



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

FALLAS MÁS COMUNES EN EL SISTEMA  
CIRCONIA - BLINDAJE.

**TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL DIPLOMADO DE  
ACTUALIZACIÓN PROFESIONAL**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**CIRUJANA DENTISTA**

P R E S E N T A:

BERENICE MIRANDA MÁRQUEZ.

TUTOR: Dr. ALEJANDRO MASAO ITO TSUCHIYA.

ASESOR: C.D. MIGUEL NORIEGA BARBA.



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## **AGRADECIMIENTOS.**

Es mi deseo como sencillo gesto de agradecimiento, dedicarles este proyecto que culmina un importante ciclo en mi vida, en primera instancia a Dios quien me dio la fortaleza, fe, salud y esperanza para alcanzar este anhelo que se vuelve una realidad tangible.

A mis padres...C.D. Luis Miranda Terrazas y C.D. Evangelina Márquez Mejía.

Dedico especialmente este trabajo a una gran Odontóloga, mi gran maestra y mi mayor inspiración... a mi madre, a quien le agradezco absolutamente todo en esta vida, por hacer de mi el ser humano que soy ahora, que no soy más que el resultado de todo ese amor, gracias por todas tus enseñanzas y desvelos, por toda esa dulzura paciencia y cariño que siempre te han caracterizado, por el permanentemente apoyo con espíritu alentador, contribuyendo incondicionalmente a lograr las metas y objetivos propuestos.

A mi tutor el Dr. Alejandro Masao Ito Tsuchiya quien me ha orientado en todo momento en la realización de este proyecto, también le agradezco a mi asesor al C.D. Miguel Noriega Barba cuyas aportaciones y enseñanzas fueron pilares para este trabajo.

Agradezco a la Mtra. María Eugenia Vera Serna Coordinadora de Diplomados de la Facultad de Odontología por su gran calidad humana, por todo su apoyo y oportunidades brindadas durante mis últimos años de la carrera y servicio social así como las facilidades para cursar el Diplomado de Prótesis Bucal Fija, también con especial afecto para Adriana Echeverría, que de igual forma me brindo su apoyo y facilidades durante mi estancia en la Coordinación.

Al Mtro. Enrique Navarro Bori Coordinador de Educación Continua de la Facultad de Odontología, le agradezco la oportunidad de permitirme cursar un diplomado en el área que me apasiona y espero que en este trabajo se vea reflejado mi gran compromiso esperando no defraudar su apoyo.

A mis amigos y compañeros conocidos durante la carrera con quienes compartí mis mejores momentos que harán que recuerde con gran añoranza esta etapa de mi vida, especialmente a Hugo qué más que mi amigo es como mi hermano, a Liz, Yazmín, Tania, Elizabeth y Daniela con cariño.

A mis familiares más cercanos que fueron testigos de mis pasos durante mi carrera.

A mis profesores por todos los conocimientos impartidos y aquellos que por su profesionalismo inspiraron mi formación académica.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por ser mi segunda casa, y contar con el orgullo de ser egresada de esta máxima casa de estudios, a la Facultad de Odontología, lugar de mi formación profesional donde tuve el gusto de conocer a grandes personas y amigos en esta vida.

“POR MI RAZA HABLARÁ MI ESPÍRITU.”

## ÍNDICE.

Introducción .....	1
Objetivos.....	3
1. Concepto de cerámica.....	4
2. Cerámicas en el área odontológica.....	5
2.1 Composición.....	8
2.2 Propiedades .....	11
3. Clasificación de las cerámicas libres de metal.....	15
3.1 Por su estructura química.....	15
3.1.1 Feldespáticas.....	15
3.1.1.1 Feldespáticas de alta resistencia.....	17
3.1.2 Aluminosas.....	19
3.1.2.1 Aluminosas convencionales.....	21
3.1.2.2 Aluminosas de alta resistencia.....	21
3.1.3 Circoniosas.....	23
3.2 Clasificación por su técnica de elaboración.....	23
3.2.1 Condensación sobre muñón refractario.....	23
3.2.2 Sustitución a la cera pérdida.....	24
3.2.3 Tecnología asistida por ordenador.....	25
4. Circonia.....	27
4.1 Concepto.....	27
4.1.1 Dioxido de circonio.....	28
4.1.1.1 Circonia estabilizada.....	28
4.1.1.2 Circonia parcialmente estabilizada.....	29
4.2 Propiedades de la Circonia.....	30
4.2.1 Polimorfismo.....	30
4.2.2 Dureza.....	32
4.2.3 Biocompatibilidad.....	32
4.2.4 Degradación espontanea del circonio (LTD).....	33
4.2.5 Influencia de la temperatura y el estrés.....	35
4.2.6 Propiedades ópticas.....	36

4.2.7 Radioactividad.....	37
4.3 Usos y aplicaciones.....	37
5. Sistemas cerámicos para prótesis fija a base de circonio .....	40
6. Proceso de elaboración de estructuras a base de circonia.....	53
7. Sistema núcleo/cerámica.....	59
8. Recubrimiento cerámico sobre estructuras de circonio.....	61
8.1 Mecanismos de unión.....	65
8.1.1 Unión mecánica.....	65
8.1.2 Unión física.....	66
8.2 Cerámicas de recubrimiento para estructuras a base de circonia.....	67
9. Técnicas de estratificación cerámica sobre estructuras de circonia.....	75
9.1 Estratificación convencional.....	75
9.1.1 Estratificación por técnica de inyección.....	76
9.2 Estratificación con técnica cut back.....	77
9.3 Maquillaje superficial.....	78
10. Fallas del blindaje entre el recubrimiento cerámico y el núcleo de circonia.....	79
10.1 Implicaciones clínicas.....	79
10.2 Chipping o astillamiento.....	81
10.3 Delayering o delaminación.....	83
11. Avances en el control de fallas en blindaje cerámico para núcleos de circonia.....	84
11.1 El futuro de la circonia.....	92
Conclusiones.....	94
Referencias Bibliográficas .....	95
Referencias Bibliográficas de Imágenes	100

## **INTRODUCCIÓN.**

Bajo la tendencia de las últimas décadas hemos observado un auge importante de toda restauración cerámica libre de metal sustentada por el criterio del odontólogo, así como por las exigencias estéticas del paciente hoy en día, pero ¿Qué tan importante es conocer los sistemas disponibles en el mercado para avalar el tratamiento a realizar?

Dentro de esta gran gama de sistemas cerámicos libres de metal hay diferentes casas comerciales que ofrecen distintas posibilidades así como indicaciones propuestas por el fabricante según sea el caso a restaurar, he aquí el reto de conocer y saber delimitar e individualizar cada tratamiento para cada paciente, ya que utilizar un mismo sistema para solucionar diferentes problemas puede traer consecuencias no tan favorables para la solución del caso.

Parte importante de conocer los sistemas totalmente cerámicos que ofrecen las casas comerciales, es analizar los estudios bajo sustento clínico, que a pesar de ser poco el tiempo de seguimiento que ofrecen en comparación a restauraciones convencionales ceramometálicas, puede resultar en información importante que ayude a orientar nuestro criterio durante el tratamiento, sin olvidar que falta un gran camino por recorrer debido a la limitada evidencia clínica. Solo así podremos conseguir tratamientos cada vez más estéticos sin poner en riesgo la función y resistencia.

En la actualidad “una sonrisa agradable” contribuye de manera importante en el desarrollo de una buena autoestima, así como un signo de bienestar y salud. Son deseables, aquellas restauraciones dentales estéticas y naturales, sin embargo estas deben ser primordialmente funcionales, durables y biocompatibles.

Tarea que en muchos casos resulta un “reto”, debido a pequeños pero importantes detalles no siempre considerados, que derivan en elegir la restauración protésica idónea con base a sus ventajas y limitaciones.

Los sistemas totalmente cerámicos desarrollados en los últimos años resultan especialmente adecuados para reproducir la conductividad lumínica, translucidez, opalescencia y demás características de los dientes naturales presentando así, ventajas con respecto a las restauraciones ceramometálicas convencionales.

Estos sistemas presentan, además de excelente biocompatibilidad, ausencia de corrosión, un buen ajuste marginal y aceptables propiedades mecánicas, criterios importantes a tener en cuenta en las restauraciones dentales.

Los principales protagonistas hoy en día son las estructuras a base de circonia y su cerámicas de recubrimiento, que han mostrado algunas ventajas y mejoras en algunas de sus propiedades, pero que carecen de seguimiento clínico de supervivencia en periodos prolongados, y más aun la poca difusión a cerca de las causas que pueden llevar al fracaso.

Cuando hablamos de una restauración a base de circonia, nos estamos refiriendo a la estructura que posteriormente será blindada con cerámicas de recubrimiento para reproducir la anatomía y estética de la restauración, pero de igual forma nos referimos a restauraciones monolíticas anatómicas a partir de bloques de óxido de circonio.

Un aspecto poco difundido de las estructuras a base de óxido de circonio con blindaje cerámico, es la preocupante falta de unión entre ambos componentes del sistema núcleo/cerámica, y sus implicaciones clínicas tales como fracturas o desprendimientos del recubrimiento cerámico, siendo estas la principal falla de las restauraciones a base de circonia.

## **OBJETIVOS.**

- Conocer la importancia de la unión entre la cerámica de recubrimiento y el núcleo a base de circonia.
- Exponer las principales causas desencadenantes de fracaso en estructuras de circonia con recubrimiento cerámico.
- Presentar el curso de las investigaciones y ensayos clínicos que pretenden solucionar las fallas y desventajas que presenta el sistema núcleo/cerámica.
- Conocer las características, propiedades y usos de la circonia.
- Mencionar los fabricantes y presentaciones de cerámicas a base de circonia para prótesis fija disponibles en el mercado.
- Dar a conocer el proceso de fabricación de las restauraciones y subestructuras a base de circonia.
- Revisar las ventajas y desventajas de la circonia como material restaurador en prótesis bucal fija.
- Mencionar la composición y clasificación de las cerámicas dentales.
- Mostrar los diferentes sistemas cerámicos libres de metal en el mercado.

## 1. CONCEPTO DE CERÁMICA.

Etimológicamente el término cerámica proviene del griego *keramike* y hace referencia a la fabricación de barro, loza y porcelana. El término porcelana proviene del italiano *porcellana*.

Según el Diccionario de la Real Academia de la Lengua Española, el término cerámica la define como: el arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana, de todas clases y calidades.<sup>1</sup>

En cambio, porcelana, se define como el producto final obtenido, refiriéndose a esa especie de loza fina, transparente, clara y lustrosa, inventada en China e imitada en Europa, compuesta por la mezcla de tres minerales naturales: arcilla blanca, cuarzo y feldespato.<sup>1</sup>

En 1976 se definía la cerámica como un material inorgánico esencialmente no metálico, generalmente frágil, fabricado a alta temperatura a partir de polvos, cuya consolidación se realiza por *frittage*, cristalización o fraguado de una argamasa.<sup>2</sup>

Se consideran materiales cerámicos aquellos productos de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina.

En estas últimas décadas se han incorporando nuevos materiales en su composición como: alúmina, lantano, leucita, litio, circonio, etc., así como nuevas técnicas de confección, por lo que se podría matizar el término cerámica a “todos los materiales inorgánicos no metálicos y metálicos heterogéneos compuestos de cristales iguales o diferentes que con frecuencia están rodeados de una fase vítrea”.<sup>3</sup>

## 2. CERÁMICAS EN EL ÁREA ODONTOLÓGICA.

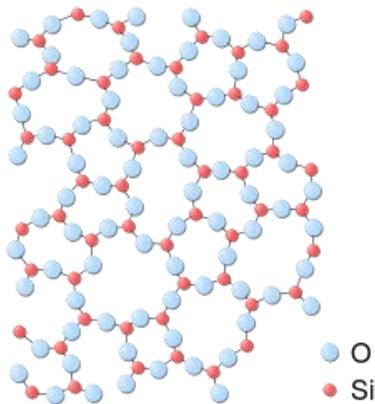


Fig.1 Estructura de la sílice.<sup>1</sup>

En odontología se utilizan los términos cerámica y porcelana indistintamente, aunque no signifiquen exactamente lo mismo, en general, se asocian con la palabra cerámica las propiedades derivadas de la experiencia cotidiana: “cerámica” son las vasijas, lozas, los ladrillos y las porcelanas como el producto en sí.

La gran mayoría de las cerámicas dentales, salvo excepciones, tienen una estructura mixta, es decir son materiales compuestos, formados por una matriz vítrea (feldespatos) cuyos átomos se encuentran desordenados (amorfa) y una fase cristalina, con partículas más grandes de minerales cristalizados (sílice), cuyos átomos están distribuidos uniformemente.<sup>4,5</sup>

Es importante señalar que la fase vítrea es la responsable de la estética de la cerámica, mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia. Por lo tanto la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica, ya que el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición.<sup>6</sup>

El tipo de cerámica que nos ocupa, es un tipo específico con mayor dureza y translucidez, empleada desde hace 3.000 años para diversas aplicaciones. Sin embargo su introducción para usos dentales se remonta a finales del siglo XVIII.<sup>5</sup>

Hasta esa fecha los materiales utilizados para la restitución con fines protésicos restaurativos dentales, eran tan variados que iban desde un hueso, marfil, madera, clavos ó dientes de cadáveres, presentando el mismo o mayor envejecimiento, deterioro y desgaste que los dientes naturales por la acción del medio oral.

El uso de la cerámica en el área odontológica data de dos siglos y hasta la fecha, es considerada por la profesión como el material estético por excelencia, específicamente en prótesis bucal fija. Este material a menudo posee la capacidad para devolver la función y estética perdida tras la ausencia o deterioro de uno o más dientes, siempre siendo un material totalmente biocompatible.

A partir del año de 1717 d.C., los secretos de la fabricación de la porcelana china fueron revelados a los europeos por los misioneros jesuitas provenientes de oriente, pero las primeras aplicaciones dentales de la cerámica fueron debidas a la asociación de un farmacéutico parisino Dûchateau, un cirujano dentista de nombre Dubois de Chémant y la fábrica de Sevrès en Francia.<sup>5</sup>

Alexis Dûchateau le surgió la idea de utilizar la cerámica como material dental al observar que los recipientes de porcelana que contenían las sustancias químicas que utilizaba en su trabajo no sufrían cambios de color ni de textura como consecuencia de los materiales que albergaban.

Pero tuvo grandes problemas durante el proceso de fabricación que sólo fueron superados cuando se consuma la asociación con Dubois de Chémant, que mejoró sustancialmente el método de fabricación, eliminando los problemas inicialmente encontrados.<sup>5</sup>

Años más tarde en 1808, un dentista italiano, G. Fonzi, publicó el primer método para producir dientes unitarios con un sistema de retención mediante pernos metálicos. No obstante, la producción industrial de dientes de porcelana se inició con Claudio Ash y rápidamente EE.UU. se colocó a la cabeza mundial de la producción industrial.<sup>5</sup>

En éste devenir histórico las primeras coronas cerámicas puras fueron creación de Land en 1886 al idear y patentar un sistema de cocción de los dientes de cerámica sobre una hoja de platino.<sup>5</sup>

La corona así confeccionada sería la primera restauración hueca con aspiraciones estéticas en dientes unitarios, aunque debido a su poca resistencia fueron utilizadas fundamentalmente en dientes anteriores y de uso clínico limitado.

Sin embargo años antes, en 1857, E. Maynard en Washington había construido con éxito las primeras inlays cerámicas.<sup>5</sup>

Desde entonces las investigaciones se han dirigido en su mayoría a la búsqueda de mejoras en los elementos, mezclas y procesos de producción encaminados a disminuir algunos de los graves problemas que presentaban como la contracción durante la cocción, poca resistencia, porosidad y en general, perfeccionar la técnica de elaboración.

Desde esos momentos y hasta la fecha ha existido un binomio para la elaboración de dichas restauraciones, una combinación de carácter artesanal y técnico, pues nos aporta por un lado un resultado funcional con bases científicas y por otro lado un alto componente artístico.

Este binomio tan particular es el que le ha permitido instaurarse, desde hace tanto tiempo como una opción de tratamiento que ofrecemos a nuestros pacientes.

Conseguir este equilibrio entre funcionalidad y arte, requiere una evolución constante en el material cerámico, anteponiendo como requisito indispensable la función y durabilidad.

Nuestros trabajos deben estar basados en conseguir buen ajuste marginal, resistencia ante cargas masticatorias superiores a las ejercidas en la cavidad oral, un ajuste pasivo en caso de varios pilares y biocompatibilidad de todos los materiales utilizados.

Por otra parte, las propiedades estéticas inherentes al propio material cerámico, nos permiten desarrollar esa faceta artística en nuestras restauraciones, con el fin de individualizar cada trabajo dotándolo de naturalidad y belleza.

La creciente demanda de tratamientos dentales estéticos y el continuo avance de la investigación han permitido que en la actualidad podamos recurrir a distintos materiales cerámicos según las necesidades para cada tratamiento.

## 2.1 COMPOSICIÓN.

La composición de una cerámica clásica se basa en tres elementos derivados del silicio: la sílice o cuarzo, el feldespato y el caolín.



Fig. 2 Dióxido silícico.<sup>2</sup>



Fig. 3 Feldespato.<sup>3</sup>



Fig. 4 Caolín.<sup>4</sup>

- El silicio combinado con el oxígeno forma la **sílice** o cuarzo, que es el mineral más difundido en la corteza terrestre. Su unidad estructural es el tetraedro de silicio, con una enorme estabilidad y poco atacable por la mayoría de los ácidos, excepto por el ácido fluorhídrico.<sup>1</sup>
- El **feldespato** lo constituyen silicatos de aluminio combinados con uno o dos metales, que en este caso, algunos átomos de silicio son sustituidos por aluminio, y como en cada sustitución queda una valencia libre, ésta se une a un metal, dando lugar a otros compuestos que actúan como fundentes en la fase vítrea de la cerámica.  
Dentro del grupo de los feldespatos existen unos minerales llamados feldespatoides, cuya composición es parecida a ellos pero con menos cantidad de sílice (Nefelina y Leucita).<sup>1</sup>
- El **caolín** (silicato de alúmina hidratado) es la más fina de las arcillas, le proporciona plasticidad y al mezclar la cerámica con el agua hace que mantenga su forma durante los procesos de secado y cocción.<sup>1</sup>

Las cerámicas para uso dental están formadas básicamente por una fase vítrea (feldespatos), de estructura atómica no periódica, y por lo tanto amorfa, que contiene a una fase cristalina, que es ordenada y periódica (sílice).<sup>4</sup>

La diferencia en las cerámicas de uso dental la marcó inicialmente el contenido en caolín (< 50% de la masa total en la cerámicas no dentales) que es el responsable de la manipulación de la masa, a la que le confiere una gran opacidad cuando es mayor a un 10% de la masa, motivo por el cual se redujo progresivamente su presencia hasta niveles mínimos en las cerámicas dentales actuales.<sup>5</sup>

Además de los componentes básicos, otros elementos como fundentes, pigmentos y opacificadores, que aunque en menor proporción, contribuyen a la mejora del aspecto y a brindar propiedades ópticas (ver la tabla 1).<sup>5</sup>

**Tabla1. Composición de las cerámicas dentales convencionales.**

Feldespatos	75 – 85%	Forma la fase vitrificada de la cerámica / translucidez		
		Feldespatos de potasio	Aumenta la viscosidad Control de la manipulación Mejora la translucidez Funde caolín y sílice	
		Feldespatos de sodio	Disminuye temperatura de fusión Dificulta la manipulación	
<b>Sílice</b>	12 – 22%	Forma la fase cristalina		
<b>Caolín</b>	3 – 5%	Manejabilidad a la masa y opacidad		
Fundentes	Variable	Bórax		
		Carbonatos	Disminuye el punto de fusión	
		Óxido de zinc		
Pigmentos / Colorantes	< 1%	Dar color y textura		
		Óxidos Metálicos de:	Hierro	Marrón
			Cobre	Verde
			Cromo	Verde
			Manganeso	Azul claro
			Cobalto	Azul oscuro
			Titanio	Pardo-amarillo
			Níquel	Marrón
<b>Maquillajes</b>	Variable	Caracterización e individualización		
<b>Opacificadores</b>	Variable	Enmascarar zonas subyacentes		

El feldespato que es el compuesto principal está formado por silicatos de aluminio combinados con metales, siendo el responsable de la formación de la matriz vítrea.

En sus valencias libres se combina con Na, K y Ca que a su vez actúan como fundentes para ayudar a la formación de la fase vítrea.

El feldespato no existe en estado puro como tal en la naturaleza, sino que se presenta como feldespato potásico o sódico.<sup>5</sup>

Dentro del amplio grupo de los feldespatos hay un grupo que presenta menor proporción de sílice, como la leucita (silicato de aluminio y potasio) que aparece a ciertas temperaturas durante la fusión de los feldespatos y no suele aparecer como tal mineral en la naturaleza. La presencia de leucita incrementa la resistencia de la cerámica, y aquellas que contienen elevadas cantidades de leucita, son dos veces más resistentes que las que contienen cantidades menores.

La sílice tiene un elevado punto de fusión, presenta un coeficiente de expansión térmica lineal muy pequeño y es muy estable químicamente. Sirve de estructura sobre la que otros compuestos pueden acoplarse dando como resultado la unión un material muy resistente.

La presencia de alúmina (óxido de aluminio) en distintas proporciones en la mezcla, da lugar a un aumento de la dureza y disminuye de forma importante el coeficiente de expansión térmica de la cerámica. Su forma natural de presentación es el corindón.

Los distintos colores que puede adquirir la cerámica dependen de la presencia de óxidos metálicos y de su concentración de tal forma que con un mismo óxido se pueden obtener distintas gamas de un color variando las proporciones del compuesto y la temperatura de cocción.

## **2.2 PROPIEDADES.**

Las cerámicas de uso dental poseen unas propiedades generales que son comunes a las demás, motivo por el cual se han utilizado desde hace muchos años en odontología.<sup>7</sup>

Las propiedades necesarias en las cerámicas para conseguir restauraciones dentales son las siguientes:

- **Viscosidad.**

Para facilitar su manipulación es necesario contar con una alta viscosidad en la cerámica, pero al añadir óxidos a la estructura básica como el óxido potásico, sódico ó cálcico, causan una reducción en su viscosidad, esto al conseguir bajar la temperatura de sinterizado reduciendo las uniones cruzadas entre el oxígeno y la sílice mediante estos modificadores de vidrio o fundentes.

- **Resistencia a la desvitrificación.**

Para que las restauraciones mantengan su forma durante la cocción, las cerámicas dentales precisan de una alta resistencia al hundimiento. Esto se consigue mediante el uso de un óxido intermedio, como el óxido de aluminio que se incorpora a la estructura de oxígeno - sílice.

Si se añaden demasiados modificadores a la cerámica para romper los tetraedros de  $\text{SiO}_2$ , el vidrio tiende a desvitrificarse o cristalizarse. Este hecho resulta un problema especial en cerámicas con un elevado coeficiente de expansión térmica, pues se introducen óxidos para interrumpir el entramado de oxígeno-sílice y así aumentar la expansión.

Un dato clínico importante es cuando se cuece una cerámica demasiadas ocasiones y puede desvitrificarse, resultando lechosa así como difícil de glasear.<sup>8</sup>

- **Biocompatibilidad:**

Es inerte químicamente en la cavidad oral, lo cual es imprescindible si es que se busca una restauración que se mantenga a lo largo de los años en boca interactuando sin provocar alteraciones. Hasta la fecha no existen informes o estudios acerca de reacciones de incompatibilidad provocadas por un material cerámico.<sup>9</sup>

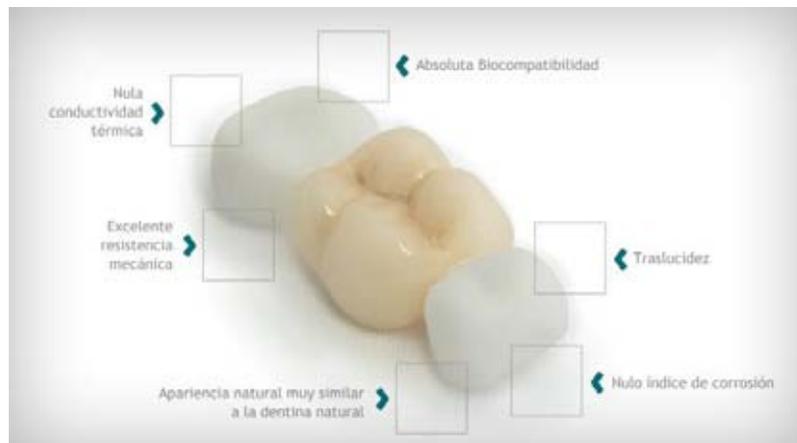


Fig.5 Biocompatibilidad.<sup>5</sup>

- **Estética:**

Se le considera como el material estético por excelencia debido a que es capaz de asemejarse mucho al diente natural gracias a sus características ópticas como: translucidez, opalescencia, reflexión de la luz, refracción, fluorescencia, etc.



Fig.6 Reflexión de la luz.<sup>6</sup>

Gracias a la técnica empleada para su elaboración, es posible individualizar las restauraciones cerámicas, con lo que el resultado final puede imitar notablemente a los dientes adyacentes e integrarse en el entorno oral de una manera muy natural.

- **Estabilidad en el color:**

Las cerámicas no cambian de color con el paso de los años ya que no retienen placa bacteriana y tampoco absorben pigmentos a pesar de las constantes variaciones en el medio bucal.

- **Estabilidad estructural:**

Esta característica le confiere su resistencia a la corrosión, a los ataques ácidos (a excepción del ácido fluorhídrico) y estabilidad ante variaciones de temperatura y fluctuaciones del pH que se producen habitualmente en la cavidad oral.

- **Rigidez:**

A pesar de ser considerada con una alta dureza la cerámica es un material relativamente resistente a la flexión, lo cual permite realizar prótesis de tramos largos ó coronas.

Sin embargo es frágil, debido a la ausencia de deformación plástica, lo que puede provocar la aparición de fracturas en la cerámica, p. ej., en la unión de los pónicos, ya que estas zonas suelen tener un menor espesor de material cerámico.

- **Resistencia a la abrasión:**

Esta propiedad le confiere a las restauraciones cerámicas una gran durabilidad y estabilidad tanto en su integridad estructural como en su aspecto exterior.

- **Superficie lisa y al alto brillo:**

Lo que propicia que sea un material que no facilite el depósito de placa bacteriana en la restauración.

- **Aislante térmico:**

Al carecer de electrones libres en su estructura química, no es un conductor, por lo tanto no transmite los cambios de temperatura suscitados en la cavidad oral.

- **Radiolucidez:**

Gracias a esta propiedad es posible detectar cambios en la estructura dental tallada, caries o disolución del cemento por medio de un estudio radiográfico, a excepción del óxido de circonia.

A continuación se describen de forma detallada los distintos tipos de cerámicas según su clasificación dentro del grupo de los sistemas libres de metal concernientes al tema bajo revisión.

### **3. CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS LIBRES DE METAL.**

No existe un conceso como tal para la clasificación de las cerámicas libre de metal, pero podemos agruparlas en ciertas categorías con fines didácticos:

- Por su estructura química.
- Por su técnica de elaboración.

#### **3.1 POR SU ESTRUCTURA QUÍMICA:**

Químicamente las cerámicas dentales se pueden agrupar en tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y circoniosas.

##### **3.1.1 CERÁMICAS FELDESPÁTICAS.**

Las primeras cerámicas de uso dental tenían la misma composición que las utilizadas en la elaboración de piezas artísticas.

Con el paso del tiempo, la composición de estas cerámicas se fue modificando hasta llegar a las actuales cerámicas feldespáticas, que constan de un magma de feldespato en el que están dispersas partículas de sílice y en mucha menor medida, caolín.<sup>6</sup>

El feldespato, al descomponerse en vidrio, es el responsable de la translucidez de la cerámica, la sílice constituye la fase cristalina, mientras que el caolín confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no ha tenido una cocción, a demás para disminuir la temperatura de sinterización de la mezcla siempre se incorporan fundentes y conjuntamente se añaden pigmentos para obtener las distintas tonalidades.

Las cerámicas feldespáticas, al tratarse básicamente de vidrios, poseen unas excelentes propiedades ópticas que nos permiten conseguir unos buenos resultados estéticos, pero al mismo tiempo son frágiles, y por lo tanto no se pueden usar en prótesis fija si no se elaboran sobre una estructura de soporte.

Por este motivo, estas porcelanas se utilizan principalmente para el recubrimiento de estructuras metálicas o cerámicas.

La composición cerámica feldespática convencional contiene:

- Feldespato (silicato alumínico - potásico) 75-85%.
- Sílice (óxido de sílice) 12-25%.
- Caolín (silicato alumínico) 1-4%.
- Colorantes, fundentes y opacificadores > 4%.

Dentro de las cerámicas feldespáticas convencionales destacan:

- **Vintange (3M ESPE):** 59 % de SiO<sub>2</sub>, 17 % de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.
- **Duceram (DeguDent):** 64 % de SiO<sub>2</sub>, 13% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.
- **Vivodent PE (Ivoclar Vivadent):** 66% de SiO<sub>2</sub>, 12% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.
- **IPS Classic® (Ivoclar Vivadent):** 60% de SiO<sub>2</sub>, 13% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.
- **Ceramco (Dentsply):** 55% de SiO<sub>2</sub>, 11% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.
- **VITABLOCS Mark II®, Esthetic line®, Triluxe® (Vita Zahnfabrik):** bloques de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (60-64%) y SiO<sub>2</sub> (20-23%)<sup>9</sup> y otros óxidos como Na<sub>2</sub>O - K<sub>2</sub>O, para restauraciones CAD-CAM con una resistencia a la fractura de 123 MPa., monocromáticos, disponibles en quince colores; los bloques **Esthetic Line®** poseen un alto grado de translucidez y son indicados especialmente para carillas y coronas anteriores; también disponible el bloque **Triluxe®** con tres capas de color para simular la transición núcleo-dentina-esmalte.

### 3.1.1.1 CERÁMICAS FELDESPÁTICAS DE ALTA RESISTENCIA.

El uso de las cerámicas feldespáticas convencionales comenzó a verse limitado a pesar de sus excelentes propiedades ópticas, debido a la poca dureza que poseen, insuficiente para emplearse en restauraciones sin una subestructura de refuerzo.

En este contexto surgieron las cerámicas feldespáticas de alta resistencia, de composición muy similar, con un alto contenido de feldespatos pero que se caracterizan porque incorporan a la masa cerámica determinados elementos que aumentan su resistencia mecánica de 100-300 MPa.<sup>6</sup>

Los compuestos feldespatoideos derivados del silicato más utilizados son la leucita y el disilicato de lito, y que posteriormente fueron incorporados cristales de nanoleucita y nanofluorapatita.

La leucita es un mineral de silicato de potasio y aluminio con un elevado coeficiente de expansión térmica (de 20 a 25 X 10<sup>-6</sup> °C) en comparación con los vidrios de feldespato, que tienen coeficientes menores de 10 X 10<sup>-6</sup> °C.

Cuando se calienta el feldespato a temperaturas que oscilan entre 1. 150°C y 1.530 °C, presenta una fusión y pueden formarse cristales de leucita en el magma de un vidrio líquido y un material cristalino diferente.

Entre ellas encontramos:

- **Mirage II ®Fiber (Myron Int):** Esta cerámica emplea fibras de óxido de circonio dispersas en su composición feldespática. También podía ser utilizada como núcleo, y posteriormente recubierta con una cerámica feldespática convencional.

• **Optec-HSP® (Jeneric):**

Es un tipo de cerámica que se procesa con modelo refractario o revestimiento como matriz, es modelada a capas mediante vibración, espatulación ó técnica de pincel, compuesta por 62% de SiO<sub>2</sub>, 16 % de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.

• **Finesse® AllCeramic (Dentsply):**

Feldespática reforzada con cristales de leucita.



Fig. 7 Finesse® All- Ceramic.<sup>7</sup>

• **Fortress® (Myron Int):**

Feldespática reforzada con cristales de leucita.

• **IPS Empress® (Ivoclar):**

Compuestas por un 63% de SiO<sub>2</sub>, 18% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. La incorporación de leucita en la fase cristalina y el



Fig. 8 IPS Empress Esthetic.<sup>8</sup>

tratamiento térmico en la inyección por presión, le confieren mayor resistencia.<sup>10</sup>

• **IPS Empress® II (Ivoclar Vivadent):**

Este sistema consta de una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio, 57-80% de SiO<sub>2</sub>, 11-19% de LiO<sub>2</sub>, 0,5% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.

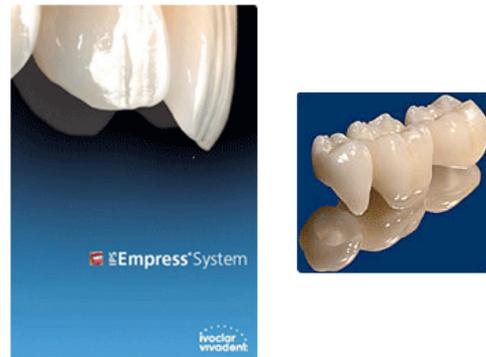


Fig. 9 IPS Empress System.<sup>8</sup>

La presencia de estos cristales mejora la resistencia pero también aumenta la opacidad de la masa cerámica.<sup>10</sup>

- **IPS e. max® (Ivoclar Vivadent):**

Estas nuevas cerámicas feldespáticas están reforzadas solamente con cristales de disilicato de litio. No obstante, ofrecen una resistencia a la fractura mayor que Empress® II debido a una mayor homogeneidad de la fase cristalina, compuesto por 70% cristales de  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_7$  con un tamaño de partícula de 3-6  $\mu$ .

Al igual que en el sistema anterior, sobre este núcleo cerámico se aplica una cerámica feldespática convencional para realizar el recubrimiento estético mediante la técnica de capas.<sup>10</sup>



IPS e.max®

Fig. 10 IPS e. max® - Reliable Arts Dental Lab.<sup>8</sup>

### 3.1.2 CERÁMICAS ALUMINOSAS.

En el año de 1965, McLean y Hughes abrieron una nueva vía de investigación en el mundo de las cerámicas libres de metal. Estos autores incorporaron a la cerámica feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio, reduciendo así la proporción de sílice.

El resultado fue un material con una microestructura mixta en la que la alúmina, al tener una temperatura de fusión elevada, permanecía en suspensión en la matriz.<sup>2</sup>

Estos cristales mejoraban extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica; con ésta mejora en la tenacidad, animó a realizar coronas totalmente cerámicas. Sin embargo, pronto observaron que este incremento de óxido de aluminio provocaba en la cerámica una reducción importante de la translucidez, que obligaba a realizar tallados agresivos para alcanzar una buena estética.

Años más tarde, en 1983, se produjo un nuevo hito con la introducción del sistema **Cerestore**, un sistema cerámico de alta resistencia y libre de contracción durante el procesado, que permito aumentar las indicaciones de las coronas cerámicas de más alta resistencia para los sectores posteriores.

En éste sistema el porcentaje de alúmina del núcleo era mayor, y con un proceso de elaboración sumamente complejo, pero tenía la ventaja de que contrarrestaba la contracción durante la cocción del núcleo.

Al sistema **Cerestore** le siguió cronológicamente **Hi-Ceram (Vita)** que contiene el mismo porcentaje de alúmina que **Cerestore** pero que simplificaba considerablemente el proceso de fabricación con lo cual el resultado final era más predecible; sin embargo la resistencia para grupos posteriores no era satisfactoria y fue sustituido por el sistema **In-Ceram (Vita)** en 1996.

Este sistema se basa en la realización de coronas, mediante un núcleo de alúmina presinterizado, con un contenido de alúmina del 70% inicialmente poroso y que posteriormente es infiltrado con vidrio. Otro sistema pionero de cerámicas aluminosas comercializadas fue **Vitadur-N (Vita)**, **NBK 1000 (Dentsply)**.

Al darse cuenta que cuando la proporción de alúmina supera el 50% se produce un aumento significativo de la opacidad.

Por este motivo, en la actualidad las cerámicas de alto contenido en óxido de aluminio se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr un buen mimetismo con el diente natural.

Las cerámicas aluminosas han ido evolucionando con el tiempo, y a sí mismo se ha ido incrementando la concentración de óxido de aluminio.

Hoy en día se componen de un 1- 40 % de óxido de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) y de un 60-99% de óxido de aluminio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ).<sup>11</sup>

### **3.1.2.1 ALUMINOSAS CONVENCIONALES.**

La proporción de alúmina se sitúa entre el 20 y el 40 % y se utilizan como recubrimiento estético de restauraciones cuya cofia interna es de cerámica aluminosa de alta resistencia, también pueden emplearse en algunas técnicas de recubrimiento metálico.

Entre ellas destacamos:

- **Vitadur N ® (Vita)**
- **Vitadur Alfa ® (Vita)**
- **Cerabien (Noritake)**
- **Allceram ® (Ducera)**
- **VM7 (Vita)**

### **3.1.2.2 ALUMINOSAS DE ALTA RESISTENCIA.**

Poseen una resistencia mecánica entre 300 y 600 MPa, debido a que en su composición tienen entre un 60 y un 99 % de alúmina, por lo que algunas cerámicas de este grupo permiten además de construir núcleos de coronas de recubrimiento total, también la confección prótesis con varios pónicos.

Los sistemas más representativos son:

- **Procera® Alumina (Nobel Biocare):**

Este sistema emplea una alúmina de elevada densidad y pureza >99.5%, los núcleos se fabrican mediante un proceso industrial de prensado isostático en frío y sinterización final a 1550° C. El resultado es una cerámica con una alta resistencia mecánica porque al desaparecer el espacio residual entre los cristales se reduce la aparición de fisuras.<sup>12</sup>



Fig. 11 Procera® Aluminum Oxide. <sup>9</sup>

- **In-Ceram® Alumina (Vita Zahnfabrik):**

Una cerámica compuesta en un 99% por óxido de aluminio, lógicamente sin fase vítrea, el material resultante se infiltra con un vidrio que se difunde a través de los cristales de alúmina por acción capilar para eliminar la porosidad residual, esto permite obtener un núcleo cerámico más resistente a la flexión.<sup>11</sup>



Fig. 12 Vita In-Ceram® Alumina-<sup>10</sup>

- **In-Ceram® Spinell (Vita Zahnfabrik):**

Como característica esta cerámica incorpora magnesio a la fórmula anterior, el óxido de magnesio (28%) junto con el óxido de aluminio (72%) forma un compuesto denominado espinela



Fig. 13 In-Ceram® Spinell (Vita).<sup>11</sup>

MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>, debido a ello toma su nombre comercial para identificar la formulación.

La principal ventaja sus características ópticas isotrópicas son más translúcidos que los de alúmina. No obstante, estas cofias presentan un 25% menos de resistencia a la fractura que su antecesora.<sup>11</sup>

### **3.1.3 CERÁMICAS CIRCONIOSAS.**

En un intento por mejorar las propiedades que presentaban las cerámicas aluminosas, se incorporó el óxido de circonio con la finalidad de aumentar la dureza y resistencia; el resultado de estas investigaciones fue la creación de sistemas:

- **In-Ceram® Zirconia (Vita Zahnfabrik):**
- **In-Ceram® YZ (Vita Zahnfabrik):**
- **Lava TM All Ceramic System (3M ESPE).**
- **Cercon® (Dentsply- DeguDent).**
- **NobelProcera® Zirconia (Nobel Biocare).**
- **IPS e. max® ZIRCAD (Ivoclar Vivadent).**
- **DC-Zircon® (DCS Dental AG).**
- **Hint-Els® Zirconium TPZ.**

## **3.2 CLASIFICACIÓN POR LA TÉCNICA DE ELABORACIÓN.**

La clasificación de las cerámicas analizando exclusivamente la forma de confección en el laboratorio es bastante útil y representativa. Siguiendo este criterio, los sistemas cerámicos se pueden clasificar en tres grupos: condensación sobre muñón refractario, sustitución a la cera perdida y tecnología asistida por ordenador CAD/CAM.

### **3.2.1 CONDENSACIÓN SOBRE MUÑÓN REFRACTARIO.**

Esta técnica se basa en la obtención de un segundo modelo de trabajo, duplicado del modelo primario en yeso, mediante un material refractario que no sufre variaciones dimensionales al someterlo a las temperaturas de cocción requeridas por la cerámica.

Directamente se aplica el material cerámico sobre estos troqueles termoresistentes; una vez sinterizada, se procede a la eliminación del muñón refractario y a la colocación de la restauración en el modelo primario para los ajustes y correcciones finales. Los sistemas más representativos son: **Optec-HSP® (Jeneric)**, **Fortress® (Myron Int)**, **In-Ceram® Spinell (Vita Zahnfabrik)**.

### 3.2.2 SUSTITUCIÓN POR CERA PÉRDIDA.

Tras la presentación en 1930 por Carder de un método de cera perdida para la elaboración de objetos de vidrio, esta técnica representó un gran impulso



Fig. 14 IPS e. max Press cerámica vítrea de disilicato de litio que permiten una óptima restaurativa libre de metal.<sup>12</sup>

para la innovación en la elaboración de restauraciones cerámicas.<sup>6</sup>

En éstas vitrocerámicas se produce el principio de dispersión por solidificación, obteniéndose cristales mediante el proceso de sinterización en la matriz de vidrio que conducen a un aumento de la solidez estructural.<sup>5</sup>

Unos años más tarde, en 1958, se produjo el mayor avance hasta ese momento en cuanto a la mejoría de la estética y la transparencia de las coronas totalmente cerámicas cuando Vines y cols., desarrollaron un sistema de procesado de la cerámica al vacío lo que redujo considerablemente la inclusión de burbujas de aire.

Este método está basado en el tradicional modelado de un patrón de cera, que posteriormente se transforma mediante inyección en una estructura cerámica, tal y como clásicamente se efectúa para el metal.

Inicialmente se encera el patrón que puede representar la cofia interna ó la restauración completa, una vez realizado el patrón de cera, se reviste en un cilindro y se procede a calcinar.

A continuación se calienta la cerámica (presentación en forma de pastillas) hasta su punto de fusión.

El paso del material hacia el interior del cilindro se realiza por inyección, en donde un pistón va empujando la cerámica fluida hasta el molde.

Diversos estudios han demostrado que este procedimiento aumenta la resistencia de la cerámica por que disminuye la porosidad y proporciona una distribución más uniforme de los cristales en el interior de la matriz.<sup>13</sup>

Los sistemas más representativos son **IPS Express® e IPS e. max® Press (Ivoclar Vivadent)**.

### 3.2.3 TECNOLOGÍA ASISTIDA POR ORDENADOR

Hoy en día, la tecnología CAD/CAM (Computer Aid Design - Computer Aid Machining) nos permite confeccionar restauraciones cerámicas precisas de una forma rápida y cómoda.



Fig. 15 CEREC® de Sirona/sistema CAD/CAM.<sup>13</sup>

Todos estos sistemas controlados por ordenador constan de tres fases: digitalización, diseño y mecanizado.

Gracias a la digitalización se registra tridimensionalmente la preparación dentaria, ésta exploración puede ser extraoral, a través de una sonda mecánica o un láser que escanea la superficie del modelo, ó bien intraoral en la que una cámara capta directamente la imagen del tallado sin necesidad de tomar impresiones.

Posteriormente estos datos se transfieren a un ordenador donde se realiza el diseño de la restauración con un software especial, incluido en el sistema, el ordenador da las instrucciones a la unidad de fresado, que inicia de forma automática el mecanizado de la estructura cerámica.

Los sistemas más representativos son: **Cerec® (Sirona), Procera® (Nobel Biocare), Lava® (3M Espe), DCS® Precident (DCS), Cercon® (Dentsply), Everest® (Kavo), Hint-Els® (Hint-Els), Zirkon zahn CAD/CAM, Sistema CELAY® (Microna), Zenotec System (Wieland)**. Actualmente, no existe suficiente evidencia científica para determinar cuál es el mejor procedimiento. Sin embargo, en lo que si están de acuerdo la mayoría de los autores es que en el futuro, la tecnología CAD-CAM se impondrá a la técnica de confección manual.<sup>14</sup>

Con las técnicas descritas es posible realizar el volumen completo de la restauración y luego proceder a su caracterización mediante maquillaje superficial, de igual forma se puede confeccionar la estructura interna para terminarla mediante la aplicación de capas de cerámica feldespática convencional, considerado como el método ideal para coronas y puentes, ya que nos permite obtener mejores resultados estéticos ya que el color se consigue desde las capas profundas.

## 4. CIRCONIA.

La constante innovación de nuevos materiales estéticos restaurativos ha impulsado la incorporación de nuevos materiales cerámicos, caso del dióxido de circonio que ha permitido el desarrollo de diferentes técnicas y la aparición de numerosos sistemas de distintas casas comerciales.

Siendo uno de los materiales a estudio en este trabajo, se profundizará en los próximos capítulos las características de este material.

Los minerales de circonio se conocen de tiempo atrás, en particular el zircón, hoy usado como gema, una variedad de zircón bermellón conocido en la antigüedad con el nombre de “giacinto”.

El químico alemán Martin Heinrich Klaproth en 1789, aisló en los subproductos de la reacción el óxido de circonio, al calentar en un ambiente alcalino a los giacinto.

### 4.1 CONCEPTO.



Fig. 16 Se muestra una barra de cristal de circonio puro por descomposición térmica del yoduro de circonio.<sup>14</sup>

El circonio, como elemento está agrupado dentro de los metales en la tabla periódica, con número atómico 40.

Posee las características propias de los metales en cuanto a resistencia, comportamiento óptico y químico.

Es un metal blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión, más ligero que el acero y con una dureza similar a la del cobre.

El circonio puro existe en forma cristalizada como un metal blanco y amorfo; como polvo negro-azulado, posee una densidad de 6,49 g/cm<sup>3</sup>, un punto de fusión de 2128 °K (1855 °C) y un punto de ebullición de 4682 °K (4409 °C).<sup>15</sup>

Entre los elementos de la corteza terrestre, el circonio ocupa el decimoctavo puesto en cuanto a abundancia, sin embargo este elemento en particular no se encuentra en la naturaleza en estado puro, sino en combinación con óxidos de silicato o en forma de óxido libre.<sup>15</sup>

Actualmente, la principal fuente de obtención del circonio son las arenas australianas que contienen silicato de circonio, denominado circón.

#### 4.1.1 DIÓXIDO DE CIRCONIO (ZrO<sub>2</sub>).

Comúnmente conocido como circonia, es un óxido de circonio blanco cristalizado; aunque el óxido de circonio en estado puro no existe en la naturaleza, se encuentra en los minerales badeleyita y circón (silicato de circonio).

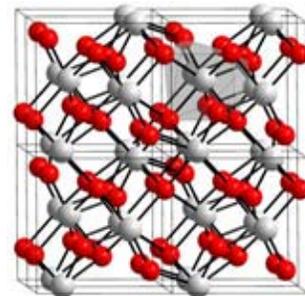


Fig. 17 Estructura tetraédrica de la circonia.<sup>15</sup>

A temperaturas ordinarias, posee una estructura cristalina hexagonal muy cerrada y forma un número de compuestos, como las sales de zirconato o de zirconilo.

El óxido de circonio se obtiene en forma de polvo blanco y posee propiedades tanto ácidas como básicas.



Fig. 18 Perlas de cerámica de circonia.<sup>16</sup>

##### 4.1.1.1 CIRCONIA ESTABILIZADA.

Se trata de una mezcla de cristales polimorfos de circonia, pues se le ha añadido una cantidad suficiente de óxido y se obtiene una mezcla de ZrO<sub>2</sub> tetragonal cúbica. Una menor adición de estabilizante a la circonia pura hará entrar a la estructura en fase tetragonal a una temperatura superior a 1000 °C y en una mezcla de fase cúbica y monoclinica a una temperatura inferior.

Puede añadirse óxido de magnesio, itrio, calcio o de cerio para estabilizar las fases tetragonal y/ó cúbica.

El óxido de circonio totalmente estabilizado se produce cuando se añade al  $ZrO_2$ , CaO de más de 16% mol (7,9% peso), MgO de 16% mol (5,86% peso) o  $Y_2O_3$  de 8% mol (13,75% peso) y posee forma cúbica.

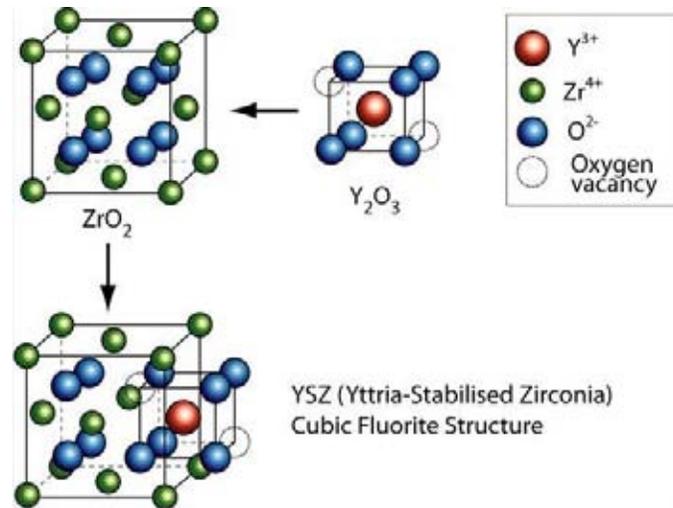


Fig. 19 Circonia estabilizada (YSZ).<sup>17</sup>

#### 4.1.1.2 CIRCONIA PARCIALMENTE ESTABILIZADA CON ÓXIDO DE ITRIO (Y-TZP).

Con la adición de cantidades menores de óxidos estabilizantes, la circona también puede estabilizarse parcialmente en una forma, conocida como óxido de circonio parcialmente estabilizado (TZP).

La microestructura de la TZP a temperatura ambiente está formada, por circonia cúbica en la fase mayor y de precipitados de circonia tetragonal y monoclinica en la fase menor.

Es un material cerámico de grano fino totalmente tetragonal compuesto por pequeños granos tetragonales 100% metaestables tras la adición de aproximadamente 2 a 3% mol de óxido de itrio a modo de estabilizante.

Para obtener una fase metaestable tetragonal a temperatura ambiente, el tamaño del grano debe ser inferior a  $0,8 \mu\text{m}$  y la cantidad de óxido estabilizante no debe exceder el 3 % mol.<sup>2</sup>

Los granos tetragonales superficiales no quedan comprimidos por la matriz, razón por la cual pueden transformarse espontáneamente en granos monoclinicos que conducen a una mejora de las propiedades mecánicas y de conservación de este material.

## 4.2 PROPIEDADES DE LA CIRCONIA.

Es importante recordar que la circonia no es un material cerámico como tal, comenzando desde el circonio, que es el elemento base del óxido de circonio, elemento que se comporta como un metal, situación que es importante tener en cuenta para comprender sus propiedades y por lo tanto su comportamiento como material a emplear para restauraciones consideradas como “libres de metal”.

### 4.2.1 POLIMORFISMO.

El retículo cristalino del circonio está caracterizado por tres formas cristalográficas distintas, una propiedad conocida como polimorfismo. Tales formas o fases son: monoclinica, cúbica, y tetragonal, cada una caracterizada por parámetros dimensionales y geométricos específicos.

El circonio puro a temperatura ambiente se encuentra en fase monoclinica.

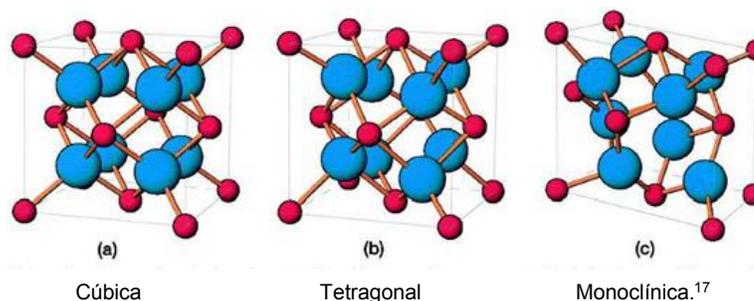


Fig. 20

Cúbica

Tetragonal

Monoclinica.<sup>17</sup>

La forma monoclinica es estable a temperatura ambiente y hasta los 1170°C; por encima de esta temperatura, se transforma en fase tetragonal, más densa con una reducción de su volumen del 5%.

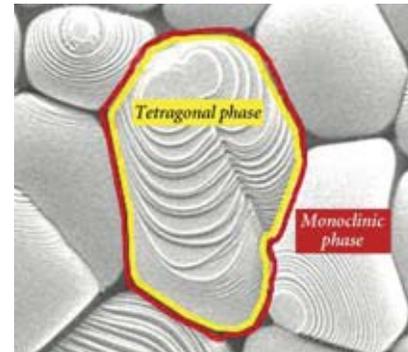


Fig. 21 Fase Tetragonal.<sup>18</sup>

La fase tetragonal es estable entre 1170°C y 2370°C, por encima de dicha temperatura adquiere una forma cristalina cúbica.

A temperatura ambiente, la circonia metaestable tetragonal solo existe en forma de partículas inferiores a 30 nm.

Durante el enfriamiento, se produce una transformación de tetragonal a monoclinica en un rango de temperaturas entre 670°C y 1070°C, seguida por una expansión de volumen de entre el 3 y el 4% aproximadamente.<sup>16</sup>

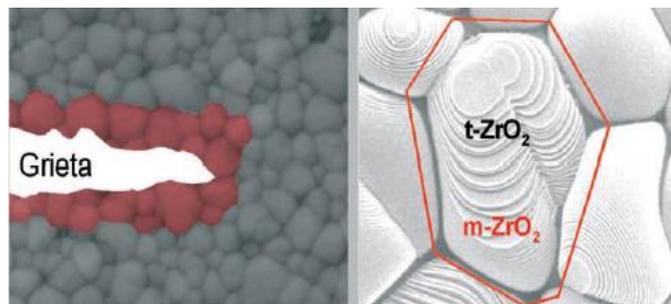


Fig. 22 Transformación de fase cristalina en la circonia.<sup>19</sup>

En presencia de una pequeña cantidad de aditivos estabilizantes en forma de óxido, las partículas tetragonales que se producen son bastantes pequeñas, por tanto, pueden mantenerse en estado metaestable a temperaturas inferiores a las necesarias para la transformación tetragonal a monoclinica.

Esta estabilidad se debe a la menor energía en superficie de la fase tetragonal en comparación con la monoclinica, ó también puede deberse a la constricción de la matriz rígida sobre los granos tetragonales que se opone a la transformación hacia la forma monoclinica menos densa.

### 4.2.2 DUREZA.

Bajo fuerzas producidas por los granos de las inmediaciones, es decir cuando una grieta se propaga por la masa del compuesto, los granos tetragonales pueden transformarse en monoclinicos.<sup>15</sup>

Esta transformación en particular está asociada con una expansión de volumen de los granos entre un 3% - 5%, que termina por producir fuerzas de compresión en los bordes perpendiculares de la grieta inducida.

Por esta razón, se necesita energía extra para que la fractura se siga propagando. Este mecanismo de absorción de energía se debe a la transformación pseudomartensítica que se produce en la punta de la grieta.

La dureza de la cerámica se basa en mecanismos de disipación de este tipo que operan a nivel microscópico. Se obtiene un aumento de la dureza porque la energía asociada con la propagación de la fractura se disipa tanto en la transformación tetragonal-monoclinica como con la consecución de las fuerzas de compresión debidas a la expansión de volumen, a este mecanismo también se le conoce como **endurecimiento de transformación**.<sup>17</sup>

### 4.2.3 BIOCMPATIBILIDAD.

La cerámica de óxido de circonio es un material químicamente fuerte y no se han observado reacciones adversas locales o sistémicas. Presenta una citotoxicidad similar a la alúmina (ambas inferiores al TiO<sub>2</sub>).<sup>18</sup>

No se han observado efectos citotóxicos, oncogénicos ni mutagénicos sobre los fibroblastos ni en las células sanguíneas<sup>15</sup>, ni tampoco se han observado aberraciones cromosómicas inducidas por cerámica Y-TZP barnizada con 0,5 ppm de UO<sub>2</sub>.<sup>18</sup>

#### 4.2.4 DEGRADACIÓN ESPONTÁNEA DEL CIRCONIO (LTD).

El descubrimiento de la transformación hidrotérmica del circonio se debe a Kobayashi y col., en 1982 que observaron transformación espontánea lenta y progresiva de la fase tetragonal a monoclinica asociada con la degradación de las propiedades mecánicas del material en el tiempo.<sup>19</sup>

Se sabe que este fenómeno, conocido como **Aging o Low Temperature Degradation (LTD)** en la literatura anglosajona es una transformación hidrotérmica ya que es promovida por la presencia de agua o vapor y por la temperatura debido a reacciones del agua con el retículo cristalino.<sup>19</sup>

La transformación de fase tetragonal a monoclinica que primero tiene lugar en un solo grano, se propaga en cascada a los granos limítrofes, a causa del aumento de volumen, las tensiones en los bordes del grano provocan la formación de microfisuras superficiales que facilitan la penetración del agua en el material. De esta forma se propaga la transformación en el volumen total de la pieza.<sup>20</sup>

Sato y col., en 1985 mencionan acerca de la transformación Tetragonal-Monoclinica lenta, sucede cuando la Y-TZP está en contacto con agua, vapor o con fluidos corporales, o bien durante la esterilización con calor, lo que termina por producir daños en la superficie.<sup>21</sup>

Sato, postuló que la reacción del agua con Zr-O-Zr en la punta de la grieta y la formación de hidróxidos de circonio (Zr-OH) acelera el crecimiento de la grieta en los desperfectos ya existentes y produce la transición de la fase Tetragonal-Monoclinica.<sup>21</sup>

Parece ser que el proceso de degradación a bajas temperaturas puede atribuirse a toda una serie de fenómenos originados en la energía.

En contacto con agua, la fase tetragonal que se consigue a altas temperaturas con aditivos estabilizantes tiende a transformarse lentamente en fase monoclinica, que es la estructura más estable a la temperatura ambiente.

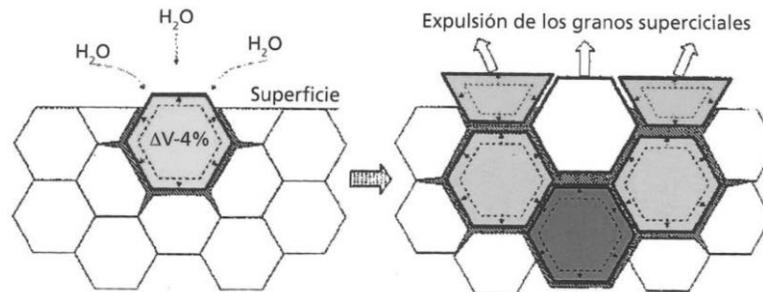


Fig. 23 Esquema del proceso LTD (Deville, 2005).<sup>18</sup>

Según Yoshiura, la transformación de fase se acompaña por un incremento en las dimensiones de la red cristalina. La expansión y contracción reversible de la red monoclinica parece estar causada por la inclusión y exclusión de OH<sup>-</sup> en la red y por la formación de uniones Zr-OH y/o Y-OH, a través de la absorción química de H<sub>2</sub>O en la superficie. El proceso se ve favorecido por la alta conductividad iónica de Y-TZP.<sup>22</sup>

La transición estructural, relacionada con desplazamientos atómicos finitos y aceleración de energía, conduce a la fase de nucleación y crecimiento, lo que se traduce en un incremento del volumen asociado con la concentración de fuerzas y tensiones invariantes en la red cristalina.<sup>23</sup>

El incremento de volumen presiona los gránulos de las inmediaciones y se inicia la reducción de microfisuras, lo que forma una vía por la que el agua puede penetrar a más profundidad en el interior de la estructura.<sup>24,25</sup>

Finalmente, el mecanismo de ruptura-corrosión produce la desintegración y la exfoliación en masa.

Swab en 1999 resumió los principales pasos del envejecimiento de la TZP<sup>26</sup>:

- El rango de la temperatura más crítico para el desarrollo de envejecimiento se sitúa entre 200 y 300 °C.
- Los efectos del envejecimiento son reducción de la fuerza, resistencia y densidad, y un incremento del contenido de la fase monoclinica.
- La degradación de las propiedades mecánicas, debido a la transición Tetragonal-Monoclinica, se produce con micro y macro agrietamiento.<sup>21</sup>
- La transición Tetragonal-Monoclinica empieza en la superficie y progresa hacia el interior de la masa del material.
- La reducción del tamaño del grano y/o el incremento en la concentración del óxido estabilizador reduce la tasa de transformación.
- La transformación Tetragonal-Monoclinica aumenta en contacto con agua ó vapor.

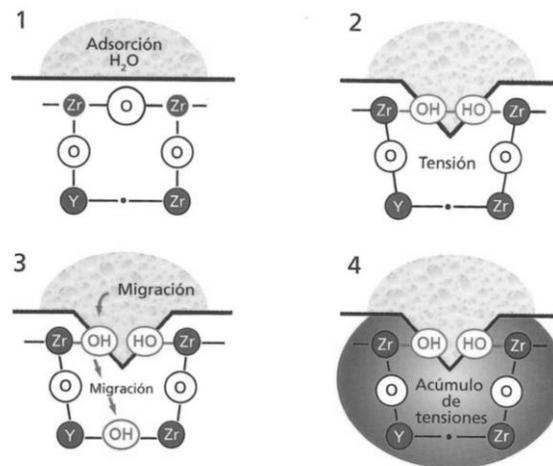


Fig. 24 Representación del modelo propuesto por Yoshimura.<sup>18</sup>

#### 4.2.5 INFLUENCIA DE LA TEMPERATURA Y DEL ESTRÉS.

Se ha detectado que las tensiones internas que se manifiestan durante el enfriamiento de las zonas sinterizadas, por ejemplo por la anisotropía de los coeficientes de expansión térmica en presencia de los granos de dimensión y forma no homogénea, aceleran la cinética de transformación espontánea de tetragonal a monoclinica.<sup>27,28</sup>

En particular el estrés de tracción unido a la temperatura y a los efectos de las reacciones con agua acelera el proceso de degradación mientras que los de compresión parecen influenciar mínimamente el fenómeno.<sup>2</sup>

Numerosos artículos han demostrado como la cinética de la transformación tetragonal-monoclínica que generalmente aparece unida a la composición química del material es acelerada al aumentar la temperatura. Las energías de activación medidas van entre 70 y 110 Kcal/mol.<sup>29,30,31</sup>

Esta evidencia tiene importantes consecuencias tecnológicas, ya que debido a la baja conductividad térmica del circonio (2.5 W/mK) el trabajo superficial de los trazos de circonio, hecho con abrasivos puede causar alzas notables de temperatura a nivel local e iniciar la transformación de fase.<sup>32</sup>

#### **4.2.6 PROPIEDADES ÓPTICAS.**

Se ha demostrado que la circonia estabilizada con itrio es adecuada para aplicaciones ópticas debido a su elevado índice de refracción, su bajo coeficiente de absorción y su elevada opacidad en el espectro visible y en el infrarrojo.

La circonia es un pigmento blanco y opacificador debido a su elevado índice de refracción presentando total opacidad a la luz visible.

El máximo efecto de opacidad del óxido de circonio se atribuye a sus partículas dispersas, de dimensiones ligeramente superiores a la longitud de onda de luz y al distinto índice de refracción de su matriz.

El tamaño del grano, la distribución de los distintos tamaños del mismo, el método de presión y las condiciones, así como los distintos aditivos, pueden afectar la translucidez de una restauración.

Se descubrió que la transmisión de la luz de la circonia estabilizada con itrio (**Lava™ 3M ESPE**), determinada por medio de un análisis con un espectrofotómetro, con transmisión directa de un coeficiente de longitud de onda entre 400 y 700 nm, era inferior a la de las cerámicas infiltradas con litio y disilicato densamente sinterizadas con Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> y MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>, pero superior a la de los materiales infiltrados con Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> o Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>/ZrO<sub>2</sub>.<sup>24,33</sup>

Jung en 2007, evaluó el efecto de la cerámica de circonia, con o sin recubrimiento, sobre el color de la mucosa. Los autores llegaron a la conclusión de que la circonia no producía cambios visibles de coloración en la mucosa de 2 y 3 mm de grosor, independientemente de la aplicación del material de recubrimiento.<sup>34</sup>

#### **4.2.7 RADIOACTIVIDAD.**

El polvo de la circonia contiene pequeñas cantidades de radionúclidos de las series actínicas del radio-uranio y del torio. Sin embargo, tras una serie de procedimientos de purificación, es posible obtener polvos de circonia con baja radiactividad, comparables a los de la cerámica de alúmina y a las aleaciones de Co-Cr.<sup>2</sup> Tras dicho procedimiento de purificación, las concentraciones de uranio en los polvos de circonia se sitúa entre 0,001 y 0,007 Bq/g/máx.: 1,0 Bq/g según la norma ISO 6872; por tanto dentro de los márgenes de seguridad aceptables para un material de contacto con el ser humano.

#### **4.3 USOS Y APLICACIONES DE LA CIRCONIA.**

Las propiedades físico químicas del circonio permite una amplia gama de aplicaciones que van desde la industria metalúrgica, artículos de la vida cotidiana y más recientemente en el área biomédica.

En estado metálico, el circonio es usado sobre todo en la aleación con hierro, níquel. Estas aleaciones se caracterizan por una buena resistencia a la corrosión a temperaturas relativamente elevadas y buena conducción térmica.

El circonio es un refractario óptimo, caracterizado por un punto de fusión muy elevado (cerca 2700 ° C) y por una resistencia elevada al ataque químico de ácidos y bases fuertes. Gracias a estas propiedades el circonio se usa para la realización de componentes destinados a operar en ambientes agresivos en condiciones operativas severas.

Debido a su mayor duración las láminas de circonio sustituyen los utensilios de acero para el corte de materiales, se usan en cintas magnéticas, películas de plástico y hasta filtros para cigarrillos.

Mientras que por sus propiedades de conducción iónica a altas temperaturas, el circonio se usa como electrolito sólido en células de combustible y en los sensores de oxígeno. El circonio también se usa en una cantidad de productos cotidianos como los desodorantes, en filamentos de lámparas incandescentes, etc.

La investigación y el desarrollo de la circonia como material biológico empezaron a finales de la década de los 60's, cuando Helmer y Driskell publicaron el primer artículo dedicado a las aplicaciones biomédicas de este compuesto.<sup>35</sup>

Desde entonces, la investigación se ha concentrado en la cerámica de circonia parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-TZP), también conocida como policristales tetragonales de circonia de itrio, que exhiben una elevada biocompatibilidad<sup>35</sup> y mejorada resistencia a la fractura.<sup>36</sup>

La cerámica de circonio posee distintas aplicaciones en la medicina contemporánea, sin embargo, la más generalizada es la fabricación de cabezas esféricas de Y-TZP para prótesis de cadera, ó bien para las artroplasias completas de cadera que Christel introdujo por primera vez en ortopedia, en las prótesis de cadera<sup>15</sup>, en prótesis de rodilla<sup>37</sup>, en la cirugía de mano<sup>38</sup> ó de columna vertebral<sup>39</sup> y sólo más recientemente en odontología.



Fig. 25 Prótesis de cadera.<sup>20</sup>

En los primeros usos del óxido de circonio en el área odontológica se utilizó para la fabricación de endopostes prefabricados cerámicos como alternativa a los metálicos a partir de la década de los 80's, **CosmoPost® (Ivoclar Vivadent)**, **Cerapost® (Brasseler)**, luego en brackets para ortodoncia cuando era procesado el óxido de circonio en su estado densamente sinterizado, con un alto desgaste de instrumentos rotativos y con una gran pérdida de tiempo.



Fig. 26 CosmoPost®<sup>8</sup>

Desde finales de la década de los 90's, la circonia parcialmente estabilizada ha demostrado ser adecuada para el uso odontológico, a causa de su dureza y superior resistencia a la fractura, resultado de su mecanismo de transformación por endurecimiento.

De los numerosos materiales cerámicos a base de óxido de circonio, sólo tres están disponibles en el mercado odontológico: el circonio tetragonal policristalino estabilizado con itrio (Y-TZP), el estabilizado parcialmente con itrio y el circonio reforzado con alúmina.<sup>40,41,42</sup>

## **5. SISTEMAS CERÁMICOS PARA PRÓTESIS FÍJA A BASE DE CIRCONIA.**

Estos sistemas de última generación emplean el óxido de circonio altamente sinterizado (95%) y parcialmente estabilizado con óxido de itrio (5%).

Se presentan en forma de bloques de circonia presinterizados, que por lo general están formados de un polvo compuesto por partículas aglomeradas, con un diámetro promedio de 60  $\mu\text{m}$  y cada partícula compuesta por pequeños cristales de 3Y -TZP, con un diámetro promedio de 40 Nm.

Para aglomerar las partículas se utiliza un aglutinante que permite compactarlas bajo presión. Los bloques son producidos por presión isostática, dejando pequeños espacios entre las partículas compactadas de 20-30 Nm.

El bloque finalmente se termina con el proceso de presinterizado, donde se elimina el aglutinante y se le dan las características mecánicas ideales para el maquinado, determinadas por el fabricante.

Las temperaturas utilizadas durante este proceso deben ser bien controladas, porque si se utiliza una tasa de ascenso rápido se pueden generar fracturas en el bloque, idealmente se prefieren tasas de ascenso lento de la temperatura.

La densidad de cada bloque es determinada por el tiempo y temperatura de presinterizado, las estructuras pueden ser coloreadas sin afectar las propiedades mecánicas, ya que no se altera la fase cristalina del bloque; el color se logra adicionando óxidos metálicos durante la conformación del bloque o por inmersión en soluciones con varias sales metálicas como cerio, bismuto, hierro o una combinación de estas, el color dependerá de la concentración (0,01 mol%) y temperatura de sinterizado final.

La contracción de sinterización de las restauraciones maquinadas debe ser técnicamente controlada en el horno. La contracción del material inicia a 1.000 °C, que en promedio alcanza el 25% del volumen.

La temperatura de sinterizado final varía entre 1.350 y 1.550 °C dependiendo de la casa fabricante, se realiza durante 2 a 5 hrs. alcanzando densidad de más del 99%. Las estructuras son enfriadas en el horno a una temperatura por debajo de 200 °C para minimizar el esfuerzo tensional residual.

Los bloques circonia altamente sinterizados de algunos sistemas como **DC-Zircon® (DSC Dental AG)** y **Denzir® (Cadesthetics AB)**, utilizan bloques de circonia altamente sinterizados para maquinado de estructuras cerámicas.<sup>45</sup>

Los bloques son sinterizados por debajo de 1.500 °C hasta alcanzar el 95% de densidad. Luego son procesados por presión isostática a temperaturas entre 1.400 y 1.500 °C, el material finalmente alcanza 99% de densidad con este tratamiento. Los bloques son maquinados por sistemas especiales que sufren mayor desgaste debido a la alta resistencia del material.

Después del maquinado la estructura sufre algún grado de transformación de fase, por lo que requiere otro proceso de sinterizado para eliminar la tensión residual y posible falla del material.

Debido a la resistencia local que evita la propagación de la fractura de la circonia, le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, superando con un amplio margen al resto de las cerámicas.

Por ello, a la circonia se le considera el “acero cerámico” o el “acero blanco”.

A este grupo pertenecen las cerámicas de última generación:

- **DC-Zircon® (DCS), Cercon® (Dentsply), In-Ceram® YZ (Vita), Procera® Zirconia (Nobel Biocare), Lava® (3M Espe), IPS E.max® Zir-CAD (Ivoclar), Zirkon zahn.**

Al igual que las cerámicas aluminosas de alta resistencia, estas cerámicas son muy opacas, por carecer de fase vítrea, y por ello se emplean únicamente para fabricar el núcleo de la restauración, es decir, deben recubrirse con cerámicas feldespáticas para lograr una buena estética.



Fig. 28 Cercon Zirconia.<sup>22</sup>

- **In-Ceram® ZIRCONIA (Vita Zahnfabrick):**

Presentación en forma de bloques y cerámica de recubrimiento:

**a) Núcleo:** compuesto por una mezcla de óxido de aluminio al 67 % y óxido de circonio en forma tetragonal metaestable al 33 %.

Este núcleo proporciona valores elevados de resistencia a la flexión de 600-800 MPa.



Fig. 29 Bloques In Ceram Zirconia<sup>21</sup>

**b) Recubrimiento:** **VITA VM®7** es una cerámica feldespática que se aplica

mediante la técnica de modelado en capas y que tiene un comportamiento a la reflexión y absorción de la luz casi perfecta.



Fig. 30 Ceramica Vita VM7.<sup>21</sup>

- **In-Ceram® 2000 YZ (Vita Zahnfabrick):**

Es una cerámica que permite utilizarla para los sistemas CAD/CAM **CEREC, CELAY, DCS PRECIDENT y DIGIDENT.**

Presentación en forma de bloques y recubrimiento cerámico:



Fig. 31 Bloques In Ceram YZ<sup>21</sup>

**a) Núcleo: VITA In-Ceram®2000 YZ Cubes** son bloques de óxido de circonio al 95% y óxido de itrio al 5%.

**b) Recubrimiento: VitaVM®9** es una cerámica desarrollada con una microestructura fina de feldespato de elevado punto de fusión, para estructuras de ZrO<sub>2</sub> parcialmente estabilizado con itrio, con un coeficiente de expansión perfectamente adaptado al de los bloques de **VITA In-Ceram® 2000 YZ.** <sup>11</sup>



Fig. 32 Cerámica Vita VM9<sup>21</sup>

- **NobelProcera® Bridge Zirconia (Nobel Biocare):**

Presentación en forma de bloques: núcleo realizado en **NobelProcera® All Ceram**, son bloques de óxido de circonia parcialmente estabilizada con óxido de itrio.

Componentes ZrO<sub>2</sub> + Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> + HfO<sub>2</sub> Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> HfO<sub>2</sub> Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>

Composición química > 99% 4,5% -5,4% <5% <0,5%

Dureza Vickers 1200

Temperatura de fusión 2700 ° C

Resistencia a la flexión 1121 MPa

Módulo de Young 210 GPa

Expansión térmica 10.4(10-6/°C) (500 ° C).<sup>12</sup>



Fig. 33 Procera All Ceram Bridge<sup>23</sup>

- **Cercon® Zirconia (Dentsply):**

Presentación en forma de bloques ó discos y cerámica de recubrimiento:

a) **Núcleo: Cercon®base** compuesto por un 95% de óxido de circonia parcialmente estabilizado con un 5% de óxido de itrio

b) **Recubrimiento:**

- **Ceramco® PFZ:** es una cerámica de última generación libre de leucita, creada para estructuras **Cercon® base** que tiene una estabilidad térmica excepcional.
- **Cercon® Ceram:** es una cerámica feldespática convencional que está disponible con todas las masas de cerámicas **Duraceram®**, alcanzándose una estética excelente.



Fig. 34 Discos y Bloques Cercon®<sup>22</sup>



Fig. 35 Cercon® Ceram Kiss<sup>22</sup>

- **Cercon® ht Zirconia (Dentsply):**

Presentación en forma de discos para estructuras monolíticas y colorantes superficiales:



Fig. 36 Disco Cercon® ht.<sup>22</sup>

**Cercon® ht Zirconia:** Desarrollado a partir de la fórmula clínicamente probada a base circonia estabilizada con itrio **Cercon® Zirconia**, proporciona una resistencia excepcional y una estética ideal para restauraciones completas para sector posterior.

Disponible en discos de 98mm de 15, 20, 25 y 30 mm de espesor, con tamaños que se adaptan a la mayoría de las máquinas de fresado CAD /

CAM. Las coronas y puentes monolíticos **Cercon® ht** son 26% más translucidos que la zirconia tradicional y no requieren de cerámica de revestimiento.



Fig. 37 Stain ht Cercon ® kit.<sup>22</sup>

Los aspectos estéticos del esmalte se consiguen a través de maquillaje y por último son glaseadas.

Se recomienda el **Stain ht Cercon®** kit para la tinción de restauraciones monolíticas de óxido de circonio **Cercon® ht**, abarcando hasta 16 tonos con base a la guía de colores **Vita® Classic**.<sup>43</sup>

- **Lava™ All Ceram (3M ESPE):**

Presentación de bloques y cerámica de recubrimiento:

**a) Núcleo: Lava™ Ultimate Zirconia** es un material cerámico en forma de bloques de óxido de circonio presinterizado, consta de una zirconia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada con óxido de itrio, disponibles en 7 colores.



**b) Revestimiento: Lava™ Ceram:**

Una cerámica feldespática convencional de baja fusión, perfectamente adaptada al coeficiente de expansión térmica del óxido de circonio para estructuras **Lava™ Ultimate Zirconia**.<sup>44</sup>



Fig. 38 Lava™ Ultimate Zirconia y Lava Ceram<sup>24</sup>

- **DC-ZIRKON® (DCS):**

Cerámica utilizada por el sistema CAD/CAM **Precident (DCS)**, a base de óxido de circonio al 95% y óxido de itrio al 5%. **DC-Zircon®** es una cerámica de óxido de circonio posinterizado (fresado en duro)

Recientemente, este sistema nos aporta **DC-Shrink®** bloques de óxido de circonio presinterizado (fresado en blando), que presenta entre un 25% y un 30% de contracción al sinterizarlo, efecto que disminuye el tiempo de fresado y como consecuencia menor desgaste de fresa. Se aconseja el fresado de este material para prótesis pequeñas (1 a 3 unidades).<sup>45</sup>

**Propiedades de DC Shrink®**

ZrO <sub>2</sub> / Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	95/5%
Pureza (ZrO <sub>2</sub> / HfO <sub>2</sub> / Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	99,9%
Tensión a la flexura	1000* MPa
Dureza Vickers	1200** HV
Resistencia de compresión	2000* MPa
CTE	25- 500 °C 10(-) 6/K
Color	Blanco



**Propiedades de DC- Zircon®**

ZrO <sub>2</sub> / Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	95/5%
Pureza (Zr/ H/ Y)	99,9%
Tensión a la flexura	1000* MPa
Dureza Vickers	1200** HV
Fuerza de compresión	2000 MPa
CTE	25-500°C 10x10(-) 6/K
Color	Blanco



Fig. 39 Sistema Precident ® (DCS) y bloque DC-Zircon®<sup>25</sup>

\* El estado de los valores refieren a la condición seguida de proceso de sinterización.

\*\* Todas las propiedades son valores guía

- **IPS e. max® System (Ivoclar Vivadent):**

Su sistema consta de bloques, pastillas cerámicas de recubrimiento y colorantes superficiales para maquillaje:

**a) Núcleo:**

- **IPS e. max ZirPress:** para la técnica de colado para inyección a presión.
- **IPS e. max ZirCAD:** para sistema CAD/CAM (**CEREC**) para estructuras monolíticas.



Fig. 40 Bloques IPS E.max ZirCAD e IPS E.max ZirPress pastillas.<sup>8</sup>

**IPS e. max ZirCAD** está disponible en nueve tamaños y tres colores (MO 0, MO 1, MO 2). Posteriormente, las estructuras o núcleos se estratifican o blindan de manera convencional con la cerámica vítrea.<sup>46</sup>

Composición estándar (% en peso):

ZrO<sub>2</sub> 87,0% - 95,0% , Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 4,0 % - 6,0 % , HfO<sub>2</sub> 1.0 % - 5.0 % , Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 0,0 % - 1,0 %



**b) Cerámica de recubrimiento:**

- **IPS e. max Ceram:** cerámica de nano-fluorapatita para estratificación en capas.
- **IPS e. max Press:** pastillas de cerámica de nanofluorapatita para técnica de sobreprensado.<sup>47</sup>



Fig. 41 Lingotes de IPS e. max Press y masas IPS e. max Ceram<sup>8</sup>

- **Prettau® Bridge Zirconia (Zirkon zahn®):**

Un sistema de fresado manual, desarrollado por Enrico Steger, este autor menciona que el sistema está indicado para elaborar estructuras para restauraciones individuales de dientes anteriores y posteriores, así como estructuras de segmentos de hasta 14 unidades.

El sistema se compone de:

**a) Prettau® Zirconia:** es una circonia monolítica que ofrece un material extra translúcido.

**b) Prettau® Colour Liquids** para técnica de coloración especialmente desarrollada para este material, con lo que se puede elaborar un puente 100% de circonia y evitar el problema de fracturas en la cerámica de recubrimiento así como el riesgo de desgaste en antagonistas en zonas con poco espacio o bruxismo.<sup>48</sup>



Fig. 42 [www.zirkonzahn.com](http://www.zirkonzahn.com) The Prettau® Bridge AESTHETIC<sup>26</sup>

• **System Hint-Els® Zirconium TZP:**

Este material se presenta en bloques de  $ZrO_2$  totalmente sinterizado y presurizado isostáticamente, listos para ser tallados y convertidos en la estructura final que define el técnico de laboratorio tras el escaneado del modelo.

El sistema integra un escáner óptico que posibilita unas mediciones muy precisas de piezas y arcadas completas. Ningún proceso posterior altera en forma alguna ni las dimensiones, ni la estabilidad estructural, ni las propiedades físicas o químicas del mismo.<sup>49</sup>

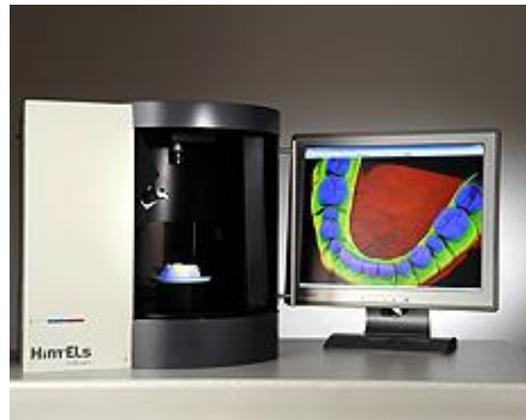


Fig. 43 System Hint-Els<sup>27</sup>

• **KATANA™ ZIRCONIA (Kuraray Noritake):**

Se compone de discos y cerámicas de recubrimiento:

a) **Núcleo:** Discos de óxido de circonia presinterizados:

- **KATANA™ Zirconia ML:** discos de alto rendimiento, policromados que consta de cuatro capas pre-coloreadas
- **KATANA™ Zirconia HT:** Disco de elevada translucidez, que le da oportunidades adicionales para la tinción individual y recubrimiento.



Fig. 44 Cerámica CERABIEN™ZR.<sup>28</sup>

- **KATANA™ ZIRCONIA:** Disco de zirconia para coronas, puentes y estructuras monolíticas de mayor opacidad.

**b) Recubrimiento:**

**CERABIEN™ZR** es una cerámica de nanofluorapatita, desarrollada específicamente para uso en coronas y puentes de cerámica en uso con estructuras de circonio, coronas y puentes posteriores, así como en anterior debido a su alta resistencia a la flexión y excelente tenacidad a la fractura, con excelente compatibilidad con estructuras **KATANA™ ZIRCONIA**.<sup>50</sup>

- **Zeno™Tec System (Wieland).**

Su sistema emplea la tecnología CAD/CAM, combinando estructuras de circonio monolítico probadas con excelente resistencia a la flexión, **Zeno™Tec materials** permite toda una nueva gama de posibilidades de restauración y técnicas de recubrimiento o tinción superficial, indicada en anterior y posterior para corona unitaria o puente de 3-14 unidad, inlay, onlay, puente inlay.



Fig. 45 Zenoestar™Zr translucent.<sup>29</sup>

**a) Bloques de oxido de circonia:**

- **Zeno™Tec Zr bridge:** son discos de aprox. 98mm de diámetro indicadas para manufacturar estructuras de coronas puentes o estructuras telescópicas, está disponible en dos colores.
- **Zenoestar™Zr translucent:** bloques para restauraciones monolíticas de un oxido de circonio altamente translucido disponible en 4 colores.



Fig. 46 Recubrimiento Zirox™NR.<sup>29</sup>

## b) Recubrimiento:

- **Zenostar™ art module:** consta de cerámica a base de nanofluorapatita de masas monocapa.
- **Zenoflex™** y **Zenostar™ stains, bodystains** y **magic glaze**.
- **PressX™Zr:** es una cerámica para la técnica de sobreprensado, posee innovadora microestructura HDAM™ libre de leucita especialmente adaptada para estructuras de óxido de circonia
- **Zeno™Tec** o estructuras de circonia para coronas y puentes de 3 unidades con un CET de 10 +10-6 K-1 (25 – 500°C).
- **Zirox™NR:** es una cerámica de recubrimiento por capas, libre de leucita con innovadora microestructura HDAM™ para estructuras de óxido de circonia, con la posibilidad de utilizar distintas técnicas de estratificación.<sup>51</sup>

## • GC Initial Zirconia (GC America Inc).

Disponible en discos y recubrimiento cerámico varias capas o monocapa.

a) **Discos: GC Initial zirconia disc:** a base de óxido de circonio elaborado por presión isostática en frío para optimizar las propiedades físicas. Hay dos tipos para elegir:

- **GC Initial Zirconia disc ST:** es una circonia de translucidez estándar ideal para el recubrimiento cerámico.
- **GC Initial Zirconia disc HT:** con una alta translucidez es ideal para restauraciones monolíticas.



Fig. 47 GC Initial Zirconia disc HT.<sup>30</sup>



Fig. 48 GC Initial Zr-FS.<sup>30</sup>

**b) Recubrimiento:**

**- GC Initial Zr-FS (GC.):**

Es una cerámica de recubrimiento feldespática que puede ser utilizada con las diferentes estructuras de óxido de circonio, por su excelente capacidad de humectación y garantiza una unión tras la cocción,

**- Initial IQ Lustre Pastes NF:**

Se basan en partículas de cerámica finas para una sola aplicación o capas más gruesas para un esmalte muy natural para sus restauraciones. Este producto es compatible con **GC Initial Zirconia disc HT.**<sup>52</sup>



Fig. 49 GC Initial IQ Lustre Pastes NF.<sup>30</sup>

## **6. PROCESO DE ELABORACIÓN DE ESTRUCTURAS A BASE DE CIRCONIA.**

Los procedimientos para diseñar restauraciones CAD/CAM han sido desarrollados para producir una nueva alternativa de estructuras como las fabricadas a base de óxido de circonio desde los 90s.

La adaptación de la mayoría de las restauraciones a base de óxido de circonio fabricadas con la tecnología CAD/CAM se encuentra dentro del rango aceptable para cumplir con los requerimientos clínicos.<sup>53</sup>

### **• Preparación de dientes pilares:**

Realizar restauraciones en CAD/CAM no implica una nueva manera de tallar los dientes, las reglas comunes de la preparación de pilares se aplican igualmente para este tipo de rehabilitación, aunque vale la pena seguir algunas recomendaciones que nos facilitaran el diseño y posterior adaptación de la restauración al muñón.

Para coronas y estructuras de 3 unidades se debe reducir homogéneamente la forma anatómica respetando los grosores mínimos indicados.

Está indicada una preparación con hombro redondeado o chaflán circular, la reducción del tercio incisal u oclusal de la corona es aproximadamente 1,5 a 2,0 mm.

En los dientes anteriores la reducción labial y palato/lingual debe ser de 1,2 mm. aproximadamente. Se deben conservar conectores con grosor mínimo de 6 a 7 mm<sup>2</sup> para estructuras anteriores hasta 3 unidades y de 9 mm<sup>2</sup> para prótesis de 4 unidades con 2 pónicos. Estos parámetros deben estar incluidos en los programas de diseño CAD.<sup>54</sup>

Un sistema CAD/CAM consta de los siguientes pasos:

• **Digitalización:**

La fuente puede ser:

- El muñón en boca.
- El muñón en el modelo
- El encerado de la estructura protésica
- Modelo completo de la boca del paciente

Además esta digitalización puede ser de tipo:

- Mecánica.
- Óptica: cámara intraoral, láser, luz blanca.

En cuanto a los métodos de digitalización, los medios ópticos permiten el escaneado del objeto sin contactar con el mismo, por lo que presenta una ventaja cuando el objeto es blando o frágil.

No obstante, las propiedades ópticas del objeto podrían influir en la exactitud de los datos obtenidos en el escaneado; Peerson y cols., en un estudio comparan la eficacia de la digitalización óptica con la mecánica y encuentran que la exactitud de ambos métodos es similar.<sup>14</sup>

• **Diseño por ordenador:**

Restauraciones a base de circonio son básicamente fabricados utilizando dos métodos, el sistema CAD/CAM y CAM only, como ocurre en el sistema **Cercon** y **Zirco zahn**.

Las prótesis fabricadas con el sistema CAD/CAM exhiben valores de discrepancias marginales más pequeñas que las fabricadas con el sistema de CAM sólo.

Mediante un software, específico de cada sistema, se diseña el núcleo de la estructura protésica o el cuerpo completo anatómico de la restauración.



Fig. 50 Pasos para la elaboración de restauraciones en el sistema CAD-CAM.<sup>31</sup>

• **Mecanizado:**

En el caso del óxido de circonio puede realizarse el fresado de un bloque presinterizado o sinterizado. El uso de bloques presinterizado conlleva un menor desgaste de las fresas del sistema, así como un menor tiempo de fresado. En cuanto al estado de la circonia durante el fresado, se ha reportado que las prótesis de cuatro unidades fabricadas en circonio puro sinterizado mostraron significativamente mejor adaptación marginal que las hechas a base de óxido de circonio presinterizado.

Por otro lado, mostraron que estructuras de óxido de circonia presinterizada arrojó mejores resultados en comparación con el óxido de circonia totalmente sinterizada.

• **Acabado y preparación para sinterizado:**

La mayoría de los sistemas de cerámicas a base de circonio utilizan bloques presinterizados por lo que una vez concluido el fresado de la estructura diseñada, es necesario realizar una última sinterización para obtener todas las propiedades finales del material.

Según el fabricante y la técnica empleada para la caracterización estética individual de la estructura, se aconseja aplicar los pigmentos superficiales o bien lining, como base para realizar estratificados con cerámicas de recubrimiento, para regresar nuevamente a la estructura a un proceso de sinterizado final para obtener las máximas propiedades de la circonia.

Con estructuras de óxido de zirconio sin sinterizar es posible que ocurran daños y fracturas, se debe lavar la estructura tallada con agua corriente para eliminar los restos de material y limpiar con aire comprimido para eliminar los residuos de polvo.

No debe limpiarse con ultrasonido en baño de agua o con vapor y mucho menos arenarse con  $Al_2O_3$  o perlas de vidrio. Siempre que sea posible, realizar todos los ajustes necesarios mientras se encuentre sin sinterizar y sin utilizar.

La estructura se debe tallar utilizando instrumentos adecuados, baja velocidad y reducida presión para evitar las fracturas. Es necesario comprobar que se ha conservado el grosor mínimo después del acabado y se debe prestar especial atención al margen cervical antes de la sinterización.

La mayoría de los sistemas recomienda que los márgenes no sean muy delgados, ya que no son adecuados para la sinterización, debido a que el borde marginal se redondea durante la sinterización y quedaría demasiado corto. Antes de proceder a la sinterización debe secarse adecuadamente.

• **Sinterizado:**

Una vez que la estructura esté totalmente seca se realiza el proceso de sinterización. Ese proceso solo debe llevarse a cabo en un horno compatible de alta temperatura.

Se llena la bandeja de sinterización con máximo de 100 g de bolas de sinterización ZrO<sub>2</sub> y se coloca la estructura en el centro.

El programa de sinterización es automático para cada horno y tiene una duración aproximada de 8 hrs., incluido el enfriamiento. La temperatura de sinterización es de 1.500 °C. Una vez finalizado el proceso de sinterización se debe retirar la plataforma de sinterización y dejar que las estructuras enfríen a temperatura ambiente antes de proseguir, o bien dentro del horno a temperaturas decrecientes.

De esta manera se logra una estructura con unas características mecánicas de resistencia a la flexión (biaxial) de  $900 \pm 50$  MPa o mayor y coeficiente de expansión térmica de (100-400 °C)  $10,75 \pm 0,25 \times 10^{-6}$  ppm/°K.

• **Recubrimiento Cerámico:**

Para finalizar la restauración la fase de individualización y conseguir una máxima estética en la restauración, ya sea en núcleos o bien estructuras monolíticas con altos requerimientos estéticos, se procede a la colocación de cerámicas de recubrimiento especiales para estructuras de circonia, técnica muy similar como la empleada para montar cerámica con las restauraciones convencionales con subestructuras metálicas.

Algunos estudios han comparado la adaptación de las restauraciones a base de circonia fabricadas con diferentes sistemas de CAD/CAM.

El sistema **Procera (Nobel Biocare)** exhibió mejor adaptación marginal que el sistema **Lava (3M ESPE)**, mientras tanto, Vigolo et al., informaron de un resultado contrario en el que el sistema **Lava (3M ESPE)** mostró significativamente discrepancias marginales menores que el sistema **Procera (Nobel Biocare)** o **Everest (KaVo)**.

Otro estudio mostró que **Cerec inLab (Sirona)** logra una mejor adaptación marginal que **Procera (Nobel Biocare)** o **DCS System**.

Estas diferencias fueron probablemente atribuidas a las variaciones en la fabricación de las prótesis, procedimientos, así como los diseños de investigación.

**Tabla 2. Principales Sistemas CAD/CAM.**

Nombre del Sistema		Compañía	Digitalización	Objeto escaneado	Materiales que mecaniza	Estado del material cerámico empleado
Cerec®	Cerec 3	Sirona	Cámara intraoral	Muñón en boca	Cerámica / Composite	Presinterizado
	Cerec In Lab		Láser	Muñón en modelo	Cerámica	Sinterizado
Procera®		Nobel Biocare	Mecánica	Muñón en modelo	Cerámica / Titanio	Presinterizado
Circon®	Dentsply	Láser	Encerado	Muñón en modelo	Cerámica	Presinterizado
			Muñón en modelo			
Lava®		3M ESPE	Óptica (Luz Blanca)	Muñón en modelo	Cerámica	Presinterizado
DCS Precident®		DCS	Mecánica	Muñón en modelo	Cerámica / Composite / Titanio	Sinterizado/ Presinterizado
			Laser			
Zircon zahn®		Zircon zahn	Mecánica	Muñón en modelo	Cerámica / Titanio	Sinterizado

## **7. SISTEMA NÚCLEO / CERÁMICA (CORE / VENEER).**

Los diferentes componentes de la cerámica se unen entre sí gracias al proceso de sinterización, mediante este procedimiento, las partículas sometidas a presión y altas temperaturas, pero inferiores a las de fusión completa, quedan unidas superficialmente.

En el caso del núcleo de circonia y la cerámica de recubrimiento esta unión es incompleta puesto que no hay fusión total del material, apareciendo una porosidad residual entre éstas (interfase).

Sólo existe una deformación superficial y hay difusión atómica entre las capas más superficiales de dichas partículas, de todas la partículas que componen la mezcla cerámica, algunas partículas presentan un punto de fusión más bajo que otras, por lo que se segregan y fluye en mayor o menor medida, y forman una matriz fundente o vítrea que engloba al resto sin fusionar.

Los núcleos en óxido de circonio son estructuras puramente cristalinas ya que el fundamento de su elevada resistencia a la fractura se explica entre otros aspectos, por la ausencia de una fase vítrea.

Las partículas internas confluyen las unas con las otras formando una masa compacta en la que la presencia de porosidades es mínima, y en consecuencia también de una fusión incompleta a nivel de la capa superficial que permite crear una superficie irregular donde difunde el revestimiento cerámico.

Se han identificado los siguientes factores que disminuyen la fortaleza del vínculo núcleo - cerámica de revestimiento:

- Tensión previa, debida a las diferencias en los coeficientes de expansión térmica (CET) del núcleo y de los materiales de recubrimiento.
- Pobre humectación del núcleo por la cerámica del recubrimiento.
- Compresión por cocción de la cerámica de revestimiento.
- Transformación de fase de los cristales de circonia en la interfase núcleo-cerámica a causa de influencias térmicas o fuerzas de carga.
- Formación inherente de defectos durante el procesamiento.<sup>55</sup>

## 8. RECUBRIMIENTO CERÁMICO SOBRE ESTRUCTURAS DE CIRCONIA.



La cerámica del núcleo de circonio tiene un color blanco opaco que necesita ser enmascarado mediante el recubrimiento con una cerámica más translúcida y estética para lograr un resultado estético aceptable, al igual que con la cerámica fundida sobre el metal.

La unión de las cerámicas de recubrimiento a la subestructura de circonio es uno de los aspectos ampliamente estudiados pero sin resultados concluyentes. Numerosos estudios han buscado valorar la integridad del sistema núcleo/cerámica sometiendo las cerámicas a diferentes modalidades de carga o pruebas de cillamiento.<sup>56,30,58,59</sup>

Los aspectos que pueden influenciar el fracaso total de la restauración pueden estar determinados por el desprendimiento de la cerámica utilizada para la reproducción del elemento dentario estético, que son relativos a una serie de variables, que van desde la diferencia de coeficiente de expansión térmica, posterior a la cocción de ambos elementos, el enfriamiento de la subestructura y de la cerámica suprayacente ó la insuficiente humectabilidad de la subestructura con respecto a la cerámica de recubrimiento en fase de construcción que deja una falta de homogeneidad en la interfase.<sup>60,61</sup>

Estos aspectos hacen que las cerámicas usadas sobre los núcleos de circonio deban ser proyectados para entrelazarse con el material de base determinado y ser compatibles con los coeficientes térmicos de expansión, y las contracciones después de la cocción.

Por este motivo las empresas sugieren cerámicas particulares para cada uno de los materiales base.

Estas observaciones llevaron a pensar en las diferencias entre las cerámicas sinterizadas sobre metal, que han sido utilizadas por más de 40 años, y aquellas cerámicas de recubrimiento de reciente desarrollo destinadas a la circonia.

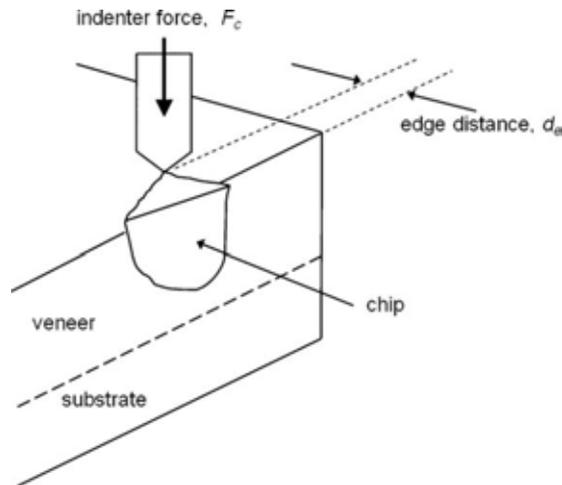
Las cerámicas de recubrimiento presentan algunas diferencias de composición microestructurales, pero se fabrican con idénticos estándares internacionales de calidad en términos de propiedades mecánicas.

Con base en observaciones clínicas, así como in vitro, los datos arrojados acerca de los materiales de recubrimiento cerámico para circonia, sugieren que son más susceptibles a fracturas o desprendimientos que las convencionales para metal.

Una forma de investigar esta cuestión es utilizar una prueba de cizallamiento. Esta prueba consiste en la formación intencional de grietas en un material, utilizando un penetrador o lápiz con una celda adjunta de carga para medir las fuerzas para formar residuos.<sup>53</sup>

El esquema muestra el test de fractura de borde, una fuerza creciente penetrante se aplica a una distancia desde el borde hasta que se forme una grieta en un punto de fuerza crítica, correspondiente con la resistencia a la fractura o la tasa crítica de liberación de energía de deformación.<sup>53</sup>

Numerosos estudios clínicos han observado que el desprendimiento de la cerámica de recubrimiento es una de las complicaciones más habituales en estructuras de zirconia.<sup>60,62</sup>



Esquema 1. Muestra la prueba de chip de borde; una fuerza creciente penetrante se aplica a una distancia desde el borde ( $d_e$ ), hasta que se forma un chip a una fuerza crítica ( $F_c$ ).

También es importante señalar que los defectos microestructurales del núcleo a base de zirconia, incluyendo zonas porosas, aglomerados, inclusiones y amplias zonas con presencia de granulado, son otras posibles razones para la fractura del material de recubrimiento.

Existen dificultades para distribuir la cerámica a manera homogénea sobre la superficie del núcleo antes de la cocción sin atrapar burbujas de aire, así como fallas en la zona de la interfase del núcleo/cerámica, a causa de la pobre humectación en la subestructura de zirconia, que podrían desencadenar fracturas laminadas.<sup>41</sup>

Los estudios actuales han demostrado que el arenado del núcleo antes de realizar el blindaje cerámico, ejerce un efecto negativo sobre la interfase, debido a las partículas de alúmina que permanecen en la superficie exterior de la zirconia, lo que conduce a una modificación del coeficiente de expansión térmico del núcleo que debe ser recubierto posteriormente.

El coeficiente de expansión térmico (CET) de la cerámica de revestimiento debe ser ligeramente inferior que la del núcleo de circonia.

Los CET de la cerámica de Y-TZP actuales oscilan entre  $10$  y  $10,5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{K}^{-1}$ , y por lo tanto ya es posible encontrar materiales de recubrimiento compatibles.

Durante el proceso de enfriamiento de la restauración, posterior a la temperatura de cocción en el interior del horno, cuando la estructura pase a una temperatura ambiente, se genera una cierta producción de fuerzas por tensiones residuales, fuerzas compresivas en el interior de la masa del recubrimiento, que aumentan la fuerza de unión entre ambos materiales.<sup>63</sup>

Además de estos aspectos, hay que prestar una especial atención en el diseño del núcleo, siempre buscando una forma oclusal retentiva que proporcione un adecuado soporte al recubrimiento cerámico.<sup>64</sup>

Debido a estos aspectos la industria ha creado nuevos recubrimientos cerámicos, ejemplo de esto la técnica de sobreprensado, donde la cerámica para recubrimiento se calienta hasta su temperatura de fusión y entonces es inyectada a presión sobre el núcleo de circonia.

El empleo de tintes superficiales sobre la circonia puede aportar un tono parecido al del diente natural, y en el caso de algunas cerámicas de recubrimiento, se recomienda aplicar dicho material al mismo tiempo que el revestimiento, pues ello mejora la fuerza de unión entre el núcleo y el recubrimiento, lo que reduce la frecuencia de los fallos de interfase.<sup>65</sup>



Fig. 52 Zirliner Ceram. Para aplicación antes de la cerámica de recubrimiento.<sup>8</sup>

## **8.1 MECANISMOS DE UNIÓN**

### **8.1.1 UNIÓN MECÁNICA.**

Se basa en la obtención de una superficie áspera e irregular, a mayor rugosidad de la superficie, mayor fuerza de unión existirá.

Una superficie irregular proporciona una interdigitación micromecánica entre la cerámica y el núcleo, aumentando la superficie de contacto entre ambos, mejorando así la retención del blindaje cerámico.

El grado de rugosidad también influye sobre esta unión, así lo demuestra Al Mutawa y col., en el año 2000, en su estudio observó que se incrementaba la fuerza de unión entre un 20 y un 24% en los grupos que tenían un nivel de rugosidad media y gruesa respectivamente, en comparación con los que poseían una rugosidad suave.

Hay que tener en cuenta que un excesivo nivel de rugosidad, actuaría de forma inversa, provocando la aparición de burbujas al nivel de la unión, por disminución del nivel de humectación de la cerámica, lo que podría ser fuente de concentración de estrés y ser causa de microgrietas.

Por otra parte, si se produce una disminución del ángulo de contacto entre el material del núcleo y la del recubrimiento, se mejora la humectabilidad.

De esta forma la cerámica puede difundir mejor entre las irregularidades, consiguiendo así un incremento de su retención.

Mientras un material empleado para la fabricación de un núcleo tenga mejor humectabilidad, menor será su ángulo de contacto.<sup>57</sup>

### **8.1.2 UNIÓN FÍSICA.**

El mecanismo de unión física, existe por la compresión que ejerce la capa interna de la cerámica de revestimiento sobre la interfase con el núcleo, al contraerse durante su enfriamiento. Esto es debido a que el CET del núcleo de circonia es ligeramente superior al de la cerámica.

El CET se define como la modificación volumétrica que sufre un cuerpo al modificar un grado su temperatura; tanto el CET del núcleo como el de la cerámica tienen que ser compatibles con el fin de no crear tensiones superiores a las permitidas a nivel de la interfase.

Así se evitan fracturas o desprendimiento del recubrimiento cerámico, a consecuencia de la producción de tensiones internas durante la sinterización y el enfriado de la estructura.

En las restauraciones con núcleo de óxido de circonio, es posible apreciar en la interfase núcleo-cerámica, la existencia de un anclaje mecánico que refuerza esta unión y asegura una máxima superficie de contacto, pero sin existir una unión química de los componentes.

Las irregularidades en la capa superficial de núcleo, generan microrretenciones, que son ocupadas durante la difusión de la fase vítrea de la cerámica de recubrimiento por su paso al interior por capilaridad.

Fischer en el 2007, analizó con Microscopía Electrónica de Barrido (SEM) la interfase núcleo-recubrimiento en coronas cerámicas a base de circonia; en su estudio no logró explicar la presencia de una unión química, al no poder detectar una zona de transición y/o presentaciones iónicas definidas.<sup>66,67</sup>

Hasta la fecha no existe evidencia científica de una unión química entre la circonia y las cerámicas de revestimiento.

Los dos materiales parecen unirse mediante un engranaje mecánico y a través de la formación de fuerzas compresivas resultantes de la contracción térmica durante el enfriamiento tras el sinterizado.<sup>68</sup>



Fig. 53 Veneers | the BRIDGE lmtmag.com<sup>33</sup>



Fig. 54 e. max Ceram, cerámica de nanofluorapatita.<sup>8</sup>

## 8.2 CERÁMICAS DE RECUBRIMIENTO PARA ESTRUCTURAS A BASE DE CIRCONIA.

Con la introducción de las restauraciones a base de circonia, surgieron nuevas composiciones en las cerámicas de recubrimiento feldespáticas convencionales, para ser empleadas sobre núcleos a base de este material.



Fig. 55 Cercon ceram press<sup>22</sup>

Los CET de las actuales cerámicas para el óxido de circonio presentan un ligero, pero compatible desajuste con el CET de la circonia. Como la cerámica de recubrimiento se enfría desde la superficie hacia el interior, se produce una solidificación no uniforme, causando fuerzas de contracción en el interior de la cerámica.

La magnitud y distribución de las tensiones generadas en las cerámicas creadas con características específicas para adaptarse a núcleos a base de óxido de circonio, dependen en gran medida de la conductividad térmica del núcleo, el grosor de la cerámica y la velocidad de enfriamiento.

Muchas de las cerámicas para recubrimiento convencional llevan en su composición leucita, que sirve para aproximar los CTE con la estructura metálica, elemento que no es necesario en las cerámicas para el recubrimiento de estructuras de óxido de circonio, debido a que la expansión térmica del óxido de zirconio es mucho menor que la de los metales nobles.

Entre las cerámicas que encontramos para recubrimiento de estructuras de circonia encontramos:

- **Cercon® ceram kiss (DeguDent):**

Es una cerámica feldespática desarrollado específicamente y exclusivamente para el recubrimiento de óxido de circonio (Y-TZP) en coronas y puentes con un coeficiente de expansión térmica de  $10,5 \text{ m} / \text{m} \cdot \text{K}$  (25-500 ° C), preferiblemente hecho de **Cercon® base**.



Fig. 56 Ceramco® PFZ.<sup>22</sup>

- **Cercon® ceram press (DeguDent):**

Es una cerámica feldespática sobreprensada específicamente desarrollada para la inyección sobre estructuras de circonio (Y-TZP) con un CET de  $10,5 \text{ m} / \text{m} \cdot \text{K}$  (25-500 ° C), preferentemente de **Cercon® base**, está indicada en coronas, puentes ó puentes inlay en anterior y posterior.

- **Ceramco® PFZ (Dentsply):**

Esta cerámica utiliza lo último en procesos de fabricación de tecnología avanzada para proporcionar estética excepcional y la facilidad de uso, es un material de última generación libre de leucita que tiene una estabilidad térmica excepcional para aumentar la productividad, mientras que conserva una notable opalescencia y fluorescencia de la dentición natural.

- **VITA VM7™ (Vita):**

Ha Sido desarrollada como una cerámica de estructura fina, especial para recubrimiento con un valor CET situado entre 7,2 - 7,9 - 10-6, K-1. En comparación



Fig. 57 VITA VM7<sup>21</sup>

con las cerámicas convencionales, esta cerámica feldespática de estructura fina destaca sobre todo por una distribución más homogénea y fina de la estructura de las diferentes fases.

- **VITA VM9™ (Vita):**

La cerámica de feldespato **VITA VM9™** ha sido desarrollada especialmente como cerámica de estructura fina para el recubrimiento de estructuras de ZrO<sub>2</sub> parcialmente estabilizado con itrio, con un valor CET de aprox. 10,5 · 10-6 · K-1.



Fig. 58 Cerámica feldespática VITA VM9<sup>21</sup>

Presenta una microestructura con una distribución bastante homogénea de cristales de leucita en la fase vítrea, lo cual evita la aparición de fisuras por tensión, tras la cocción. Esta microestructura especial se le denomina “estructura fina.”

- **NobelRondo™ Press Zirconia(Nobel Biocare):**

Es un sistema de cerámica feldespática reforzada con alúmina inyectable que puede ser utilizado sobre infraestructuras unitarias o múltiples de **Procera como NobelRondo™ Press Zirconio (Nobel Biocare)**, desde coronas unitarias hasta puentes de 3 a 4 unidades.



Fig. 59 Lava™ Ceram Zirconia 3M ESPE.<sup>24</sup>

- **Lava™ Ceram Zirconia (3M ESPE):** Desarrollado como parte del Sistema **Lava™ All Ceramics**, esta cerámica feldespática es la opción para recrear la estética de un diente real, está especialmente adaptada para estructuras de óxido de circonio para recubrimiento en capas.

- **IPS E.max Ceram e IPS / E.max ZirPress (Ivoclar Vivadent):**

Cerámica para recubrimiento de nano-flúor-apatita y SiO<sub>2</sub> de baja fusión, con la que es posible caracterizar y aplicar en restauraciones realizadas mediante la técnica de inyección o estratificación por capas, con un CET entre 10.5–11.0 x 10<sup>-6</sup> K-1 (100–500°C).



Fig. 60 E. max ZirPress<sup>8</sup>

- **IPS E.max Press (Ivoclar Vivadent):**

Cerámica a base de disilicato de litio (LS2), para recubrimiento por técnica de sobreprensado sobre estructuras de circonio.



Fig. 61 IPS e. max Press (Ivoclar)<sup>8</sup>

- **IPS E.max CAD HT B40 block (Ivoclar Vivadent):**

Con la técnica **IPS E.max CAD-on** es posible fabricar restauraciones estéticas y con una alta resistencia, utilizando **IPS E.max CAD (LS2)** e **IPS E.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>)**. Mediante la técnica CAD/CAM, permite realizar prótesis en sector posterior e implantoportados (hasta 4 unidades).



Fig. 62 IPS e. Max CAD-on technique (Ivoclar)<sup>8</sup>

El núcleo de circonio en **IPS E.max ZirCAD** y una estructura de recubrimiento de disilicato de litio del innovador **IPS E.max CAD HT B40 block**.

- **Zenoflex™ (Wieland):**

Es una cerámica feldespática reforzada con nanoleucita para recubrimiento en masas de monocapa.



Fig. 63 Ceramica de Nanoleucita Zenoflex™ (Wieland)<sup>29</sup>

- **Zirox™NR (Wieland):**

Es una cerámica de recubrimiento libre de leucita con innovadora microestructura HDAM™ para estructuras de óxido de circonia, con la posibilidad de utilizar distintas técnicas de estratificación.

- **PressX™ Zr (Wieland):**

Es una cerámica para la técnica de sobreprensado, posee una microestructura HDAM™ libre de leucita especialmente adaptada para estructuras de óxido de circonia **ZenoTec** ó estructuras de circonia para coronas y puentes de 3 unidades con un CET de  $10 + 10^{-6} \text{ K}^{-1}$  (25 – 500°C).



Fig. 64 PressX™ Zr (Wieland)<sup>29</sup>

- **HeraCeram® Zirconia (Heraeus Kulzer):**

Revestimiento cerámico para estructuras de óxido de circonia con un CET de 10,5 m / mK. Posee una estructura estabilizada de leucita, que la protege contra chipping y propagación de la fractura, un problema reconocido con algunos otros sistemas cerámicos para circonia.



Fig. 65 Ceramica HeraCeram® Zirconia<sup>34</sup>

**HeraCeram® Zirconia** con la formulación

SLS (stabilised leucite structure) le confiere fiabilidad y un nivel constante de microcristales de leucita para evitar facturas tipo chipping.

- **GC Initial Zr-FS (GC Europe):**

Es una cerámica de recubrimiento feldespática que puede ser utilizada con las diferentes estructuras de óxido de circonio, por su excelente capacidad de humectación, es cerámica que garantiza una unión tras la cocción.

Gracias al ajuste del CTE a  $9.4 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{K}^{-1}$  (25°C-500°C), además de prescindir de largos periodos de enfriamiento al utilizar esta cerámica.

Esto no sólo ahorra tiempo, protege de forma fiable la estructura de grietas por tensión y fracturas, debido a los CET exactamente adaptados.



Fig. 66 GC Initial Zr - Fs (GC Europe)<sup>30</sup>

En un estudio realizado por Quinn y cols., donde evalúan la resistencia a la flexión de dos cerámicas de recubrimiento, **Ceramco 3 (Dentsply Prosthetics)** que es una cerámica feldespática con 3% de leucita para el recubrimiento de estructuras metálicas y **Ceramco PFZ (Dentsply Prosthetics)** para el recubrimiento de estructuras de óxido de zirconio, obtienen una diferencia estadísticamente significativa mayor en la resistencia a la flexión, con un valor de 61-77MPa., para **Ceramco3** y de 39-45 MPa para **Ceramco PFZ**. Esta diferencia podría ser un factor importante en la diferencia del comportamiento clínico de ambas cerámicas.

Algunos estudios como el desarrollado por Jung Eun Choi, donde se evalúa la resistencia a la flexión biaxial del sistema **Vita In-Ceram® YZ** con cuatro cerámicas de recubrimiento para inyectar, observan como todos los fallos de la cerámica de revestimiento son de tipo cohesivo, obteniéndose los mejores resultados para las cerámicas **Vita VM9** y **Noritake CZR Press**, que coincide con las cerámicas de mayor contenido en leucita en su fase cristalina de las 41 cerámicas estudiadas.

Estos mismos autores en un estudio posterior demuestran como el enfriamiento rápido tras la cocción de la cerámica de recubrimiento produce grietas en la superficie de la cerámica, debido a la compresión residual que se origina en la superficie para compensar el esfuerzo de tracción formado en el interior del sistema.

Concluyen que el enfriamiento lento, disminuye casi por completo la formación de tensiones residuales para todos los sistemas de cerámica de inyección analizados.

Hay que tener en cuenta que el mecanismo de fractura es diferente en las estructuras blindadas en monocapas, donde la fractura es de tipo radial, iniciándose en finas capas de cerámica sometidas al contacto oclusal, y que se van extendiendo lateralmente hacia el exterior a lo largo de la superficie de la cerámica; que las recubiertas en dos o tres capas, donde la fractura es local y limitada.

Las cargas críticas para este modo de fallo se encuentran muy por debajo de los 100N, que es la fuerza máxima de masticación que encontramos en la zona de molares. La forma en que se produce el daño en las restauraciones con cerámica en multicapas, tiende a confinarse en la capa donde se inicia, sin extenderse a la estructura remanente.

## **9. TÉCNICAS DE ESTRATIFICACIÓN CERÁMICA SOBRE ESTRUCTURAS DE CIRCONIA.**

Para la elaboración del elemento estético de restauraciones sobre circonia se emplean principalmente tres metodologías de trabajo con indicaciones específicas:

- La estratificación de un revestimiento completo en cerámica sobre núcleos reducidos y modelados previamente (estratificación convencional).
  - Cerámicas de recubrimiento convencional en polvo.
  - Cerámicas de blindaje inyectadas.
- La estratificación vestibular por facetas, después de la reducción de sólo la cara vestibular por técnica de cut back.
- La coloración superficial con maquillaje en restauraciones monolíticas a base de circonia de alta translucidez (técnica de pintura o paint on).<sup>69</sup>

### **9.1 ESTRATIFICACIÓN CONVENCIONAL.**

Al reproducir el componente estético de una restauración con la cerámica resulta en un complejo problema, ya que su composición es diferente a la del diente natural y consiste sustancialmente en una matriz vítrea.

La técnica de estratificación consiste en realizar capas con el sustrato cerámico imitando las capas anatómicas del diente en forma individual (bioestratificación), de manera que sean reproducidas las características de profundidad y de tridimensionalidad del diente.

La base ideal, es un diseño anatómico proporcionado de la subestructura, de tal forma que soporte el diseño de las cúspides y todo el recubrimiento cerámico.

Diagrama 2. Estratificación sobre circonia.



### 9.1.1 ESTRATIFICACIÓN POR TÉCNICA DE INYECCIÓN.

Esta técnica respeta los pasos básicos como en la sustitución convencional a cera perdida; se coloca la estructura sobre el modelo, revisando el ajuste y si fuera necesario, realizar ligeras modificaciones, siempre respetando los grosores mínimos incluso después de modificaciones mínimas.

Antes de la estratificación, limpie la estructura bajo agua corriente o con una pistola de aire y seque. La estructura no debe arenarse con  $Al_2O_3$  o perlas de pulido, ya que ello podría dañar las superficies.

Es aconsejable normalmente según el fabricante la utilización de liners para mejorar la unión del núcleo y la cerámica de revestimiento.

Posteriormente son aislados los muñones de yeso con un separador comercial de yeso-cera, para asegurar la cocción sin dejar residuo, utilice solo ceras orgánicas en el modelado, es necesario asegurar la estructura sobre el modelo en la posición adecuada y colocando cera en los márgenes.



Fig. 67 Encerado y canales de inyección.<sup>35</sup>

Modelar con precisión la restauración y en particular el área de los márgenes de la preparación sin remodelar los márgenes de la preparación, ya que en caso contrario, después de la inyección se tienen que realizar costosos y arriesgados procesos de ajuste.

Una vez concluido el encerado se procede a la colocación en canales de inyección, para colocar el revestimiento y pasar a la unidad de inyección de la cerámica a presión, ya alcanzadas las temperaturas necesarias y ciclo completo de inyección, para finalmente recuperar el cilindro que una vez a temperatura ambiente puede ser eliminado el revestimiento.

Normalmente con esta técnica se acompaña las últimas caracterizaciones estéticas con la incorporación de maquillaje superficial y colocación de glaseadores para finalizar la restauración.<sup>47</sup>

## 9.2 ESTRATIFICACIÓN TÉCNICA CUT BACK.

Con la "técnica de reducción" la restauración completamente anatómica se reduce en el tercio incisivo a una estructura incisal - dental y, posteriormente, a las características individuales (p. ej. mamelones).



Fig. 69 Estratificación por Cut Back.<sup>36</sup>

La forma del diente se completa entonces con los materiales incisivos.<sup>69</sup>

### 9.3 COLORACIÓN SUPERFICIAL.

Con frecuencia, las técnicas de infiltración del material presinterizado y de pintura superficial del material sinterizado, son utilizadas en conjunto sobre coronas fresadas con morfología anatómica en

zirconio translúcido, como alternativa a la estratificación de la cerámica.<sup>69</sup>



Fig. 70 Aplicación de tintes. <sup>37</sup>



Fig. 71 IPS Empress Characterization<sup>8</sup>



Fig. 72 Colour Liquid Prettau® Aquarell Pen Brush<sup>26</sup>

La infiltración de bloques presinterizada es realizada con pinceles y líquidos específicos como: **Color Liquid Prettau® (Zirkon zahn)**, **Stain ht Cercon® kit (Dentsply)** ó **IPS e. max® CAD Crystall shade stains (Ivoclar Vivadent)** ya que el nivel de saturación del color absorbido no resulta perceptible durante la aplicación, el resultado depende de la experiencia y seguir reglas básicas según el fabricante.

Sucesivamente, el color es secado bajo una lámpara de rayos infrarrojos o luz led para eliminar trazas de líquido que, si permanecen atrapadas en la estructura porosa, con la evaporación causan aumento de la presión y daño durante la sinterización.<sup>10</sup>

## 10. FALLAS DEL BLINDAJE ENTRE EL RECUBRIMIENTO CERÁMICO Y EL NÚCLEO DE CIRCONIA.

### 10.1 IMPLICACIONES CLÍNICAS.

El hallazgo más sorprendente que se ha informado en la literatura es la alta incidencia de falla cohesiva en la cerámica de recubrimiento, que se manifiesta clínicamente como astillado o delaminado del blindaje con o sin la exposición de la subestructura de circonia.

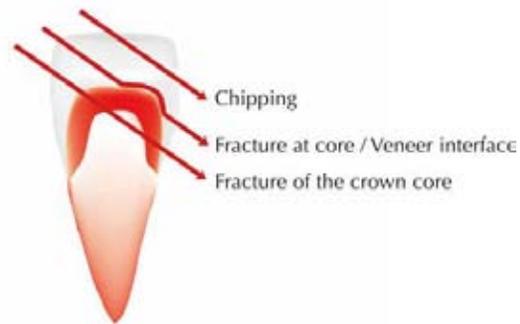


Fig. 73 Ubicación de la Fractura por Chipping<sup>38</sup>

Este agrietamiento de la cerámica de recubrimiento es atribuible a la insuficiencia mecánica del material cerámico para el blindaje, un inadecuado diseño del núcleo que provoca un soporte incorrecto al revestimiento y fuerzas desfavorables entre el núcleo y la cerámica.

En consecuencia, se llegó a la conclusión que la cerámica de recubrimiento es el eslabón más débil del sistema núcleo/cerámica, por lo que una mejora en la resistencia a la fractura del blindaje cerámico podría reducir la incidencia del fallo cohesivo.

Una serie de estudios clínicos dentro de un período de cinco años de observación que implican restauraciones a base de óxido de circonio que se han publicado se pueden resumir los resultados (ver Tabla 3.), a continuación.<sup>17</sup>

**Tabla 3. Los detalles de los estudios clínicos para restauraciones fijas a base de óxido de circonio.\***

Autor, year, Ref. No.	Material.	Type of restoration.	Follow-up periods.	Simple size.	Framework fracture (%)	Veneering porcelain fracture (%)
Vult von Steyern et al. 2005.	DC –Zircon (DCS Dental)	3-5-unit FPD	2 years	20	0	15
Raigrodski et al. 2006	Lava (3M ESPE)	3 unit FPD	2.5 years	20	0	25
Sailer et al. 2006	Cercon base	3-5 unit FPD	3 years	46	0	13
Sailer et al. 2007	Cercon base	3-5 unit FPD	5 years	33	2.2	15.2
Tinschert et al. 2008	DC-Zircon	3-5 unit FPD	3 years	65	0	6
Molin et al. 2008	Denzir (Cad. Estetics)	3 unit FPD	5 years	19	0	30
Crisp et al. 2008	Lava (3M ESPE)	3-4 unit FPD	5 years	38	0	3
Edelhoff et al. 2008	DigiZon (AmannGirrbach)	3-6 unit FPD	3 years	22	0	9
Schmitter et al. 2009	Cercon base	4-7 unit FPD	2 years	30	3	3
Wolfart et al. 2009	Cercon base	3-4-unit FPD	4 years	58	0	5
Sailer et al. 2009	Cercon base	3-5 unit FPD	3 years	36	0	25
Cehreli et al 2009	Cercon base	Single crowns	2 years	15	7	0
Schmitt et al. 2009	Lava	3-4 unit FPD	3 years	27	0	11
Örtorp et al. 2009	NobelProcera (Nobel Biocare)	Single crowns	3 years	204	0	2
Beuer et al. 2009	Cercon base	3 unit FPD	3 years	21	5	0
Beuer et al. 2010	ZirCAD (Ivoclar Vivadent)	Single crowns 3-4 unit FPD	3 years	68	2	7
Roediger et al. 2010	Cercon base	3-4 unit FPD	4 years	99	1	13

\*Tabla tomada de: Futoshi Komine, Markus B. Blatz and Hideo Matsumura. "Current status of zirconia-based fixed restorations". Journal of Oral Science, Vol. 52, No. 4, 531-539, 2010.

## 10.2 CHIPPING Ó ASTILLAMIENTO

Es un tipo de fractura en la cerámica de recubrimiento muy cercana a la interfase revestimiento - circonia, siempre quedando adherida en la circonia una delgada capa del blindaje cerámico.

Esta falla cohesiva la definimos clínicamente como chipping o astillamiento sin exponer el núcleo subyacente.

Posibles tendencias en la ubicación del chipping han sido identificadas por algunos autores, localizados en región de premolares y molares, en particular

los segundos molares de prótesis fijas y la zona del conector en prótesis posteriores inferiores, debido a las elevadas fuerzas de masticación en el sector posterior.<sup>71</sup>



Fig. 74 Fractura pequeña por chipping en el OD 11<sup>38</sup>

Se encontró que estas fracturas se producen en zonas de no carga, como la cúspide mesio-lingual del segundo molar inferior, así como la cara lingual de pónico.



Fig. 84 Fotografía clínica de fractura por chipping<sup>36</sup>

La incidencia de fracturas por astillamiento va desde un 0 % en dos estudios, para **Cercon zirconia**, tanto a los 2 años y 3 años, hasta un máximo de un 54% en tan sólo 1 año.<sup>72</sup>

Estudios de seguimiento clínico han informado la incidencia presentada de chipping en siete marcas de óxido de circonio investigadas para coronas y puentes de la siguiente manera: **Cercon** 15 % en 5 años, 3 % en 2 años, 3 % en 15 años; **Lava** 25 % en 2 años, 3 % en 1 año; **IPS E.max ZirCAD** 13% en 1 año 28; **Procera** 2 % en 3 años; **DC - Zirkon** 6 % en 3 años, 15 % en 2 años.<sup>72</sup>

Es importante tener en cuenta que un gran número de fracturas por chipping fueron reportadas sin ser detectadas por los pacientes, y fueron un hallazgo incidental durante las citas de revisión, por lo que algunos pacientes se mostraron satisfechos simplemente al pulir los márgenes cortantes, otros requirieron de la reparación de la fractura y en otros casos los pacientes optaron por ningún tratamiento.

Sin embargo, algunas restauraciones requirieron reemplazo total debido a las fracturas no podían ser pulidas o porque plantean preocupaciones estéticas mayores.<sup>72</sup>

La literatura ha reportado como un problema grave el chipping, que puede ser una decepción tanto para el paciente como para el odontólogo, cuestión que ha incitado a un gran número de estudios para ahondar más acerca de este fenómeno en un intento por resolverlo.<sup>73</sup>

Las numerosas causas relacionadas con las fracturas por chipping expuestas con anterioridad, tales como falta de coincidencia de CTE entre el cerámica de recubrimiento y la subestructura de óxido de circonio, presencia de regiones microestructurales defectuosas en el núcleo que resultan mecánicamente defectuosas para la cerámica, zonas porosas, pobre humectabilidad, diseño defectuoso con apoyo inadecuado del núcleo, sobrecarga, fatiga y finalmente, la baja conductividad térmica del óxido de circonio, son todas posibles desencadenantes de chipping, prestando una especial atención en el diseño anatómico del núcleo a revestir.

### 10.3 DELAMINACIÓN Ó LAYERING.

La delaminación o layering propiamente es el fallo adhesivo entre la cerámica de recubrimiento y el núcleo de óxido de circonio, que se manifiesta clínicamente como la pérdida completa del revestimiento, exponiendo parcialmente la subestructura.

Ohlmann et al., en el año 2008, sostuvo que la delaminación sólo puede confirmarse después de un examen microscópico, que es imposible de realizar si la restauración permanece in situ, por lo tanto es muy posible que muchas fracturas que han sido clasificadas como delaminación puede ser fracturas chipping o astillamiento.<sup>72</sup>

Esta especulación es apoyada por la evidencia que aporta la existencia de una fuerza de unión mecánica entre la circonia y un gran número de cerámicas de recubrimiento con diferentes CTE donde fue mayor que la propia fuerza cohesiva de la propia cerámica.<sup>72</sup>



Fig. 76 Fractura completa del recubrimiento cerámico con exposición del núcleo de circonia.<sup>37</sup>

## **11. AVANCES EN EL CONTROL DE FALLAS EN EL BLINDAJE CERÁMICO PARA NÚCLEOS DE CIRCONIA.**

El tema del astillamiento en la cerámica de revestimiento, parece ser relativo a los núcleos de circonia, a pesar de las propiedades mecánicas superiores de la subestructura, recordando que las propiedades mecánicas de la cerámica de recubrimiento son independientes al núcleo.

A pesar de esta aparente anomalía, se están desarrollando métodos para el fortalecimiento de la cerámica de recubrimiento y así controlar las fracturas por chipping. Estos incluyen nuevos conceptos que están siendo reportados en la literatura, tales como la fabricación de restauraciones con tecnología CAD/CAM con revestimiento cerámico por la técnica de doble recubrimiento con cerámicas de alta resistencia.

En un esfuerzo para mejorar la resistencia global y la estética de la cerámica de recubrimiento, Aboushelib et al., describe una técnica de doble recubrimiento, que combina la alta resistencia de la unión de una cerámica prensada al calor, con un resultado altamente estético, conseguido por capas cerámica estratificada.<sup>81</sup>

Desafortunadamente, el chipping también ha sido reportado en estos casos y no parecen haber resuelto este astillamiento por completo.<sup>53</sup>

Beuer et al., demostraron que la técnica de sobreprensado para revestimiento cerámico no dio lugar a fracturas por chipping, y parecía ser confiable en términos de los resultados para recubrimiento.<sup>53</sup>

Otros enfoques incluyen el aumento del volumen del núcleo de circonia y omitir la cerámica de recubrimiento en zonas no estéticas, como la cara lingual y palatina de la restauración.

Un aspecto estético inconveniente sería el color blanco opaco de la circonia, visible a lo largo de las superficies palatinas o linguales.

Sin embargo, las autoras sostienen que la aceptación del paciente es alta, tan pronto como se les da la posibilidad de elegir entre la aparición de un margen de metal o una cerámica blanca.

Recientemente han recomendado, un diseño de núcleos de circonia mejorados, aumentando el tamaño de la subestructura para proporcionar un apoyo adecuado y anatómico a la cerámica de recubrimiento..

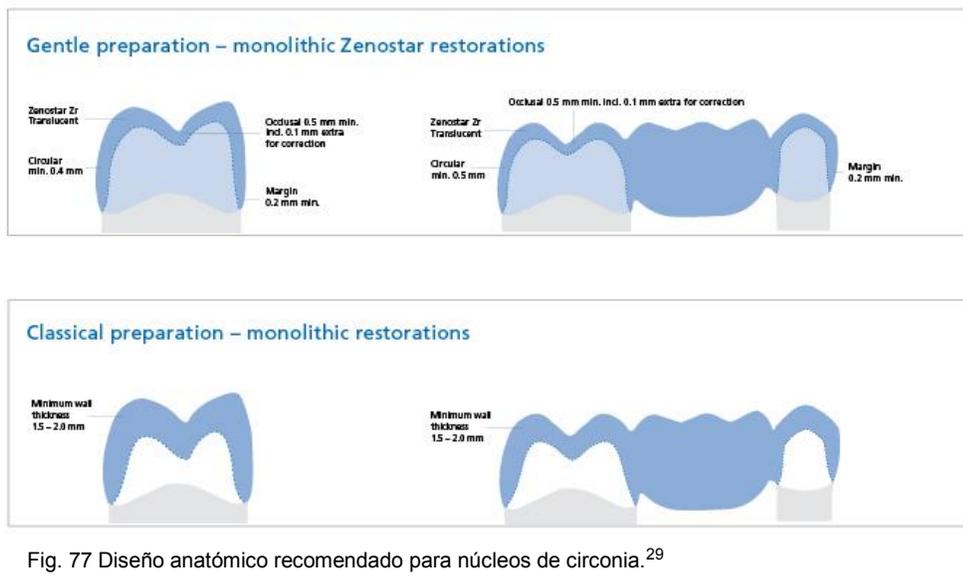


Fig. 77 Diseño anatómico recomendado para núcleos de circonia.<sup>29</sup>

Esto se demostró en un informe de un caso por Marchack y col., donde el diseño de su circonia en coronas fueron tomados de la técnica convencional metalocerámica, de un contorno encerado completo, que luego se redujo para permitir la colocación de la cerámica de recubrimiento.

Tinschert et al., ha adoptando este diseño de la subestructura modificada en sus prótesis fijas, sin embargo el astillamiento todavía ocurrió en 4 de los 65 Casos, en su ensayo clínico que abarca 3 años.

La aplicación de una capa estética de cerámica sobre un núcleo de circonio no es más difícil de lo que representa convencionalmente sobre un núcleo metálico, sin embargo la investigación y la práctica clínica han revelado una mayor tasa de fracaso en las restauraciones a base de circonia que las restauraciones ceramometálicas.<sup>25,74</sup>

Los fracasos en las restauraciones a base de estructuras de circonia, parecen estar relacionados con los puntos de contacto en la oclusión y las fracturas de la cerámica de recubrimiento estético y no con fracturas de la fuerte estructura subyacente.<sup>3, 62</sup>

Como alternativa se ha presentado un nuevo concepto que mejora la resistencia a los daños por contacto oclusal de restauraciones cerámicas mediante la utilización de estructuras a base de óxido de circonio con una capa superficial de cerámica feldespática con un bajo modulo de resistencia que distribuye de mejor manera las fuerzas de flexión.

Lo que hace que este material de circonia infiltrada con una fase vítrea superficial presente un modulo de resistencia a la flexión relativamente superior que en estructuras monolíticas de circonia.<sup>76</sup>

Esta cerámica de fase vítrea se utiliza para infiltrarse en todas aquellas superficies accesibles de la estructura a base de oxido de circonio, resultando un material considerado como una circonia-vítrea graduada, que posee mejoradas propiedades estéticas.<sup>77</sup>

La circonia-vítrea graduada, mas la aplicación de maquillaje superficial o bien una capa fina de cerámica de recubrimiento, ofrece una opción estética y resistente a las fracturas, indicada para inlays, olays, prótesis tipo Maryland, coronas totales o prótesis fijas en posteriores.

Por lo tanto, hay imperativa necesidad en desarrollar una cerámica de revestimiento resistente a los daños por contacto en oclusión sin comprometer la estética del material.

Se ha observado que las restauraciones en posteriores están sujetas a fatiga, por contactos deslizantes durante las relativamente fuertes cargas masticatorias.<sup>32</sup>

En un esfuerzo por prevenir las fracturas tipo chipping en la cerámica de recubrimiento algunos laboratorios dentales se inclinan por la colocación de estructuras monolíticas de Y-TZP para prótesis fijas en posteriores.

También se recomienda evitar la colocación de cerámicas de recubrimiento en superficies que soporten cargas por resistencia a la tracción, como lo son la cara inferior de conectores en prótesis fijas con pósticos.<sup>77</sup>

Debido a la relación que existe entre el aumento de la resistencia y el espesor del material empleado como subestructura, en este caso el núcleo de circonia, sometido ante altas cargas compresivas y bajo tensión, es aconsejable aumentar el espesor del núcleo condicionando a una capa fina de recubrimiento cerámico como sea posible para evitar fracasos.<sup>77</sup>

Aunque la mayoría de las prótesis fijas reciben cargas con dirección vertical-oclusal –gingival, pero si tomamos en cuenta la complejidad de los diferentes hábitos masticatorios ó parafuncionales, derivan en diversos puntos de carga sobre la restauración, por lo tanto, asegurarse de espesores más gruesos en el núcleo en todas las áreas consideradas como potencialmente sometidas a estrés es altamente recomendado.

Por esta razón, se recomienda no colocar cerámica de revestimiento en las superficies inferiores, que soportan zonas de tracción en conectores u otras áreas de alta resistencia a la tracción.<sup>77</sup>

Del mismo modo, los resultados de este estudio sugieren que una estructura con un núcleo muy delgado de circonia no podría soportar fuerzas oclusales máximas, incluso cuando el núcleo se coloca en tensión y la cerámica está protegida durante la compresión, razón por la cual, se recomienda que núcleos delgados no se pueden utilizar, incluso cuando la superficie inferior pertenezca a la estructura del núcleo.<sup>77</sup>

Las fuerzas oclusales máximas, medidas en seres humanos, se sitúan en rangos de 2.7 a 5.2 MN y dependen del género, edad, técnica de medición, ubicación de la medida, posición y el estado de la dentición, entre otros factores. Tales cargas máximas, son suficientes para causar fracaso en la cerámica de revestimiento, especialmente en las superficies que soporten altos módulos de tensión de prótesis fijas, pero sin involucrar al núcleo de circonia.<sup>77</sup>

Las investigación de los efectos ocasionados por las tensiones residuales, sobre la fuerza de adhesión en la interfase del núcleo-cerámica y defectos durante el procesamiento del núcleo, podrían ser más esclarecedores.

Con la intención de disminuir la incidencia de fracturas cohesivas de la cerámica de revestimiento, y otros tipos de insuficiencia, Marchack et al., mostraron que las restauraciones monolíticas pueden ser mucho más eficaces, en combinación con un doble pulido y reglaseado, para garantizar un diseño óptimo y afrontamiento apropiada de la restauración con el antagonista.<sup>78</sup>

Refiriéndonos nuevamente a un correcto diseño en el núcleo anatómicamente proyectado para proporcionar un correcto apoyo a el blindaje cerámico, Kobayashi et al., evaluaron la fuerza de unión de un material indirecto compuesto de cerámica, se indica que el material compuesto podría ser un material de recubrimiento alternativo prometedor para restauraciones a base de óxido de circonio <sup>19</sup>

Esto se intentó mediante el uso de cerámicas de alta resistencia inyectadas por presión a altas temperaturas que han demostrado tener una mejor fuerza de adhesión a las estructuras de circonio en comparación con la cerámica tradicional en capas, uso que ha estado recibiendo apoyo en la literatura.

Swain en el 2009, propuso que la tensión a estrés residual fue la base de la alta incidencia de chipping en el revestimiento sobre óxido de circonio.<sup>32</sup> Llegó a la conclusión que tres factores contribuyen en estas tensiones residuales y el astillamiento: desajuste del coeficiente de expansión térmica de cerámicas unidas a circonio; el espesor de la cerámica de recubrimiento y la velocidad de enfriamiento.<sup>53</sup>

La velocidad de enfriamiento que presenta la estructura ya sinterizada una vez eliminada del horno, mientras que la restauración está todavía en elevadas temperaturas, cuestión que genera gradientes térmicos significativos dentro de la cerámica y está directamente relacionada con la baja conductividad térmica del óxido de circonio, que es mucho menor que la de las aleaciones metálicas para cerámica, incluso que la alúmina, que no ha sufrido incidencias similares de astillado.

Él sugiere que mediante el enfriamiento más lento la restauración por encima de la temperatura de transición vítrea de la cerámica, es posible prevenir el desarrollo de tracciones en la capa externa de la cerámica de recubrimiento, así como la aparición de tensiones residuales en la cerámica, que pueda resultar en inestabilidad o astillamiento.

Este enfoque de una tasa reducida de enfriamiento después de la cocción ó procedimiento de blindaje cerámico se recomienda ahora por la mayoría de los productores de materiales dentales.

Similar a otros materiales cerámicos, la circonio es altamente probable que desgaste el esmalte o la dentina de un antagonista.

La dureza del óxido de circonio va de rangos de 1378-1354Hv., en comparación con la dureza informada de la cerámica de recubrimiento a 481-647 Hv.

A pesar de algunas pruebas realizadas para evaluar la dureza de la cerámica de recubrimiento donde no las relacionan con un potencial elevado de desgaste, mientras que el desgaste de los dientes naturales y otras restauraciones opuestos a estructuras de óxido de circonio si representan una preocupación.

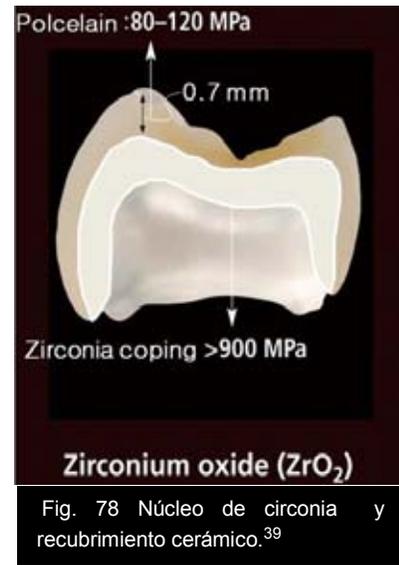


Fig. 78 Núcleo de circonio y recubrimiento cerámico.<sup>39</sup>

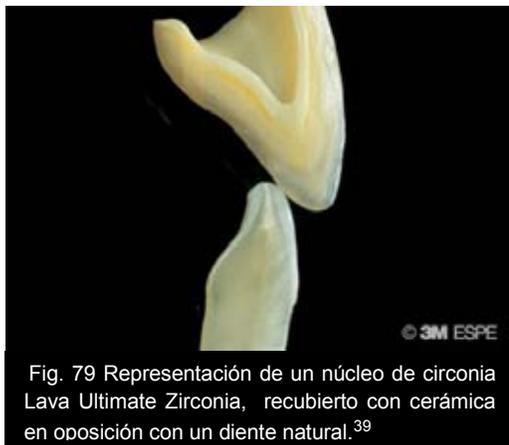


Fig. 79 Representación de un núcleo de circonio Lava Ultimate Zirconia, recubierto con cerámica en oposición con un diente natural.<sup>39</sup>

antagonista.<sup>79</sup>

Un reciente estudio in vitro midió el desgaste de dientes antagonistas, contra la estructura de óxido de circonio, concluyó que la circonio producía menor desgaste en los antagonistas que el recubrimiento cerámico, sin embargo el estudio no midió la cantidad de desgaste del

Muchos estudios in vitro han reportado que el pulido en materiales cerámicos disminuyen su rugosidad y como resultado disminuyen el desgaste del esmalte.<sup>80</sup>

Jagger DC, Harrison en 1994, dio una posible explicación, menciona que la superficie glaseada se elimina rápidamente, revelando la superficie rugosa por pulir, por lo tanto el pulido de la cerámica antes del glaseado final ayudará prevenir el desgaste de esmalte en los antagonistas.<sup>80</sup>

Sridhar Janyavula, BDS, MS, realizaron un estudio para evaluar el potencial de desgaste de la circonia con blindaje cerámico contra estructuras totalmente a base de circonia pulidas y glaseadas, concluyeron que la circonia pulida es más amigable para el esmalte en oposición que el recubrimiento de cerámica.<sup>80</sup>

En el presente estudio explican como un fenómeno parecido al presentado ante un trozo de madera y un cristal, donde al frotar la madera contra el cristal tendrá un poder abrasivo y dejará la superficie rugosa, y contraparte si ese mismo trozo de madera nuevamente es frotado contra el cristal previamente lijado, pulido y barnizado se deslizará sobre la superficie lisa del cristal sin dejar marcas, de igual modo una superficie lisa y pulida tendrá la capacidad de deslizarse sobre los contactos naturales de un diente sin causar abrasión.<sup>80</sup>

Por lo tanto, pulidas las estructuras totalmente de circonia podrían ser restauraciones indicadas en áreas de cargas oclusales.

El recubrimiento cerámico sobre núcleos debe evitarse a menos que haya una alta demanda estética, mientras que en situaciones que no requieran esta demanda, el uso de restauraciones completamente de circonia previamente pulidas y luego reglaseadas será la mejor opción.<sup>80</sup>

Dentro de las limitaciones del estudio, el uso de coronas monolíticas de óxido de circonio, pueden comportarse como cuerpos que ejercen un desgaste aceptable en los dientes antagonistas.

El estudio realizado encontró que la circonia pulida provoca un desgaste más amigable al antagonista, en comparación con el recubrimiento cerámico convencional.

Por lo tanto podría ser más deseable una estructura de circonia pulida que una cerámica de recubrimiento; situaciones que requieran un alto compromiso estético se aconseja el pulido de la restauración con la cerámica de recubrimiento antes del último glaseado.

Un nuevo enfoque para elaboración de núcleos a base de circonio con recubrimiento, ha sido descrito por Beuer y col., por medio del sistema CAD/CAM, es fresado un bloque de disilicato de litio como recubrimiento cerámico sobre la estructura de circonia; mencionan un aumento significativo en la resistencia mecánica de la restauración, siendo este método una forma rentable de fabricar restauraciones de totalmente cerámicas, estéticas y libres de fracturas.

Hasta la fecha, no hay estudios clínicos que tienen adoptado este método, y estudios adicionales in vitro son necesarios antes de que puedan ser clínicamente probados en ensayos clínicos.

### **11.1 EL FUTURO DE LA CIRCONIA.**

En este momento, las investigaciones parecen haber sido dirigidas hacia los materiales de óxido de circonio parcialmente estabilizados que son menos propensos a sufrir LTD, como la circonia parcialmente estabilizada con óxido de magnesio (Mg - PSZ), y nanocompuestos de óxido de circonio / alúmina – parcialmente estabilizados con óxido de cerio (Ce - TZP / A).

Estos óxidos de circonio no estabilizados con itrio pueden ser materiales menos susceptibles a sufrir LTD o transformación espontánea de fase, sin embargo, su tenacidad a la fractura ó flexión, son puntos críticos, no tan altos como el YTZP y por lo que puede no ser adecuado para el medio bucal en prótesis fijas de tramos largos.

El nuevo reto de la investigación es aumentar la fiabilidad de las actuales cerámicas monofásicas aluminosas y circoniosas.

Recientemente, se ha demostrado que la circonia tetragonal metaestable en pequeñas proporciones (10-15%) refuerza la alúmina de forma significativa. Estos compuestos altamente sinterizados alcanzan unos valores de tenacidad y de tensión umbral mayor que los conseguidos por la alúmina y la circonia de forma individual.

Además, tienen una adecuada dureza y una gran estabilidad química, así pues, estos biomateriales de alúmina-circonia se presentan como una alternativa a tener en cuenta en el futuro para la confección de restauraciones cerámicas. Por lo tanto, a largo plazo en estudios in vivo debe evaluarse antes cuidadosamente los materiales de circonia estabilizados con óxidos no itrio para poder ser recomendados.

Otro error catastrófico de las restauraciones de óxido de circonio ha sido debido a él inherente envejecimiento espontaneo problema del óxido de circonio en presencia de agua.

Este proceso de envejecimiento se inicia en granos de la superficie y luego avanza hacia el material a granel, provocando una reducción en la resistencia a la flexión, poniéndolo en riesgo de fracaso espontaneo, que actualmente se desconoce.

La vulnerabilidad de la circonia para el envejecimiento se ve agravada por el hecho de una densidad que difieren entre diferentes circonias desde diferentes fabricantes, e incluso en óxido de circonio del mismo fabricante pero que se han procesado de forma diferente.

Esto puede ser reflejado clínicamente, p. ej., en las estructuras de circonio fracturados, lo que sugiere una posible debilidad en comparación con otros, sin embargo antes de que esto pueda ser confirmado.

## **CONCLUSIONES.**

Si reconocemos las ventajas y desventajas del óxido de circonia y consideramos las especificaciones técnicas del material según el fabricante podremos realizar una toma de decisión mucho más certera y no solo guiada por usar el material de “moda” que promete resolver todo, decidir bajo esos términos complicaría nuestra práctica y quizá comprometería la confianza depositada por el paciente.

Parte fundamental para tomar la decisión sobre que material emplear para resolver cada caso clínico es conocer los resultados arrojados en estudios clínicos in vitro ya que estos nos permiten conocer el desempeño funcional del material, conocer de igual forma las limitantes y contraindicaciones permiten controlar más aun el margen de seguridad y certidumbre de la restauración por lo que sería poco prudente basarse en conocimientos concluyentes y negarse ante la posibilidad del constante cambio mejoras, limitaría en demasía la práctica y la superación de nuestros trabajos.

Tener la posibilidad de realizar diversos tratamientos ocupando la gama de materiales presentes hoy en día según sea el requerimiento en cada paciente, nos permite aprender a conocer mejor aun los materiales desde una perspectiva palpable y clínica.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Fons A, Solá MF, Martínez A, Casas J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE, 2001; 6 (6): 645-656.
2. Panadero A. "Estudio Comparativo In Vitro Del Comportamiento de las Cerámicas de Recubrimiento Según el Núcleo: Óxido de Zirconio Y Metal. [Tesis Doctoral]. Univ Valenc, Esp. 2012.
3. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, et al: Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. Int J Prosthodont, 2008; 21: 217-222.
4. Haster P. Tecnología de la cerámica. Rev Esp Estomlg, 1991; 1:387-94.
5. Álvarez MA, Peña JM, González IR, Olay MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE, 2003; 8(5):525-546.
6. Martínez F, Pradés G, Suárez MJ, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE, 2007; 12, 253-263.
7. Alvaro DB, Kelly J. The Clinical Success of All-Ceramic Restorations. JADA, 2008; 139(suppl 4):8S-13S.
8. Schillingburg HT. Fundamentals of fixed Prosthodontics. 3.ª Ed., Quintessence, Chicg: 1997.
9. Pospiech P. Biocompatibilidad de sistemas cerámicos. Quintessence técnica, 2006; 17; 521-6.
10. [www.ivoclarvivadent.com.mx/es-mx/productcategories/ips-emax-system-tecnico-dental/](http://www.ivoclarvivadent.com.mx/es-mx/productcategories/ips-emax-system-tecnico-dental/).
11. <http://www.vita-zahnfabrik.com>.
12. <http://www.nobelbiocare.com>.
13. Scientific Documentation IPS E.Max® Ceram. Ivoclar Vivadent AG Research and Development Scientific Services, Ivoclar Vivadent AG, Schaan / Liechtenstein, 607631/0208/s/BVD, 2008.
14. Caparroso C, Duque JA. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: Una revisión. Rev. Fac Odontol Univ. Antioq, 2010; 22(1): 88-108.
15. Piconi, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomat Elsevier Scien Ltd, 1998; PII: S0142-9612(98)00010-6.
16. Edward A. McLaren, DDS, Russell A. Giordano II, DMD. Zirconia Based Ceramics: Material Properties, Esthetics, and Layering Techniques of New Veneering Porcelain, VM9. QDT, 2005.
17. Futoshi K, Markus B. Blatz, Hideo M. Current status of zirconia-based fixed restorations. J Oral Scien, 2010; 52, 4, 531-539.

18. Satoh Y, Niwa S. Tissue-Biomaterial Interface Characteristics of Zirconia Ceramics. *Bioceramics*, 1990; 3:101-108.
19. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO<sub>2</sub>-Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> solid electrolyte after aging. *Solid State Ionics*, 1981; 3-4:461-87.
20. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade Yttria-Stabilized Zirconia. *J Biomed Mater Res*, 2005; 72B:239-45.
21. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc*, 1985; 86:356-359.
22. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S. Role of H<sub>2</sub>O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett*, 1987; 6:465.
23. Bocanegra MH, Díaz de la Torre S. Phase transitions in zirconium dioxide and related materials for high performance engineering ceramics. *J Mater Sci*, 2002; 37, 23, pp 4947-4971.
24. Edelhoff D, Sorensen J. Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations. *J Dent Res*; 81, 1779, 2002.
25. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. "A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*, 2007; 18 Suppl 3: 86-96.
26. Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci*, 1991; 26: 6706-14.
27. Schummauder S, Schubert H. Significance of internal stresses for the martensitic transformation in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP). *J Am Ceram Soc*, 1987; 70:54-58.
28. Basu B. Toughening of Y-stabilized tetragonal zirconia ceramics. *Int Mater Rev* 2005; 50: 1-18.
29. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc*. 1999; 82: 2150-54.
30. Lu HG, Chen S-Y. Low temperature aging of t-ZrO<sub>2</sub> polycrystals with 3 mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. *J Am Ceram Soc* 1987; 70:537-41.
31. Sato T, Ohtaki T, Endo T et al. Changes in crystalline phase and microstructure on the surface of yttriodoped tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP) by annealing in humid conditions. *Advances in Ceramics*. Vol 24.
32. Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol % ceria-zirconia alloy: grinding study. *J Am Ceram Soc*, 1989; 72:1358-64.

33. Martínez F, García A, de Aza A, Pradíes G. Radiopacity of Zirconia-Based All-Ceramic Crown Systems. *Int J Prosthodont*, 2011; 24: 144–146.
34. Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T. In Vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Period Restrtv Dent*, 2007; 27:251-257.
35. Hayashi K, et al. Reevaluation of the biocompatibility of bioinert ceramics in vivo. *Biomaterials*, 1992; 13:195-200.
36. Taira M, Nomura Y, Wakasa K, Yamaki M. Studies on fracture toughness of dental ceramics. *J Oral Rehabil*, 1990; 17:551-563.
37. Calandruccio JH, Jobe MT. Arthroplasty of the thumb carpometacarpal joint. *Seminars Artrop*, 1997; 82:135-47.
38. Nakamura T, Oonishi E, Yasuda T, Nakagawa Y. A new knee prosthesis with bisurface femoral component made of zirconia-ceramic. *Key Eng Mater*, 2004; 254-56: 607.
39. Smith HE, Wimberley DW, Vaccaro AR. Cervical arthroplasty: material properties. *Neurosurg Focus* 2004; 17, 3:15-21. Kelly JR,
40. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008; 24 (3): 299-307.
41. Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24 (3): 289-98.
42. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 2007; 35 (11):819-26.
43. <http://www.dentsply.com/en-us/catalog.dir.html/Prosthetics/CAD---CAM/Materials/Zirconia/c/1000796.html>
44. [http://www.solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es\\_MX/3MESPE\\_LA/dental-professionals/](http://www.solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es_MX/3MESPE_LA/dental-professionals/).
45. Dirk A. Ocho años de experiencia con el sistema de fresado DCS. *Quintessence Técnica*, 2001-Vol.12-Nº3.
46. Scientific Documentation IPS E.Max® ZirCAD. Ivoclar Vivadent AG Research and Development Scientific Services Bendererstrasse 2 FL - 9494 Schaan Liechtenstein Petra Bühler-Zemp / Dr. Thomas Völkel Edition, 2005.
47. Scientific Documentation IPS E.Max® ZirPress. Ivoclar Vivadent AG Research and Development Scientific Services Bendererstrasse, © Ivoclar Vivadent AG, Schaan / Liechtenstein, 630024/0610/s/BVD, June 2009.
48. <http://www.zirkonzahn.com/es/zirconia-prettau>.
49. <http://www.hintels.com/en/index.php>
50. <http://www.kuraraynoritake.com/products/dental-porcelain-and-laboratory-related-materials/>
51. Wieland Dental+Technik GmbH & Co. KG, <http://www.wieland-dental.de/>

52. [http://www.gceurope.com/products/lab\\_metal\\_free\\_restoration.php](http://www.gceurope.com/products/lab_metal_free_restoration.php)
53. Quinna J, Veeraraghavan S, Parrya E, Quinna D. Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens, *Acadm Dent Mate Elsevier Ltd*, 2009; 26(2010)13–20.
54. Heinrich F, Kappert, Rainer G. Una novedosa combinación de materiales para la confección de coronas y puentes mediante la técnica CAD-CAM. *Quintessence Técnica*, 1998; Vol.9 N°8.
55. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*, 2005; 21: 242-251.
56. Pröbster L, Diehl J. Cerámica aluminosa de colado fraccionado para restauración con coronas y puentes. *Quintessence*, 1993; 6:437-444.
57. McLaren, White SN. Cerámica infiltrada de vidrio sobre una base de óxido de circonio y óxido de aluminio para casquillos coronales y armazones de puentes: reglas para la clínica y el laboratorio. *Quintessence técnica*, 2001; 12 (1): 17-30.
58. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2004; 92 (6): 557-62.
59. Sorensen et al. Resultados de la investigación de un sistema restaurador de disilicato de litio. *IPS Empress2*, 1999; 4(10):4-10.
60. Agustín R, Fons A, Granell M, Solá MF, Labaig C. Comportamiento de la porcelana de recubrimiento en coronas de óxido de circonio tras someterlas a carga estática. *Rev. Int Prótesis Estomatológica* 2011; 2: 105-112.
61. Pospiech P. Chipping: ¿un problema inherente al sistema o derivado de la manipulación? *Quintessence*, 2011; 24 (7): 340-347.
62. Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminium oxide-and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J Suppl*, 2005; (173) 1-69.
63. Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res*, 2003; 17: 43-48.
64. Vult von Steyern P, Carlson P. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*, 2005; 32: 180-187.
65. Aboushelib M, Kleverlaan C, Feilzer A. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*, 2008; 17: 401-408.
66. Fischer J, Grohmann P. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J*, 2008; 27:448-454.
67. Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*, 2008; 36: 316-321.

68. Ban S, Sato H. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res*, 2008; 87:492-498.
69. <http://heraeus-kulzer.com.mx/es/products/laboratorio/cermica/ceramica.aspx>
70. Piconi C. El zirconio en odontología. Estratificación de cerámica sobre zirconio. Encontrado en: [http://media.axon.es/pdf/93811\\_3.pdf](http://media.axon.es/pdf/93811_3.pdf) .
71. Kim JW, Kim JH, Janal MN, Zhang Y. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. *J Dent Res*, 2008; 87:1127-32.
72. Al-Amleh B, Lyons K, M. Swain. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehab*, 2010; 37, 641-652
73. Komine F, Blatz M, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Scien*, 2010; 52 (4): 531-539.
74. Christensen G. Porcelain fused to metal vs. zirconia based ceramic restorations. *JADA*, 2009; 140.
75. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler L J, Schräer P, Franz Hämmerle CH. Prospective clinical study of Zirconia posterior fixed partial dentures: 3-years follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37: 685-3.
76. Zhang D, Lu C, Zhang X, Mao S, Arola D. Contact fracture of full-ceramic crowns subjected to occlusal loads. *J Biomchan*, 2008; 4: 2995-3001.
77. Zhang Y, Kim JW. Graded Zirconia Glass for Resistance to Veneer Fracture. *J Dent Res*, 2010; 89(10):1057-1062, 2010.
78. Mori K. Influence of the design of zirconia Framework on the fracture strength of veneering porcelain, 2010; 77 (1): 67-70.
79. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent*, 2009; 37: 978-983.
80. Sridhar J, BDS, MS, Lawson N, DMD, PhD,<sup>b</sup>Deniz Cakir, DDS, MS,<sup>c</sup> Preston Beck, MS,<sup>d</sup> Lance C. Ramp,DMD, PhD,<sup>e</sup> and John O. Burgess, DDS, MS<sup>f</sup>. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Pros Dent*, 2013; Volume 109 Issue.
81. Aboushelib M, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006; 9:857-863.
82. Blatz M, Bergler M, Ozer F, Holst S, Phark JH, Chiche GJ. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *Am J Dent*, 2010; 23(4): 213-6.

83. Heintze S, Cavalleri A, Zellweger G, Büchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. Dent Mater, 2008; 24: 1352-61.
84. Lawn BR, Bhowmick S, Bush MB, Quasim T, Rekow ED, Zhang Y. Failure modes in ceramic-based layer structures: a bias for materials design of dental crowns." J Am Ceram Soc, 2007; 90:1671–83.
85. Salazar S, Studart A, Bottino M, Della Bona A. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. Dent Mater, 2010; 26: 483-490.
86. S.N. White, BDentSc, MS, MA, PhD,<sup>a</sup> V.G. Miklus, DDS,<sup>b</sup> E.A. McLaren, DDS,<sup>c</sup> L.A. Lang, DDS,<sup>d</sup> and A.A. Caputo, PhD. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthetic Dent, 2005; 94, 2.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS DE IMÁGENES.

1. <https://www.google.com/Flacienciaysusdemonios.com/cristalizar-o-no-cristalizar-esta-es-lacuestion>.
2. <https://www.geofisica.Geoquimica.htm>
3. <https://www.wikipedia.org/Feldespató&Jpj>
4. <https://www.google.com/product-kaolin-clay-mine.html>
5. <https://www.drAlbertocastillo.com%acerca-del-doctor.html>
6. <https://www.odontologia-online.com%2Fpublicaciones%2Festetica-dental%2F129-nueva-tecnologia-para-la-seleccion-del-color-en-la-practica-clinica.html>
7. <https://www.dentalcompare.com%2F4928-All-Porcelain-Ceramics%2F39280-Finesse-All-Ceramic%>
8. <http://www.ivoclarvivadent.com.mx/es-mx/productcategories/ips-emax-system-tecnico-dental/>.
9. <https://www.umich.edu%2F~nbumictr%2FRestorativeprocera%2Fallceram%2Fallcerambri-dge%2Freports%2Floadtofracture.html>
10. <https://www.uniquedental.in%2Fvita-alumina.html>
11. <https://www.odontoblogia.com.br%2Fin-ceram-ceramica-sem-metal>
12. <https://www.halldentalstudio.co.uk%2Fproducts%2Fpremier-smile-design>
13. <https://www.sirona.com%2Fes%2Fproductos%2Fodontologia-digital>
14. <https://www.descubrirquimica.wordpress.com%2Fel-zircornio>
15. <https://www.wikipedia.org%Dixido de zirconio>
16. <https://www.es.made-in china.com%2Fco unionpigment>

17. <https://www.wikipedia.org/wiki/Filtro>
18. Panadero A. "Estudio Comparativo In Vitro Del Comportamiento de las Cerámicas de Recubrimiento Según el Núcleo: Óxido de Zirconio Y Metal. [Tesis Doctoral]. Univ Valenc, Esp. 2012.
19. <https://www.scielo.isciii.es/scielo.php?pid=3DS1138->
20. <https://www.traumazamora.org/Farticulos/Fraccion/Fraccion.html>
21. <http://www.vita-zahnfabrik.com>.
22. <http://www.dentsply.com/en-us/catalog.dir.html/Prosthetics/CAD-CAM/Materials/Zirconia/c/1000796.html>
23. <http://www.nobelbiocare.com>.
24. [http://www.solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es\\_MX/3MESPE\\_LA/dental-professionals/](http://www.solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es_MX/3MESPE_LA/dental-professionals/).
25. Dirk A. Ocho años de experiencia con el sistema de fresado DCS. Quintessence Técnica, 2001-Vol.12-Nº3.
26. <http://www.zirkonzahn.com/es/zirconia-prettau>.
27. <http://www.hintels.com/en/index.php>
28. <http://www.kuraraynoritake.com/products/dental-porcelain-and-laboratory-related-materials/>
29. <http://www.wieland-dental.de/>
30. [http://www.gceurope.com/products/lab\\_metal\\_free\\_restoration.php](http://www.gceurope.com/products/lab_metal_free_restoration.php)
31. <https://www.scielo.org.co/scielo.php>
32. <https://www.dentalproductsreport.com/Farticle/Ffeatured-brand-ivoclar-vivadent&ei=>
33. <http://www.lmtmag.com/Veneers|theBRIDGE>
34. <http://heraeus-kulzer.com.mx/es/products/laboratorio/cermica/ceramica.aspx>
35. Scientific Documentation IPS E.Max® ZirPress. Ivoclar Vivadent AG Research and Development Scientific Services Bendererstrasse, © Ivoclar Vivadent AG, June 2009.
36. <https://www.openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php>
37. <https://www.yelp.com/Fbiz/Fexquisite-dentistry-los-angeles-2&ei=>
38. <https://www.dentaleconomics.com/Farticles/Fprint/Fask-dr-christensen.html&ei=>
39. <https://www.solutions.3mdeutschland.portal/DentalManufacturers/FProducts>