron fueron, Fabbri 96.9% [29], Valenti 98% [30], Reich 97.5% [34].

Cementación, se encontraron dos técnicas, la recomendada por los fabricantes en el protocolo original, que es la cementación adhesiva con cementos resinosos y la realizada con cemento de ionómero de vidrio modificado con resinas.

Los estudios de Valenti [30], Etman [31], Fabbri [29], Tocksavul [12] y Reich s. [35] con rango de éxito entre el 96.6 % al 100 %, utilizaron la técnica de cementación adhesiva. Solo cementación con ionómero de vidrio modificado, se encontró en el estudio de Makarouna [27], con supervivencia del 70%. Estudios con ambas técnicas de cementación: Wolfart [33], Esquivel-Upshaw [28], Gehrt [32] y Kern [7] reportaron rango de supervivencia del 84.7% al 100%.

Tipo de restauración, estudios con solo coronas completas, mostraron niveles de supervivencia así: Etman 96.6%[31], fabbri 96.9%[29], Reich 97.5%[34], Reich

sven 97.5%[35], toksavul 100%[12], Gehrt 100%[32] y valenti 98 %[30]. Para un promedio del 98.0%.

Estudios con prótesis parciales fijas solamente, se reportaron supervivencias así: Esquivel Upshaw 93 %[28], wolfart 93.4%[33], kern 90.8%[7], Makarouna 70 %[27], para un promedio del 86.8 %.

Dentro de los objetivos, se anotó uno de carácter secundario, mirar la correlación que podría existir entre los resultados de los estudios clínicos y los resultados que se presentan en la pruebas in-vitro.

En la tabla # 3 b se muestra el resumen de estas investigaciones.

Shultheis [36], comparó la resistencia mecánica de prótesis parcial fija monolítica posterior, de tres unidades, realizadas en Disilicato de litio CAD-CAM, un segundo grupo de Disilicato de litio bicapa o de recubrimiento y un tercer grupo en metal-cerámica.

El resultado mostró, que todas las muestras, de los tres grupos, soportaron con éxito las pruebas de termociclado y de fatiga por ciclo masticatorio, simulando un periodo de vida útil de 5 años y reportó un índice de supervivencia del 100% para los tres grupos. Posteriormente fueron llevadas a carga continua simple en la máquina Instron hasta su fractura.

El CAD-CAM monolítica fallo a los 1900 N, el CAD-CAM con recubrimiento o veneer fallo a los 699N y la metal cerámica, a los 1818 N.

Seydler [37], midió la resistencia a la fractura de tres grosores axiales en las coronas completas realizadas en Disilicato de litio monolítico (0.5mm 1.0mm 1.5mm), reportando el de 1.5mm de grosor fractura a la carga de 1.107N.

El tercer trabajo in-vitro de Guess [38], comparó coronas monolíticas CAD-CAM de Disilicato de litio, con coronas bicapa o de recubrimiento con subestructura de Zirconio del sistema Sir-CAD de e-max.

Utilizó diferentes secuencias de ciclos de carga, de 180.000 ciclos a 1.000.000 ciclos, con diferentes niveles de cargas en newtons, de 900 N a 1000N, se hizo combinaciones de ciclos y carga. Al final, los dos grupos soportaron los ciclos y cargas; posteriormente los sometieron a carga simple hasta la fractura, reportando el Disilicato de litio en su cuerpo- fallas cohesivas- en los rangos de 1.100 a 1.200 Newtons.

4. DISCUSIÓN:

Desde hace más de 15 años, se presentó la cerámica vítrea, libre de metal con refuerzo de cristales de Disilicato de litio, posteriormente mejorada dentro de su nueva presentación de ips. e-max. Indicada para el sector posterior, con las restricciones dictadas por el fabricante, estas restricciones, pocas, en restauraciones individuales y para prótesis fijas, máximo de tres unidades y como pónico más distal el segundo premolar, siempre y cuando, los conectores alcanzaran mínimo 16 mm².

Se revisó la literatura y se encontró estudios y resultados muy heterogéneos.

La supervivencia tuvo rangos desde el 70% Makarouna [27], hasta el 100 % Gerth [32], Toksavuk [12] Reich [35]. De los 11 estudios clínicos, uno solo reportó supervivencia del 70% [27], otro del 90.8% [7], los nueve restantes estuvieron por encima del 93%.

Se encuentra en la literatura, reportes de supervivencia de las restauraciones metal-cerámicas a 5 años, así: Anusavice 97% [39], Martínez Ruiz F. 97% [2], Scurria 95% [40], Jeturson 95.6% [41], siendo sus fallas principalmente biológicas, como pulpitis irreversible y caries secundarias, las fallas mecánicas más presentadas fueron delaminación de la cerámica, ya sea cohesiva o adhesiva, chipping y en las prótesis fija, la falla mecánica más presentada fue, la descementación de uno de los pilares.

En la revisión, las restauraciones posteriores de Disilicato de litio tipo coronas completas individuales, presentaron un nivel de supervivencia a cinco años igual a las metal-cerámicas, con porcentajes desde el 96.9 %, hasta el 100 %, con fallas principalmente mecánicas, siendo estas, la fractura del material y el chipping.

El chipping se presenta en coronas completas individuales tipo veneer o de recubrimiento, esta falla en las coronas monolíticas es casi nula. Un solo estudio, Kern [7], reportó chipping en coronas monolíticas, con un índice de fallas del 3.0%

Los reportes de la literatura, para la supervivencia de las restauraciones metal-cerámicas a 10 años, muestran rango desde 84% Napankangas [42], hasta 94 % por Walton [43].

En la revisión sistemática presente, un solo autor, Mahias Kern [7], presentó un estudio con un seguimiento a 10 años, con supervivencia de coronas individuales monolíticas de 90.8%. El autor en su estudio, utilizó como técnica de cementación, tanto la técnica adhesiva con cementos resinosos, como el ionómero de vidrio modificado con resinas.

En la literatura se argumenta dos situaciones clínicas para utilizar el cemento de ionómero de vidrio modificado con resinas, la primera, márgenes restaurativos ubicados subgingivalmente, donde la técnica adhesiva estricta no se puede realizar por el flujo crevicular del surco gingival. La segunda razón es, que en muñones muy sensibles se prefiere al cemento de ionómero de vidrio por su mejor comportamiento biológico.

Para las restauraciones de Disilicato de litio, la evidencia a largo plazo -10 años- es insuficiente para dar conclusiones.

Se encuentra que estas restauraciones de Disilicato de litio monolíticas, utilizadas en el sector posterior, presentan a mediano plazo -5 años- un índice de supervivencia similar a las metal-cerámicas.

Autores como Fabbri [29], y Kern [7] hacen énfasis en utilizar solo coronas monolíticas, caracterizadas con tintes extrínsecos para el sector posterior.

Analizando los estudios de esta revisión, se encontró coincidencia en los resultados entre los estudios in-vitro y los estudios clínicos. Guess [38], reportó igual supervivencia, en las coronas en Disilicato de litio monolíticas y restauraciones en Zirconio realizadas con técnicas de blindaje. Las restauraciones de Zirconio fallaron con chipping o delaminado de la cerámica de recubrimiento. En sus conclusiones, viendo el buen desempeño de las coronas monolíticas en Disilicato de litio y haciendo un balance de costo-beneficio y simplicidad de su fabricación, la recomendación del estudio es favorable al Disilicato de litio monolítico y más, por el índice de fallas tipo de laminación o chipping en las restauraciones en Zirconio, que la literatura las reporta entre el 15% Al amleh B. [14] y el 54% Miyazaky [15].

Se encontró consenso en los estudios, en cuanto a la técnica de fabricación, es claro que en el sector posterior, tanto para coronas completas, como prótesis fija, se recomienda la técnica monolítica a las de recubrimiento o veneer.

Se encontró mayor índice de chipping en las restauraciones tipo veneer, que en las monolíticas, esto en proporción de 4 a 1.

Kern [7] y Fabbri [29] expresan en las conclusiones de sus trabajos, que su bajo índice de chipping, se debe al haber utilizados restauraciones monolítica, en vez de las de tipo recubrimiento.

La técnica veneer o de recubrimiento, en el sector posterior, es un factor de riesgo.

En cuanto a la extensión o tipo de restauración en el sector posterior, sea corona completa vs prótesis fija, igual existen posiciones heterogéneas, Valenti [30] asegura en su estudio, que el hecho de realizar prótesis fija en Disilicato de litio en el sector posterior, ya es un riesgo, lo concluye de su amplio estudio, con un numero de muestra muy significativo -160-, dice solo realizar coronas completas. En el extremo opuesto Wolfart [33], concluye: el Disilicato de litio para prótesis fija en el sector posterior, respetando las recomendaciones de extensión de las mismas y las dimensiones de grosores de pilares y conectores, no se incrementa el riesgo de falla, con respecto a una prótesis fija metal-cerámica.

Makarouna [27] presenta supervivencia del 70% a 72 meses, pero en contraste Wolfart [33] presenta en prótesis fija en el sector posterior, supervivencia del 93.4% en 86 meses, sin fallas en los conectores, que fue donde el estudio de Makarouna [27] las presentó.

Buscando una posible explicación a esta divergencia, se encontró que en el estudio de Makarouna [27], la cementación fue con ionómero de vidrio modificado, y no con técnica adhesiva con cementos resinosos, que es la recomendación del fabricante, procedimiento que si se hizo en el estudio de Wolfart[33]. Con esta diferencia se trata de justificar resultados tan disimiles, cuando los criterios de exclusión e inclusión de ambos trabajos fueron parecidos.

La cementación mostro igualmente posiciones encontradas, trabajos como los de Kern [7], Esquivel-Upshaw [28], Wolfart [33] y Jerte [32], reportaron cementación adhesiva con cementos resinosos y con ionómero de vidrio, en las situaciones de márgenes que se ubicaban subgingivales o dientes con sensibilidad.

Fabbri [29] y Etman [31] usaron cementación adhesiva, sin hacer comentario que este fuera un factor de riesgo directamente identificado.

Por el contrario los trabajos de Valenti [30] y Toksavul [12], si mencionan como criterio importante a tener en cuenta, para evitar el riesgo de fallas, una cementación adhesiva rigurosa. Preferiblemente de dos pasos como reporta Toksavul [12].

No se puede concluir en esta revisión, que la diferencia en la técnica de cementación sea un factor de riesgo directo de fallas mecánicas.

Pero es importante anotar, que el estudio con el más bajo índice de supervivencia, Makarouna [27] 70%, utilizó cemento de ionómero de vidrio modificado.

Con respecto a los grosores mínimos de las restauraciones de coronas completas y en las prótesis fijas, se reporta consenso, se recomienda respetar los grosores mínimos propuestos: Terminación en chamfer grueso u hombro redondeado de 1 mm, solamente Fabbri [29] reporta como mínimo 0.8mm, Toksavul [12] recomienda un hombro de 1.3 mm. En reducción axial el consenso es de 1.5 mm y en oclusal mínimo 1.5 mm en la cúspide funcional, los trabajos de Gehrt [32], Toksavul [12] y Reich [35], que alcanzaron los más alto índices de supervivencia del 100%, recomiendan en oclusal un grosor de 2mm.

Los conectores y sus dimensiones, partes vitales de las prótesis fijas, se observó como un factor directo de riesgo, el no tener un grosor mínimo de 4 x 4 mm en los premolares y de 4 x 5 mm en los molares.

Esquivel-Upshaw [28], responsabiliza de manera directa la falta de grosor de los conectores en sus prótesis fijas que se fracturaron, la falta de las dimensiones

mínimas mencionada, igual recomendación hace Wolfar[33]. Estos autores, dan la recomendación, de no usar este tipo de restauración, en la situación clínica donde por estética o tamaño cervico-oclusal de los dientes, no se puedan desarrollar las medidas mínimas recomendadas.

Con respecto a los dientes con tratamiento de endodoncia, en los estudios analizados, el criterio y resultados fueron heterogéneos; no aceptaron dientes con tratamiento de endodoncia, solo dientes vitales, los estudios de Esquivel-Upshaw [28], Wolfart [33], Kern [7], Gehrt [32].

Aceptaron dientes no vitales, con tratamiento de endodoncia, los estudios de Reich [35], Fabbri [29], Toksavul [12], Valenti [30], siempre que estuvieran asintomáticos y sin signos radiográficos adversos. En ellos, reportaron la reconstrucción del muñón, con reconstructores resinosos, postes de fibra de vidrio prefabricados y con retenedores intrarradiculares colados, como fue el trabajo de Valenti [30] y el de Reich [35].

Los trabajos de Etman [31] y Makarouna [27], no especificaron si aceptaron o no estos dientes con tratamiento de conductos.

En los trabajos mencionados, que aceptaron dientes endodonciados, ninguno reportó correlación entre dientes endodónticamente tratados y fallas mecánicas de cualquier índole. Fabbri [29] reportó la fractura radicular de un diente con tratamiento de endodoncia, que se restauró con corona individual, pero sin que esta situación comprometiera la estabilidad mecánica de la corona. Reich[35] en su trabajo dice, que la razón para aceptar dientes endodonciados, se debe a que una de las indicaciones de una corona completa es la severa destrucción de la

corona clínica y esto implica muchas veces el realizar tratamiento de endodoncia, pero no hace referencia a que esta situación comprometa la estabilidad mecánica o estructural de la restauración. Se puede concluir, que un diente endodónticamente tratado, por sí mismo y en esta condición, no es un factor de riesgo agregado que induzca una falla mecánica en la restauración de Disilicato de litio; esto sin dejar de lado los riesgos propios de los dientes con tratamientos de endodoncia, pero que son independientes del material restaurativo con que se realice una corona completa o prótesis fija.

La oclusión fue otro factor que se contempló, para buscar en ella un factor de riesgo.

Se observó, que se tuvo en cuenta y especial cuidado de evitar las interferencias oclusales y contactos prematuros, fue un punto a tener en cuenta para minimizar los factores de riesgo.

Los autores fabbri [29], Toksavuk [12] y Valenti [30], de hecho argumentan, que en gran medida sus altos índices de supervivencia (96.9 %, 100%, 98% respectivamente) se deben en parte, al cuidado con el esquema oclusal, teniendo cuidado en desarrollar una buena oclusión, refinando los contactos oclusales en concordancia con el resto de los dientes, evitando las interferencias.

Reportaron estos autores, que parte de las pocas fallas mecánicas que se originaron en sus estudios, se derivaron de errores o desatenciones en este punto. En los artículos no se reporta de manera específica el esquema oclusal usado.

En el t3pico de Bruxismo, los estudios de Valenti [30], Esquivel-Upshaw [28], Kern [7], Etman [31], Reich [35], Gehrt [32], dentro de sus criterios de exclusi3n estaba el bruxismo o desordenes cr3neo-mandibulares.

El trabajo de Toksavul[12], no hizo menc3n al respecto. Los estudios de Wolfart [33] y Makarouna [27], excluyeron los pacientes con “severo” bruxismo, sin dar los criterios que usaron para clasificarlos o diagnosticarlos as3.

El trabajo cl3nico de Fabbri [29], merece un comentario especial, este estudio report3 un porcentaje de supervivencia del 96.9, lo interesante es que dentro de su grupo estudio, un 30.3 % de los paciente se identificaron con desordenes temporo-mandibulares, ten3an bruxismo. El alto 3ndice de 3xito que muestra, sugiere que pudiera no existir una correlaci3n entre estos dos puntos.

El estudio de Esquivel-Upshaw [28], que dentro de los criterios de exclusi3n, estaban los paciente con bruxismo, en sus resultados, dos de las cuatro fallas mec3nicas de fractura, sucedieron en los pacientes que registraron el mayor nivel de fuerza de mordida dentro de sus pacientes, 1010 Newtons; dejando la sugerencia de la responsabilidad de la excesiva fuerza oclusal en las fallas mec3nicas de fractura.

Si se mira el rango de supervivencia de los trabajos que excluyeron al bruxismo, del 93 % al 100%, el de los trabajos que excluyeron solo al bruxismo severo, con rangos de 70% a 93 % y el caso puntual de Fabbri [29] donde el 30.3% de sus pacientes ten3an disfunci3n temporo-mandibular, con 3ndice de supervivencia fue del 96.9 %. No se pueden hacer conclusiones.

De los estudios invitro el de Shultheis [36], su resultado es coincidente con las pruebas clínicas, donde varios autores, le dan al Disilicato de litio monolítico, niveles de supervivencia similares a los de las restauraciones metal-cerámica. Igual coincidencia, al referir niveles de fallas del Disilicato venner o de recubrimiento a menos de la mitad de la resistencia de las monolíticas para inducir fallas mecánicas, por eso los autores como Kern [7] y Fabbri [29], recomiendan esta última restauración para el sector posterior.

Es claro que los resultados de pruebas in-vitro no se deben extrapolar tan fácilmente a la clínica, deben servir como una guía más, como un apoyo dentro de todo el abanico de pruebas y estudios de evidencia científica que se tiene a disposición, para al final con criterio tomar una postura clínica.

5. CONCLUSIONES

CONCLUSIONES: Dentro de las limitaciones de esta revisión, se dan las siguientes conclusiones:

- Las coronas completas individuales, monolíticas, en el sector posterior y teniendo en cuenta los factores de riesgos, tienen similar índice de supervivencia que las coronas metal-cerámicas a 5 años y un poco menor a 10 años.
- En el sector posterior, las restauraciones de recubrimiento o veneer, aumentan el riesgo de fallas mecánicas.
- El índice de supervivencia, de las prótesis fijas de tres unidades en posterior, aun siguiendo las indicaciones de los estudios clínicos, es inferior a las coronas completas individuales monolíticas.
- Las fracturas y el chipping, son las principales fallas mecánicas en estas restauraciones.
- Conociendo y trabajando, los factores de riesgo en las restauraciones completas de Disilicato de litio en el sector posterior, resultan en índices de supervivencia confiables.
- Se encontró coincidencia en los resultados y recomendaciones, entre los estudio in-vitro y clínicos.

6. RECOMENDACIÓN:

Se recomienda adelantar investigaciones, en vía de revisar las diferencias que tienen las técnicas de cementación encontradas en la literatura (cementación adhesiva con cementos resinosos y cementación con ionómero de vidrio modificado), para las restauraciones completas realizadas en Disilicato de litio.

7. BIBLIOGRAFIA:

1. Anusavice K. Standarizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramics and metal-ceramics fixed dental prostheses Dental Materials. 2012, (28) 102-111.
2. Martinez Ruiz F. Cerámicas dentales Clasificación y criterios de selección COE. 2007 Vol.12, N.4 Oct-Dic. 255-63.
3. Philips R. "Ciencia de los materiales dentales de Skinner" Interamericana. 8° edición, México D.F.: 1988, 581-95
4. Anusavice K. " Philips Ciencia de los materiales Dentales "Saunders Elsivers. 2010, 11° edición. España, 563-620
5. Guzmán H. "Biomateriales odontológicos de uso clínico" ECOE ediciones. Quinta edición, Bogotá Mayo 2013, 21-49
6. Ferro C. M., Gómez M. "Periodoncia. Fundamentos de la Odontología" Facultad de Odontología. Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, 2000, 410-12
7. Dykema R.W. "Modern practice in Fixed Prosthodontics" Johnston's W. B. SAUNDERS COMPANY. Fourth edition. 1986. Philadelphia. PA, 302-12
8. Pollintong S. An Update of ceramics in Dentistry. International journal of Clinical Dentistry. 2009, Vol.2, issue 4. 283-307
9. Guess P. Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate versus veneered Y-TZPO crown: comparasion of failure modes and reability after fatigue. The international journal of prosthodontics. 2010, Vol 23. N.5. 434-42.
10. Kern M. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made monolithic lithium Disilicate ceramic. JADA. 2012 143(3), MARC, 234-40.
11. Beir U. Clinical Long-term evaluation and failure characteristics of 1.335 all ceramics restorations. The international Journal of prosthodontics. 2012, Vol 25, N.1, 70-8.
12. Toksavul S. A Short-Term Clinical Evaluation of IPS Empress 2 crown The International Journal of prosthodontics. 2007, Vol.20, N.2. 168-72
13. Sola-Ruiz M. Survival Rates Of a Lithium Disilicate-Based Core ceramic for three-unit esthetic fixed partial denture: 10 years prospective study The international Journal of prosthodontics. 2013, Vol.26, N.2, 175-80.

14. Al-amleh B. Clinical trial in Zirconia: a systematic review Journal Oral rehabilitation. 2010, (37), 641-652.
15. Miyazaki T. Current status of Zirconia restoration. Journal of prosthodontics research. 2013, (5), 236-61.
16. Ivoclar Vivadent. INFORME CIENTIFICO Vol.01, 2001-2011, 1-60
17. Vamshi Krishna J. Evolution of metal-free ceramics. The Journal of Indian Prosthodontics Society. 2009, Vol 9. issue 2, April. 70-5
18. Shenoy A. Dental Ceramics: Up Date, Journal of Conservative dentistry. 2010, Vol.13, issue 4, Oct.-Dic. 195-203
19. Duarte Jr S. Ceramics Systems: An Ultrastructural Study. Quintessence Publishing inc. 2009 vol. 32, ISBN 9780861-154191
20. Giordano R. Ceramics Overview: Classification by Microstructure and processing methods. Compendium live. 2010, Vol. 31, N.9, November-December, 682-97.
21. Helvey G. Classifying Dental Ceramics: numerous Materials and formulations available for indirect restorations Compendium. 2014, vol35, N.1, January, 38-43.
22. Díaz-Romeral bautista P. Porcelanas dentales de alta Resistencia para restauraciones de recubrimiento total: una revisión bibliográfica parte: 1 Prótesis estomatológica. 2008, Vol.10, N.1, 19-31
23. Díaz-Romeral bautista P. Porcelanas dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total: una revisión bibliográfica parte: 2 Prótesis estomatológica. 2008, Vol.11, N.1, 113-24
24. O'Brien- Ryge. "MATERIALES DENTALES su selección" Panamericana. Viamonte- Buenos aires 1980, 140-51
25. McLaren E. Ceramics: Rationale for material selection Compendium. 2010, Vol.31, N.9, November-december, 666-79
26. Chu S. Clinical material review Compendium. 2011, Vol.23, N.1, January 2012, Vol.01, 64-7
27. Makarouna M. Six-years performance of Lithium Disilicate fixed partial denture. Int. J. prosthodont. 2011, Vol 24: 204-6.

28. Esquivel-Upshaw. Clinical performance of a Lithia Disilicate-base core ceramics for tree-unit FPDs Int. J. prosthodont. 2004, Vol 17: 469-75.
29. Fabbri G. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior Lithium Disilicate estorations: retrospective study with a mean follow-up of 3 years an maximum observational period of 6 years Int. J. periodontics restorative Dent. 2014, Vol 34: 165-77.
30. Valenti M. Retrospective survival analysis of 231 Lithium Disilicate crown in private general practice. Quintessence Int. 2009, Vol 40: 573-79.
31. Etmant M. Three year Clinical evaluation of two ceramic crown system: A preliminary staudy J. prosthetic Dent. 2010, Vol 103: 80-90.
32. Gehrt M. Clinical results of Lithium-Disilicate crowns after up to 9 years of service. Clin. Oral Invest. 2013, Vol 13: 275-84.
33. Wolfart S. Clinical outcome of three-unit Lithium-Disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years result Dental Materials. 2009, Vol 25: 63-71.
34. Reich S. Chair-side generated posterior Lithium Disilicate crowns after 4 years Clin. Oral Invest. 2013, Vol 17: 1765-72.
35. Reich S. A Preliminary Study on the Short-term Efficacy of Chair-side Computer-aid Desing/computer-assisted manufacturing-generated Posterior Lithium Disilicate crown Int. J. Prosthodont. 2010, Vol 23: 214-16.
36. Schultheis S. Monolithic and bi-layer CAD/CAM Lithium Disilicate versus metal-ceramocs fixed dental prostheses comparision of fracture load and failure after fatigue Clin. Oral Invest. 2013, Vol 17: 1407-13.
37. Sydler B. In vitro fracture load of monolithic Lithium Disilicate ceramic molar crown with diferent wall thicknesses Clin. Oral Invest. 2014, Vol 18: 1165-71.
38. Guess P. Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate versus veneered Y-TZP crown: comparisions of failure modes and reability after fatigue Int. J. Prosthodont. 2010, Vol 23: 434-42.
39. Anusavice K. Standarzing failure successes and survival decisions in clinical studies of ceramic fixed dental prostheses. Dent material. 2012, (28), 102-11.
40. Scurria MS. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutment J.P.D. 1998, (79), 459-64.

41. Jeturson. A systematic review of the survival and compilation rate of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after and observations period at least 3 years. Part I single crown Clin. Oral implant research. 2007, 18 (3), 73-85.
42. Napankangas R. A ten-year follow-up of fixed metal-ceramics prosthodontics Journal of Oral rehabilitations. 1997, 24 (10), 713-17
43. Walton TR. Change in outcome of metal-ceramic thooth-support single crown and FDPs following the introduction of Osseo integrated implant dentistry into prosthodont Practice. Int. J. prosthodontic, 2009, (22), 260-7.