

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

FACTORES QUE MODIFICAN LA RESISTENCIA FLEXURAL  
DE LOS SISTEMAS COMPLETAMENTE CERÁMICOS

Trabajo especial de grado presentado ante la ilustre Universidad Central de Venezuela por la Odontóloga Ambar Desirée Pagani García para optar al título de Especialista en Prosthodontia.

Caracas, mayo de 2007

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

FACTORES QUE MODIFICAN LA RESISTENCIA FLEXURAL  
DE LOS SISTEMAS COMPLETAMENTE CERÁMICOS

Autor: Ambar Desirée Pagani García

Tutor: Alfonso Maldonado Dueñas  
Od., M.S.D., Profesor Titular

Caracas, mayo de 2007



Aprobado en nombre de la  
Universidad Central de Venezuela  
por el siguiente jurado examinador:

-----  
(Coordinador) Nombre y Apellido  
C.I.

-----  
Firma

-----  
Nombre y Apellido  
C.I.

-----  
Firma

-----  
Nombre y Apellido  
C.I.

-----  
Firma

Observaciones: \_\_\_\_\_

-----

-----

Caracas, mayo de 2007

## DEDICATORIA

A mis padres:

Mi inspiración, mi apoyo, mi todo

## **AGRADECIMIENTOS**

Al Prof. Alfonso Maldonado, mi tutor, maestro, colega y gran amigo, por su inagotable apoyo, tiempo y dedicación. Gracias por permitirme el privilegio de trabajar juntos y haber compartido conmigo una pequeña parte de su extenso conocimiento... ha sido un verdadero placer.

Al Prof. Castor N. Velázquez, mi querido maestro, fuente de infinito aprendizaje, mil gracias por su cariño, sus consejos, su ejemplo de constancia y excelencia, y su colaboración fundamental en mi formación como especialista y la realización de mi trabajo de grado.

Al Prof. Ramiro Bastidas, mi coordinador de postgrado, porque gracias a su calma inquebrantable, paciencia y respaldo incondicional durante estos años, logré cumplir mis objetivos a pesar de los obstáculos en el camino.

A mi familia: Mami, Papi, Jose, Andrea, Belinda y Miruskia, por acompañarme, ayudarme y consentirme en todo momento.

A mis compañeros y amigos Valen, Carlos y Airam. Alba: gracias por tu apoyo y amistad incondicional. Claudio: gracias por hacer de los momentos más pesados una ocasión divertida.

A la Lic. Dora Saldivia, mi tutora metodológica, gracias a su colaboración logramos la meta a tiempo.

A Raúl Doejo, quien contribuyó con este trabajo compartiendo su experiencia, su tiempo y sus fuentes.

Por último, el agradecimiento más profundo a Dios, por guiar siempre mis manos, mis acciones y mi mente.

## LISTA DE CONTENIDOS

	<u>Página</u>
Dedicatoria.....	iv
Agradecimientos.....	v
Lista de Figuras.....	x
Resumen.....	xiv
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1. CERÁMICAS DENTALES.....	3
1.1. Propiedades generales de la cerámica.....	8
1.2. Tipos de cerámica empleadas para restauraciones totalmente cerámicas.....	12
1.2.1. Cerámicas feldespáticas.....	13
1.2.2. Cerámicas feldespáticas ricas en leucita.....	14
1.2.3. Cerámicas de baja fusión.....	21
1.2.4. Cerámicas aluminosas, a base de óxido de aluminio o alúmina.....	22
1.2.5. Cerámicas a base de óxido de zirconio, zirconia o Y-TZP.....	24
1.2.6. Cerámicas para troquelado o fresado .....	29

1.3. Sistemas completamente cerámicos disponibles en Venezuela.....	29
1.3.1. IPS Empress® e IPS Empress2®.....	31
1.3.2. In-Ceram®.....	38
1.3.3. Cerec 1,2 y 3 y Cerec InLab®.....	43
1.3.4. Procera AllCeram®.....	50
2. LA RESISTENCIA FLEXURAL.....	54
2.1. Concepto.....	54
2.2. Importancia.....	56
2.3. Tipos de pruebas para medir la resistencia flexural.....	58
2.4. Valores de resistencia flexural de los sistemas completamente cerámicos.....	65
3. FACTORES QUE MODIFICAN LA RESISTENCIA FLEXURAL DE LA CERÁMICA.....	73
3.1. Tratamientos superficiales térmicos y mecánicos.....	73
3.1.1. Autoglaseado.....	74
3.1.2. Glaseado.....	82
3.1.3. Arenado.....	88
3.1.4. Pulido.....	100
3.1.5. Desgaste o tallado.....	107
3.2. Temperatura.....	121

3.3. Cementado de la restauración final.....	129
3.4. Características del revestido o recubrimiento...	141
3.5. Características inherentes al material.....	156
3.5.1. Rugosidad superficial.....	156
3.5.2. Variables dependientes del sistema cerámico.....	163
3.5.3. Color de la cerámica.....	168
3.6. Tipo de prueba realizada.....	170
3.7. Envejecimiento.....	175
III. CONCLUSIONES.....	182
IV. RECOMENDACIONES.....	188
V. REFERENCIAS .....	190

## LISTA DE FIGURAS

	<u>Página</u>
Figura 1. Diagrama de un silicato.....	5
Figura 2. Reticulado espacial tetragonal y cúbico.....	17
Figura 3. Representación esquemática de la naturaleza anisotrópica de la transformación de la leucita.....	18
Figura 4. Trayecto de propagación de grietas.....	23
Figura 5. Reticulado espacial tetragonal y Monoclínico.....	27
Figura 6. Corte transversal de una corona cementada realizada en IPS Empress® .....	37
Figura 7. Corte transversal de una corona cementada realizada en In-Ceram® .....	43
Figura 8. Preparación dentaria con retracción gingival lista para ser escaneada .....	47

Figura 9. Apariencia virtual del troquel.....	48
Figura 10. Diseño de la restauración asistido por el computador .....	48
Figura 11. Registro de mordida inicial para determinar la localización de fosas y cúspides.....	48
Figura 12. Diseño de la cara oclusal asistido por el computador en base al registro de mordida.....	49
Figura 13. Restauración final obtenida por torneado guiado por el computador.....	49
Figura 14. Representación esquemática de una prueba de resistencia flexural de tres puntos.....	59
Figura 15. Representación esquemática de una prueba de resistencia flexural de tres puntos.....	60

Figura 16. Representación esquemática de una prueba de resistencia flexural biaxial tipo pistón sobre anillo.....	62
Figura 17. Representación esquemática de una prueba de resistencia flexural biaxial tipo bola sobre anillo.....	64
Figura 18. Valores de resistencia flexural de los principales sistemas completamente cerámicos.....	72
Figura 19. Resistencia flexural de cerámica de revestimiento y de núcleo en función de los tratamientos superficiales.....	85
Figura 20. Resistencia flexural de porcelana IPS Dentin <sup>®</sup> en función de la temperatura.....	123
Figura 21. Representación esquemática de la variación de la resistencia en función de la temperatura empleada para eliminar las tensiones residuales.....	127

Figura 22. Propagación de grietas en una barra cerámica.....	131
Figura 23. La influencia del tipo de cemento y consistencia en la resistencia flexural de la porcelana aluminosa de núcleo.....	139
Figura 24. Configuración y diseño de las barras de estudio.....	145
Figura 25. Formas de unión de las barras de Cerec® 2.....	154

## RESUMEN

La resistencia flexural es una propiedad mecánica que refleja en forma colectiva y simultánea la resistencia traccional, compresiva y al desgarro. Es la propiedad más analizada para los materiales cerámicos debido a la alta susceptibilidad a la fractura que ellos presentan. La elaboración de una restauración completamente cerámica se realiza a través de numerosos pasos que involucran tratamientos mecánicos y térmicos. Estos tienen una influencia sobre la resistencia flexural de las cerámicas. Adicionalmente, otras variables como son la configuración y diseño de la restauración, el procedimiento de cementado, y los cambios que ocurren durante el envejecimiento de la restauración, pueden modificar esta propiedad mecánica en las restauraciones totalmente cerámicas. Es de gran importancia conocer las variables que influyen en la resistencia flexural, y aplicar estos conocimientos en la práctica clínica, para optimizar el rendimiento de las restauraciones cerámicas una vez en función.

## **I. INTRODUCCIÓN**

Las tensiones generadas en el sector posterior de la cavidad bucal son variables que se analizan en el desarrollo y evolución de los materiales restauradores. En el campo de las cerámicas dentales, lo anterior es de vital importancia debido a la naturaleza frágil que ellas presentan. La resistencia flexural es una de las propiedades más importantes al evaluar estos materiales, debido a que ella es indicativa de la capacidad del material de soportar las fuerzas funcionales.

Hoy en día existen sistemas totalmente cerámicos que presentan valores adecuados de resistencia flexural para ser empleados en restauraciones del sector posterior. Sin embargo, la resistencia flexural no puede ser considerada una propiedad intrínseca de la cerámica debido a que es afectada por muchos factores externos: clínicos, de laboratorio y de las condiciones experimentales.

Es imperativo conocer que procedimientos clínicos y de laboratorio modifican dicha propiedad y como deben ser realizados para no provocar detrimento en la resistencia de dichas restauraciones. Al manejar adecuadamente estos

conocimientos, se puede mejorar el pronóstico, longevidad y comportamiento clínico de las restauraciones completamente cerámicas.

El efecto de las condiciones experimentales sobre los valores de resistencia flexural debe ser estudiada, para poder establecer una correcta interpretación y comparación de los resultados presentados por las diversas investigaciones publicadas.

El presente trabajo monográfico tiene como objetivo principal enumerar los procedimientos clínicos, de laboratorio y experimentales que afectan la resistencia flexural de las restauraciones realizadas con los diferentes sistemas totalmente cerámicos disponibles en Venezuela, describir sus consecuencias y a su vez explicar como deben realizarse para evitar derivaciones negativas sobre la resistencia flexural y comportamiento clínico de dichas restauraciones.

## **II. REVISIÓN DE LA LITERATURA**

### **1. CERÁMICAS DENTALES**

La Academia de Prosthodontia en la octava edición del glosario de términos prostodónticos <sup>(1)</sup>, establece que una cerámica es “aquel producto cuya manufactura se realiza esencialmente a partir de un mineral no metálico por cocción a altas temperaturas”. El término “cerámicas” lo define como “compuestos de uno o más metales con un elemento no metálico, generalmente el oxígeno. Son formadas por sustancias químicas y bioquímicas estables que son fuertes, duras, frágiles y aislantes de energía térmica y eléctrica.”

Para Anusavice <sup>(2)</sup>, las cerámicas son compuestos de oxígeno con metales livianos o metaloides unidos por uniones iónicas y/o covalentes, que combinan propiedades de materiales metálicos con propiedades de materiales no metálicos, sin embargo su naturaleza es generalmente no metálica. Especifica que las cerámicas dentales son “estructuras no metálicas e inorgánicas que contienen primariamente compuestos de oxígeno con uno o más

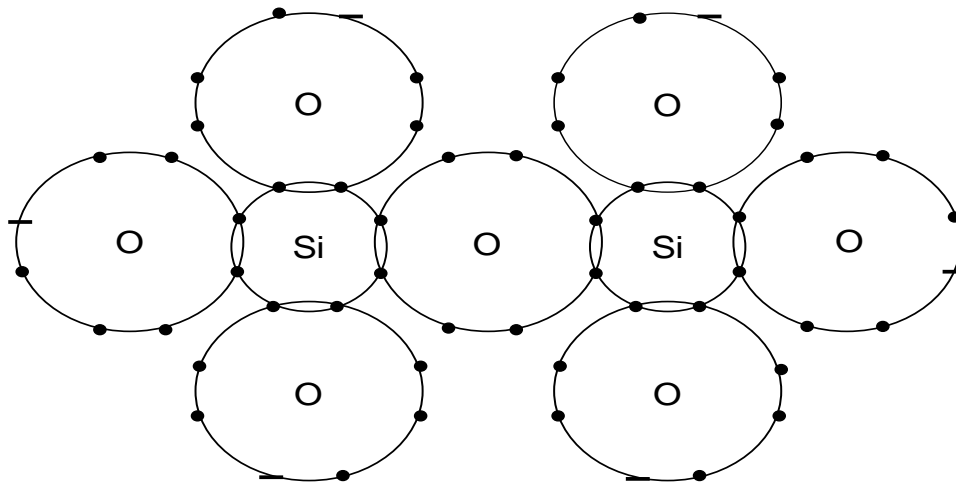
elementos metálicos o metaloides (aluminio, calcio, litio, magnesio, fósforo, potasio, silicio, sodio, titanio y zirconio).

Macchi <sup>(3)</sup> resume la definición de una cerámica dental como “un material compuesto por óxidos metálicos que es conformado y luego consolidado por medio de un tratamiento térmico a alta temperatura y en cuya estructura final se diferencian fases amorfas (vidrio) y cristalinas (cristales)”.

McLean, cita en su texto “La Ciencia y Arte de la Cerámica Dental” <sup>(4)</sup> una definición establecida por Gilman en 1967, que se basa en la etimología de la palabra cerámica, la cual proviene del término griego “keramikos” que significa “de la tierra”. Para él, la cerámica es un “material de la tierra, usualmente de tipo silicato y puede ser definido como una combinación de uno o más metales con un elemento no metálico, usualmente el oxígeno.”

La mayoría de las cerámicas dentales contienen una fase cristalina y una fase vítrea, que se basa en la estructura de la sílice, la cual se caracteriza por un tetraedro con un catión  $\text{Si}^{4+}$  localizado en su centro rodeado de aniones de  $\text{O}^-$  en sus cuatro esquinas (Ver figura 1). Esto da como

resultado una estructura con uniones iónicas y covalentes cuyos tetraedros se unen mediante la compartición de sus esquinas <sup>(2, 4)</sup>.



**Figura 1. Diagrama de un silicato.** Tetraedros de sílice compartiendo un átomo de oxígeno. (Tomado de: McLean J. The science and art of dental ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1979.)

La porcelana es un tipo específico de cerámica que se caracteriza por ser blanca y transparente <sup>(5)</sup>. Por su parte, Chu <sup>(6)</sup> la define como una cerámica fina que es “...dura, translúcida, blanca, sonora y no-porosa”, que se caracteriza

por ser hecha en una cocción única de tres componentes básicos y es empleada principalmente para utensilios para comer, dentaduras, insufladores y utensilios químicos.

La porcelana dental se obtiene al fundir feldespato, cuarzo y caolín a altas temperaturas. Se manufactura calentando los componentes cristalinos: feldespato ( $K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ ), sílice ( $SiO_2$ ), que es una forma de cuarzo y alúmina ( $Al_2O_3$ ) con fundentes de carbonato de sodio o carbonato de potasio. Esto produce que los otros ingredientes formen un vidrio no cristalino que tiene una temperatura de fusión inferior a la fase cristalina. La porcelana se somete a otra cocción con óxidos metálicos para agregar color y fluorescencia y al enfriarse, se muele para producir un polvo muy fino, que es la presentación empleada en el laboratorio.<sup>(7)</sup>

Las cerámicas vítreas son un tipo diferente de material. Ellas se asemejan en su aspecto a la porcelana, pero sus propiedades químicas y físicas son superiores. Se producen fabricando un vidrio homogéneo a altas temperaturas, el cual posteriormente se somete a un tratamiento térmico a una temperatura inferior a la cual se formó durante un

tiempo determinado. Esto produce una cristalización a partir de núcleos internos, transformando un vidrio en cerámica. El tipo de cristal que se forma, la cantidad y el tamaño varía dependiendo de la composición, tiempo y temperatura del tratamiento térmico.<sup>(6,8)</sup>

Las cerámicas vítreas fueron introducidas al uso odontológico por MacCulloch <sup>(8)</sup> y actualmente son empleadas con mucha frecuencia. Su composición puede ser de una variedad de compuestos inorgánicos u óxidos, que contienen algún agregado de un agente productor de núcleos. Estos pueden ser el óxido de titanio, óxido de zirconio u óxido fosfórico y cumplen la función de promover los núcleos de cristalización durante la formación de la cerámica.<sup>(6)</sup>

Es posible modificar las características ópticas, en especial la traslucidez de una cerámica vítrea, jugando con las variables de tiempo y temperatura del ciclo de cocción. Las características del contenido cristalino, tales como concentración y tamaño, determinarán el grado de transmisión de luz de estas cerámicas.<sup>(6)</sup>

Actualmente los diferentes sistemas para la confección de restauraciones cerámicas en odontología tienen composiciones diversas, lo que se mantiene constante es la unión de un elemento metálico y uno no metálico y la presencia de dos fases: una vítrea o amorfa y una cristalina<sup>(3,5)</sup>.

### **1.1. Propiedades Generales de la Cerámica**

Las características estructurales que hemos mencionado anteriormente, son responsables, como en cualquier sólido, de las propiedades físicas y químicas de los cuerpos cerámicos. Así, tenemos que, debido a su fragilidad y baja resistencia traccional y flexural, son cuerpos susceptibles a la fractura sin sufrir una deformación plástica. Una dureza mayor que la del esmalte humano le confiere la capacidad de desgastar la estructura dentaria antagonista. Sin embargo, sus beneficios estéticos, de biocompatibilidad y durabilidad la han mantenido como uno de los materiales restauradores mas empleados en la odontología. <sup>(5)</sup>

Las cerámicas de uso dental son generalmente rígidas, frágiles, refractarias, resistentes a la corrosión y estables químicamente en el tiempo, lo que determina su longevidad

y la estabilidad de sus propiedades ópticas. Estas propiedades generales de los cuerpos cerámicos se explican por el ordenamiento atómico de su estructura y la naturaleza de sus uniones químicas <sup>(2,3)</sup>. Las propiedades específicas de cada tipo de cerámica vienen determinadas por el control preciso del tipo y cantidad de los componentes empleados en su producción<sup>(2)</sup>. Las manipulaciones clínica y de laboratorio de una porcelana pueden modificar la resistencia de las restauraciones obtenidas <sup>(9)</sup>, motivo por el cual el odontólogo clínico y los técnicos deben conocer a la perfección las propiedades del material y como pueden alterarlas.

La cerámica tiene alta resistencia a la compresión pero escasa resistencia a la tracción, al corte y a la flexión <sup>(3,9,10)</sup>. La explicación es que la compresión tiende a acercar átomos que por naturaleza se repelen, mientras que la tracción tiende a separar átomos que por naturaleza tienden a hacerlo. Para mejorar esta característica existen tratamientos térmicos que inducen tensiones compresivas residuales en la superficie de la cerámica lo cual aumenta la cantidad de fuerza traccional necesaria para producir la ruptura <sup>(3)</sup>.

Estas últimas propiedades se ven afectadas por la cantidad de imperfecciones presentes en el ordenamiento atómico del material, conocidas como dislocaciones. Las dislocaciones, en los materiales cerámicos, no pueden propagarse sin inducir tensiones internas en el material, debido al tipo de unión química que los caracteriza: los enlaces iónicos y covalentes. Los primeros no permiten el desplazamiento de las dislocaciones porque se produciría un acercamiento de iones de igual carga, los cuales tienden a repelerse. Igualmente es muy difícil el desplazamiento de una dislocación en una unión covalente por su elevada energía interna. Esto determina que al aplicar una fuerza de magnitud suficiente para provocar la propagación de una dislocación, se generen tensiones que producen la fractura del material sin permitir una deformación permanente. Así, se explica la rigidez y fragilidad característica de los materiales cerámicos.<sup>(3)</sup>

Al ser rígidas y frágiles, las cerámicas tienen una capacidad disminuida de ser resilientes y/o tenaces, ya que son incapaces de absorber la energía de un impacto sin fracturarse <sup>(3)</sup>.

Cuando existen defectos, como grietas o poros, dentro de un material de naturaleza frágil, al aplicar fuerzas estos actúan como sitios de concentración de tensiones. Si la carga continúa, tienden a formar microgrietas que se propagan dentro de la estructura provocando la fractura del material.

La incorporación de cristales dentro de la fase vítrea de una cerámica actúa como barrera en la propagación de estas grietas, por lo que aumentan ciertas propiedades mecánicas como la resistencia flexural. El grado de incremento de la resistencia dependerá del tipo y cantidad de cristales que sean incorporados a la estructura. Es vital que el vidrio y los cristales sean compatibles entre sí. <sup>(3,5)</sup>

Otra propiedad importante y ventajosa de las cerámicas de uso dental, es que presentan un coeficiente de variación dimensional térmico similar al de la estructura dentaria, disminuyendo así la posibilidad de filtración marginal. Este está en el orden de los  $6 \text{ a } 8 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{(9)}$ , un valor cercano al coeficiente de variación dimensional térmico del esmalte dental, el cual es  $11 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ . Un punto de referencia es el coeficiente de variación dimensional térmico del polimetil

metalcrilato, con el cual se realizan las prótesis provisionales, el cual es  $81,0 \times 10^{-6}^{\circ}\text{C}$ , 7,4 veces mayor que el del esmalte. <sup>(11)</sup>

Como hemos mencionado anteriormente, las propiedades ópticas y de biocompatibilidad de la cerámica son excepcionales. La alta resistencia a la abrasión, excelente estabilidad de color e insolubilidad en los fluidos bucales son responsables de las óptimas propiedades ópticas. La cerámica es muy bien tolerada por los tejidos bucales, siendo la única excepción a esta regla cuando la superficie de la restauración final es rugosa y porosa, y por tanto produce la acumulación de placa y sus múltiples consecuencias sobre los tejidos <sup>(9)</sup>. Es por esto que las restauraciones cerámicas deben recibir tratamientos superficiales y/o térmicos que permitan obtener una superficie con mejores características.

## **1.2. Tipos de Cerámica Empleadas para Restauraciones Totalmente Cerámicas**

En la actualidad existen diferentes tipos de cerámicas para manufacturar restauraciones completamente cerámicas. Todas estas cerámicas poseen mayor resistencia que

aquellas empleadas para la técnica de porcelana sobre metal, sin embargo, los tipos de cerámicas que son suficientemente resistentes para el sector posterior siguen siendo limitadas. <sup>(12)</sup>

### **1.2.1. Cerámicas Feldespáticas**

Estas cerámicas están compuestas principalmente de un feldespato de potasio ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) y/o sodio ( $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) mezclado con sílice ( $SiO_2$ ). El fabricante utiliza el diagrama de fases que forman esos tres óxidos. En él, se selecciona las proporciones de cada uno de los óxidos a una temperatura dada, se enfría la mezcla y posteriormente se somete a una molienda. Se obtienen de esa forma polvos de diferentes tonalidades y translucidez. Estos polvos son mezclados con agua y pincelados sobre un modelo para formar una restauración cuyo calentamiento produce la sinterización de las partículas de polvo. <sup>(5)</sup>

Las porcelanas feldespáticas convencionales tienen un bajo contenido de alúmina lo cual limita sus propiedades mecánicas, su resistencia flexural no llega a 100 MPa <sup>(3)</sup>, pero permite un excelente resultado estético <sup>(3, 5)</sup>. A su vez,

estas cerámicas presentan coeficientes de variación dimensional térmico relativamente bajos <sup>(13)</sup>.

Cuando la porcelana feldespática se usa en una restauración completamente cerámica, ella recubre a una subestructura, también cerámica, pero de diferentes propiedades ópticas y mecánicas <sup>(3,5,10,14)</sup>. Su función principal es conferirle a la restauración final las características ópticas deseables, que se asemejan a la estructura dentaria natural.

### **1.2.2. Cerámicas Feldespáticas Ricas en Leucita**

La leucita es un aluminosilicato de potasio que se empleó inicialmente para equiparar los coeficientes de variación dimensional térmico de la cerámica feldespática al la de las aleaciones utilizadas, en la técnica de porcelana fundida sobre metal <sup>(13,15)</sup>. Ella cumple a cabalidad esta función debido a que la leucita presenta un coeficiente de variación dimensional térmico muy alto. Los valores para la leucita cúbica están en el orden de los 20 a 25 x 10<sup>-6</sup>/°C<sup>(16)</sup>. Actualmente, un contenido extra de leucita también se emplea como refuerzo en la estructura cerámica que mejora las propiedades mecánicas de la restauración final <sup>(3,5,15)</sup>.

Esto se logra modificando la composición y el tratamiento térmico empleado en su fabricación <sup>(3)</sup>.

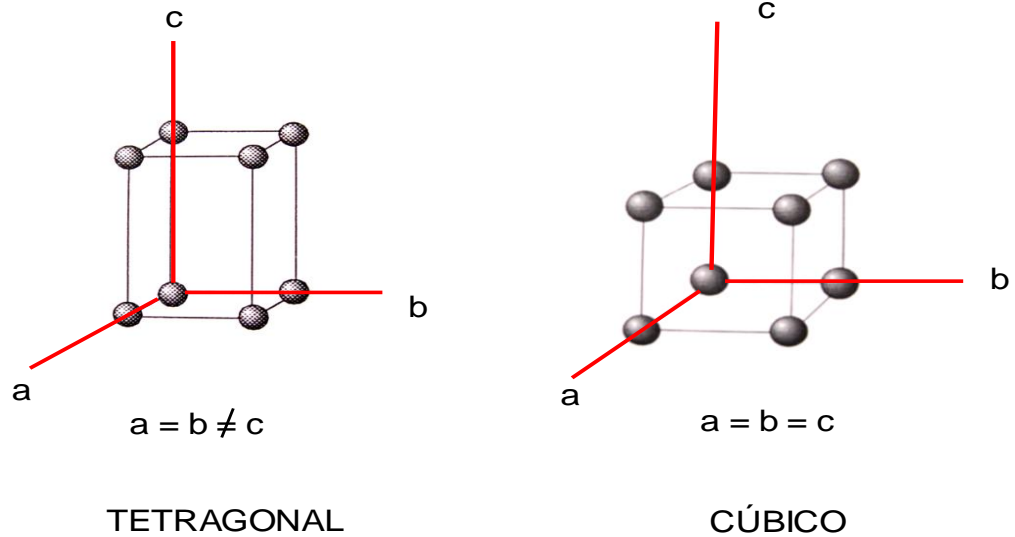
Las cerámicas reforzadas con leucita presentan una resistencia flexural más elevada lo cual permite su empleo para realizar coronas completamente cerámicas en algunos casos. El alto contenido de leucita disminuye la calidad de las propiedades ópticas por lo cual deben ser revestidas con porcelana feldespática o ser caracterizadas <sup>(3)</sup>.

La composición de la matriz vítrea, la fracción volumétrica de la leucita y la forma, tamaño y distribución de los cristales en este tipo de cerámicas deben ser estudiadas con cautela, debido a que pequeñas variaciones en estos aspectos modifican ampliamente sus propiedades mecánicas. El diámetro promedio de las partículas de leucita debe ser menor a 4  $\mu\text{m}$ , con ello se minimiza la formación de grietas internas. Se ha demostrado que inclusiones de mayor tamaño o aglomerados se asocian con un agrietamiento excesivo de la matriz. <sup>(17)</sup>

La leucita presenta dos configuraciones atómicas diferentes, que dependen de los cambios en la temperatura y afectan

las propiedades de las restauraciones realizadas con este tipo de cerámica <sup>(13,15-17)</sup>. A temperatura ambiente, la leucita presenta un reticulado espacial tetragonal, conformado por tetraedros de sílice que comparten sus esquinas para formar anillos de seis y cuatro tetraedros. En el centro se ubican los iones de potasio, que tienen un tamaño pequeño, y por tanto, forman un canal que está parcialmente vacío. Estos espacios provocan un colapso parcial y un enroscamiento de los tetraedros que están a su alrededor. <sup>(13)</sup>

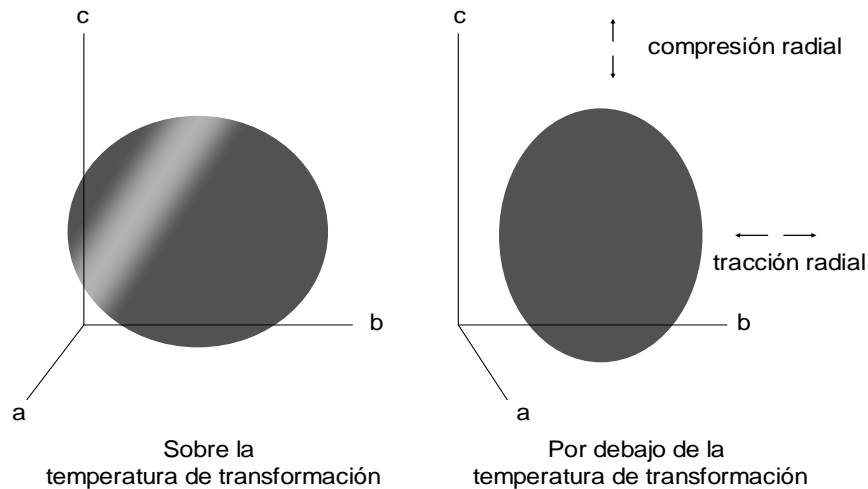
A temperaturas superiores a los 400°C <sup>(15)</sup>, la leucita, experimenta un cambio en su reticulado tetragonal: los anillos de tetraedros se desenroscan lentamente, hasta transformarse por completo en una leucita con un reticulado espacial cúbico. (Ver figura 2) La transformación completa a leucita cúbica culmina a los 625°C <sup>(13)</sup>.



**Figura 2. Reticulado espacial tetragonal y cúbico.** El cristal de leucita pasa de tetragonal a cúbico bajo estímulos térmicos, provocando un aumento de su volumen. (Tomado de: Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. 11ªed. USA: Saunders; 2003.)

Esta conversión provoca una expansión del 1.2% de la celda unitaria, que se expande en un eje y se contrae en otro, produciendo una característica anisotrópica en la leucita (ver figura 3) <sup>(15,16)</sup>. Este cambio volumétrico del cristal está asociado a cambios en el coeficiente de variación dimensional térmico de la cerámica <sup>(15)</sup>, siendo menor el de la leucita cúbica en comparación con la el de la leucita tetragonal. Al enfriarse, los cristales se contraen,

provocando tensiones y grietas en la matriz circundante.<sup>(15,16)</sup>



**Figura 3. Representación esquemática de la naturaleza anisotrópica de la transformación de la leucita.** Si un cristal de leucita fuese esférico y se enfriara por debajo de la temperatura de transición, presentaría una expansión en el eje c y una contracción en el eje a. La magnitud ha sido exagerada en la figura. Las flechas representan las tensiones generadas sobre la matriz vítrea que rodea el cristal. (Tomado de: Preston J. Editor. Perspectives in Dental Ceramics. Chicago:Quintessence Publishing Co.; 1988.)

El enroscamiento de la leucita tetragonal y la presencia de tensiones compresivas tangenciales alrededor de sus cristales son factores determinantes en la resistencia a la fractura de estos materiales. Se ha demostrado que la leucita cúbica no muestra el mismo grado de tensiones

residuales tangenciales que la forma tetragonal, y por tanto el reforzamiento de la cerámica es inferior <sup>(15,17)</sup>. De hecho, porcelanas modificadas para estabilizar la leucita cúbica a temperatura ambiente, muestran valores de resistencia flexural menores que las porcelanas reforzadas con leucita tetragonal. Es evidente que las tensiones tangenciales compresivas que están presentes en los cristales de leucita tetragonal son responsables en gran parte del reforzamiento de la cerámica feldespática <sup>(15)</sup>.

Los cambios en la fracción volumétrica de la leucita pueden ocurrir durante los ciclos de cocción de la porcelana y en consecuencia contribuir al aumento de la densidad de microgrietas internas <sup>(17)</sup>. Esto se debe en parte a que los cristales de leucita presentan discrepancia en el coeficiente de variación dimensional térmico con respecto a la matriz vítrea que los rodea, unido a la contracción que sufre la leucita internamente. Mientras más se contraen los cristales al enfriarse, mayor el número de grietas que pueden generarse. <sup>(13)</sup>

En función de disminuir la contracción sufrida por los cristales en una porcelana feldespática reforzada con

leucita, se han sustituido los iones de potasio por iones de mayor tamaño, que impidan el colapso y la torsión de la microestructura del cristal. Así, han surgido leucitas modificadas, como lo son la leucita de cesio, que es cúbica a temperatura ambiente, y la leucita de rubidio que es tetragonal solo hasta los 310°C. <sup>(13)</sup>

La cerámica feldespática reforzada con leucita modificada con rubidio presenta una mayor resistencia flexural que la reforzada con la leucita con iones de potasio. Por ser el ión de rubidio de mayor tamaño que el de potasio, la contracción del cristal de esta cerámica también es menor al ser enfriada, es decir, su coeficiente de variación dimensional térmico es menor. Esto permite el uso de este tipo de porcelana reforzada con leucita como subestructuras, ya que se nivelan sus coeficientes de variación dimensional térmico con la porcelana feldespática empleada para revestirla. <sup>(13)</sup>

Ciertos sistemas para restauraciones completamente cerámicas tales como el IPS Empress® y el Optec HSP® emplean este tipo de porcelana <sup>(5)</sup>. En Venezuela no está

disponible el sistema Optec HSP<sup>®</sup>, por lo que solo nos referiremos al sistema IPS Empress<sup>®</sup>.

### **1.2.3. Cerámicas de Baja Fusión**

Estas cerámicas sinterizan a temperaturas inferiores a las demás, lo cual se debe a un contenido de leucita disminuido o inexistente y/o la presencia de cristales de leucita más finos<sup>(5)</sup>. En 1956, se hizo necesario el empleo de estas cerámicas debido al surgimiento de las restauraciones de porcelana fundida sobre metal<sup>(16)</sup>.

Las porcelanas de baja fusión pueden ser empleadas para carillas, restauraciones intracoronales y restauraciones con protección cuspídea por sí solas o como material de revestimiento de cerámicas más resistentes para otro tipo de restauraciones<sup>(5)</sup>. Ellas son compatibles con las cerámicas feldespáticas ricas en leucita, por lo cual pueden ser laminadas sobre ellas para mejorar el aspecto estético<sup>(18)</sup>. Las marcas comerciales más frecuentes son Procera AllCeram<sup>®</sup>, Finesse<sup>®</sup> y Duceram LFC<sup>®</sup><sup>(5)</sup>.

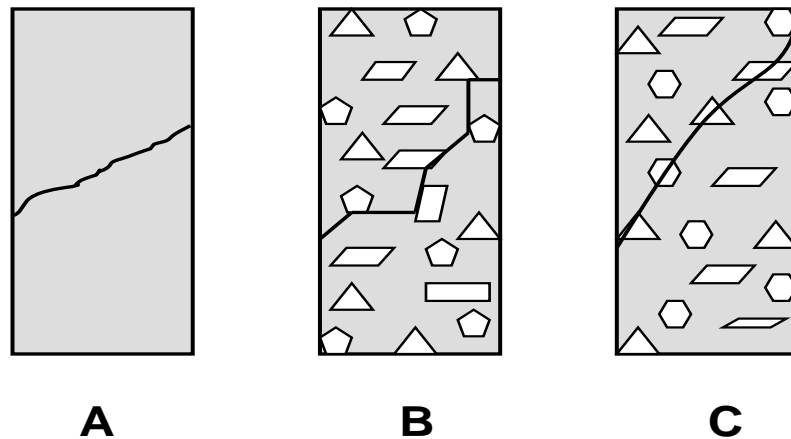
Los modificadores, glaseadores y tintes son también cerámicas de baja fusión. Los modificadores son vidrios que

contienen mayor cantidad de óxidos colorantes que las porcelanas de cuerpo. La concentración de estos óxidos no es suficiente como para alterar el coeficiente de expansión térmico, por lo tanto pueden ser mezcladas con las porcelanas de cuerpo para producir caracterizaciones internas en la cerámica. Los glaseadores y tintes son otra modificación que presentan mayor fluidez y una temperatura de fusión aún menor. Tienen una pequeña diferencia de coeficiente de expansión térmico con respecto a la porcelana de cuerpo, pero esto es insignificante debido a que se aplican en capas muy delgadas. <sup>(6)</sup>

#### **1.2.4. Cerámicas Aluminosas, a Base de Óxido de Aluminio o Alúmina**

Las cerámicas aluminosas presentan una fina dispersión de partículas de alúmina de tamaño aproximado entre los 10-15  $\mu\text{m}$ , en una concentración en peso del 40-50% para aumentar la resistencia de la porcelana. Las partículas de alúmina actúan de manera distinta a los demás rellenos en cuanto a la manera en que evitan la propagación de grietas. Comúnmente las grietas se propagan a través de la matriz de menor resistencia. Los rellenos no aluminosos interfieren con la grietas, produciendo un cambio en su dirección, pero

siguen creciendo a través de la matriz. La alúmina no produce ese desvío, sino que obliga a la grieta a atravesar la partícula. Debido a que la alúmina es un material de alta dureza, se necesitan cargas mayores para poder atravesar las partículas, otorgándole así mayor resistencia a la cerámica. (Ver figura 4) <sup>(9)</sup>



**Figura 4. Trayecto de propagación de grietas en: A) cerámica sin relleno B) cerámica con refuerzo no aluminoso C) cerámica reforzada con partículas de alúmina. (Tomado de: Williams D, Cunningham J. Materiales en la Odontología Clínica. Buenos Aires: Editorial Mundi S.A.I.C.yF.; 1982.)**

Otra ventaja del relleno aluminoso es que su coeficiente de variación dimensional térmico es igual al de la interfase o matriz que lo envuelve. Esto produce una matriz

relativamente libre de tensiones que es más resistente a la ruptura. <sup>(9)</sup>

El agregado de alúmina disminuye la traslucidez de la cerámica, produciendo un detrimento de sus cualidades ópticas. Es por este motivo que la cerámica a base de alúmina es empleada como núcleo o subestructura y luego revestida con porcelana feldespática. <sup>(9)</sup>

#### **1.2.5. Cerámicas a Base de Óxido de Zirconio, Zirconia o Y-TZP**

El óxido de zirconio tetragonal estabilizado con Itrio, conocida como Y-TZP (yttrium stabilized tetragonal zirconium polycrystals), es la cerámica de color blanquecino que posee mayores valores de resistencia mecánica. <sup>(12,19)</sup>. White y cols. (2005), citando a Stevens y a Kosmac, establecen que la zirconia tiene ventajas potenciales sobre la alúmina, siendo las más notables una mayor resistencia, un menor módulo elástico y la propiedad de reforzamiento por transformación <sup>(14)</sup>. Hay múltiples estudios que demuestran que es mucho más resistente que cualquier otra cerámica para uso dental <sup>(19)</sup>.

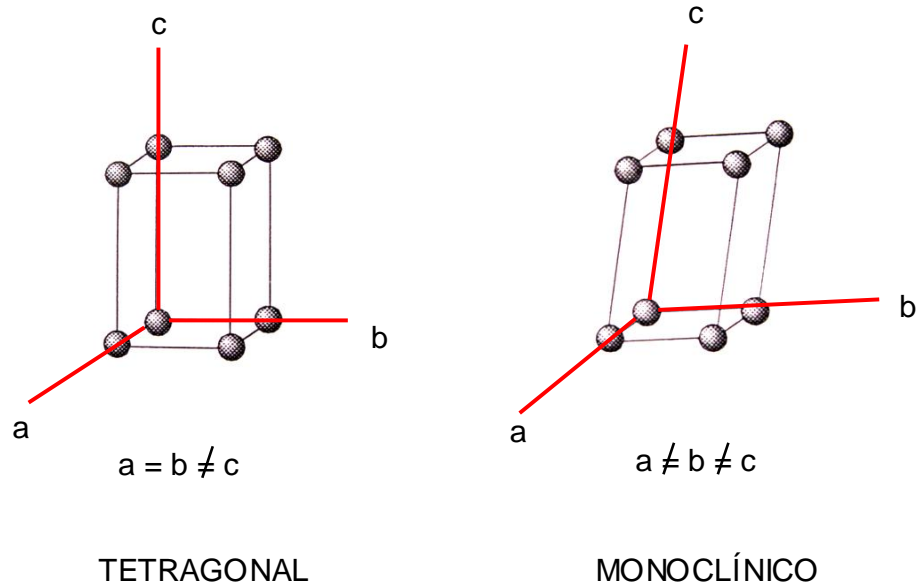
La zirconia pura existe en tres fases o reticulados espaciales: monoclinico, tetragonal y cúbico <sup>(20,21)</sup>. Piconi, citado por Papanagiotou <sup>(22)</sup>, explica que la fase monoclinica es estable sólo a bajas temperaturas: desde la temperatura ambiente, hasta los 1170°C aproximadamente. Al sobrepasar esa temperatura, la zirconia pasa a la fase intermedia tetragonal, y permanece así hasta los 2370°C, donde se transforma a cúbica, siendo este reticulado estable únicamente a temperaturas muy elevadas. Durante el enfriamiento después de la sinterización, la zirconia pura sufre una transformación en el reticulado espacial de una fase tetragonal a una fase monoclinica, (ver figura 5), lo que resulta en la formación de grietas internas y una expansión volumétrica, que puede producir la fractura del material a temperatura ambiente. Esta característica hace que la zirconia pura no sea un material útil en odontología <sup>(2)</sup>.

Esta transformación puede suprimirse parcial o totalmente mediante la adición de óxidos de magnesio, calcio, cerio e itrio entre otros <sup>(2,21)</sup>. Al agregar estos óxidos metálicos, el reticulado tetragonal de la zirconia puede mantenerse estable a temperatura ambiente cuando normalmente es estable sólo a altas temperaturas <sup>(23)</sup>. Es así como surge la

zirconia estabilizada con itrio como uno de los materiales cerámicos más recientes en odontología<sup>(2)</sup>.

Richerson, citado por Ardlin <sup>(19)</sup> explica que la zirconia estabilizada con itrio es un tipo de cerámica constituida principalmente por partículas muy finas de  $ZrO_2$  (óxido de zirconio o zirconia) y  $Y_2O_3$  (trióxido de itrio), que al ser sinterizadas forman una estructura parcialmente estable a temperatura ambiente.

*El fenómeno conocido como reforzamiento por transformación ocurre en la zirconia cuando sus cristales que normalmente son tetragonales, se reorganizan en forma monoclinica al ser estresados mecánicamente a nivel de una microgrieta interna. La forma monoclinica se caracteriza por ser más voluminosa (ver figura 5), lo cual produce una expansión volumétrica de un 1 a 5%, y como consecuencia el cierre de las grietas internas; por lo tanto un reforzamiento de la estructura <sup>(12, 14,19,21,22)</sup>.*



**Figura 5. Reticulado espacial tetragonal y monoclinico.** Bajo estímulos mecánicos y/o térmicos, la zirconia pasa de tetragonal a monoclinico, aumentando el volumen del cristal. (Tomado de: Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. 11ªed. USA: Saunders; 2003.)

Estas transformaciones se han registrado en las estructuras luego de ser sometidas a carga, al envejecer y por cambios de temperaturas. Aún cuando cierto grado de transformación es beneficioso y resulta en reforzamiento, es importante saber que transformaciones extensas degradan la cerámica y pueden resultar en una disminución de la resistencia de la misma <sup>(19)</sup>. Este fenómeno funciona por lo general para

grietas de varios milímetros de longitud, lo cual puede no beneficiar a ciertas prótesis dentales de menor tamaño<sup>(14)</sup>.

Es importante tomar en cuenta que ciertos procedimientos clínicos y de laboratorio, tales como el arenado y tallado de la cerámica pueden ser desencadenantes de la transformación de tetragonal a monoclinica. A su vez, procedimientos que implican un aumento de temperatura pueden revertir esta transformación y hacer que la fase monoclinica vuelva total o parcialmente a un reticulado tetragonal <sup>(23)</sup>. El efecto de estos procedimientos sobre el reticulado de la zirconia se analizará con detalle en el punto 3.1.

Una de las desventajas de la zirconia es su opacidad y falta de estética, por lo cual su uso se limita a la elaboración de subestructuras de las restauraciones de cerámica que luego deben ser revestidas con porcelana feldespática para cumplir con los requerimientos estéticos <sup>(14)</sup>. La zirconia sólo puede ser maquinada o fresada con herramientas fuertes y resistentes a la abrasión para obtener las restauraciones deseadas <sup>(12)</sup>.

### **1.2.6. Cerámicas para Troquelado o Fresado**

Estas son cerámicas que pueden ser torneadas sin fracturarse debido a la regulación del tamaño de la fase cristalina. Se presentan en forma de bloques de distintos tamaños y tonalidades para ser seleccionados dependiendo de la restauración que se desee obtener <sup>(3)</sup>. Estos bloques pueden realizarse de diferentes tipos de cerámica (aluminosa, zirconia, feldespática, feldespática reforzada con leucita).

Los bloques se producen al someter a alta presión y temperatura un polvo de óxido de aluminio o una mezcla de éste con partículas de óxido de zirconio, hasta obtener una microestructura porosa. El número de macroporos que se obtienen con esta técnica es menor que la cantidad obtenida por infiltración y además la microestructura de poros abiertos es más homogénea. Esto aumenta la resistencia flexural del material <sup>(24)</sup>.

### **1.3. Sistemas Completamente Cerámicos Disponibles en Venezuela**

En sus inicios, las restauraciones completamente cerámicas, presentaron muchas limitaciones, sobre todo desde el punto

de vista de propiedades mecánicas y técnicas de fabricación, lo cual se evidenciaba por un comportamiento clínico impredecible. El desarrollo de las cerámicas feldespáticas se tradujo en la clínica con la aparición de la corona funda de porcelana o tipo “jacket”. Investigaciones posteriores se basaron en el desarrollo de materiales más resistentes, lo cual llevó al empleo de sistemas a base de cerámicas vítreas coladas con la técnica de la cera perdida como Dicor<sup>®</sup> (Dentply Internacional Inc., York, Pa.) y Cerapearl<sup>®</sup> (Kyocera, Tokio, Japon); cerámica sin contracción, conocida como “shrink-free ceramics” (Sistema Cerestore<sup>®</sup> Johnson & Johnson, East Windsor, N.J.); y materiales de estructura de alta expansión y resistencia a base de magnesia. <sup>(8,16)</sup>

En la actualidad se han desarrollado varios sistemas para realizar restauraciones completamente cerámicas, que ofrecen una gama de opciones, desde el punto de vista mecánico y estético. Es importante conocer las propiedades mecánicas y ópticas, el tipo de cerámica que emplea y las indicaciones de cada uno de estos sistemas para poder hacer una selección adecuada para cada caso clínico. Los principales sistemas disponibles en Venezuela son: IPS

Empress<sup>®</sup> (Ivoclar North America, Amherst, NJ, EU), IPS Empress 2<sup>®</sup> (Ivoclar North America, Amherst, NJ, EU), In-Ceram Alumina<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania), In-Ceram Spinell<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania), In-Ceram Zirconia<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania), Procera All-Ceram<sup>®</sup> (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, EU) y Cerec<sup>®</sup> (Siemens, Bensheim, Alemania).

#### **1.3.1. IPS Empress<sup>®</sup> e IPS Empress2<sup>®</sup> (Ivoclar North America, Amherst, NJ, EU)**

Holand, citado por Pagniano <sup>(25)</sup>, explica que IPS Empress<sup>®</sup> e IPS Empress2<sup>®</sup> son dos sistemas completamente cerámicos de diferente composición química, cristalinidad, resistencia y opacidad.

IPS Empress<sup>®</sup> emplea una cerámica vítrea reforzada con leucita, cuyo contenido cristalino en volumen es aproximadamente 35%. El contenido cristalino está limitado para proveer una mejoría de la resistencia con respecto a las porcelanas feldespáticas sin cambiar la traslucidez hasta un punto donde se vea afectado el aspecto estético.

El sistema IPS Empress® emplea la técnica de la cera perdida. Lingotes de cerámica vítrea son calentados hasta ablandarse (1180°C) e inyectados en un molde refractario o “cámara de inyección”. La inyección se realiza a altas temperaturas y tiene la finalidad de producir la subestructura cerámica, que debe tener un espesor mínimo de 0,8 mm. El color final de la restauración debe obtenerse por caracterización o revestimiento con una cerámica con mejores propiedades ópticas (2,3, 5, 26).

Este sistema se caracteriza por tener una resistencia flexural moderadamente alta, excelente adaptado y excelentes resultados ópticos. Sus desventajas son su susceptibilidad a la fractura en el sector posterior y la necesidad de emplear un cemento resinoso para lograr una unión micromecánica con la estructura dentaria (2).

Los primeros estudios de longevidad de este sistema fueron publicados por Lehner, Studer y Sjogren en el año 1998, quienes observaron restauraciones por periodos desde 5 a 7 años, y obtuvieron una tasa de supervivencia de 85 a 89.2% para IPS Empress®. (12)

El IPS Empress 2<sup>®</sup> fue introducido en el año 1999 <sup>(27)</sup> con los siguientes objetivos:

- Fabricar coronas para el sector anterior y posterior y prótesis fijas de tres unidades para el sector anterior
- Aumentar la resistencia flexural y tenacidad
- Lograr una translucidez parecida a la estructura dentaria
- Aplicar la técnica de laminado con cerámicas de revestimiento

Al igual que con el sistema IPS Empress<sup>®</sup> original a base de porcelana reforzada con leucita, el IPS Empress2<sup>®</sup> emplea la técnica de la cera perdida e inyección bajo presión, pero con diferencias en su química y estructura cristalina <sup>(28)</sup>. La temperatura a la cual se realiza la inyección también es diferente, siendo de 920°C para este sistema <sup>(26)</sup>.

En este sistema se combina el uso de dos tipos de cerámica ya que una es empleada como núcleo y la otra como revestimiento. El material de núcleo es una cerámica vítrea con cristales de disilicato de litio y ortofosfato de litio <sup>(2,5)</sup>

que tiene un valor de cristalinidad de aproximadamente 75% en volumen <sup>(25)</sup>. Este aumento en el volumen de la fase cristalina hace que el sistema IPS Empress 2<sup>®</sup> sea más resistente que el IPS Empress original <sup>(5,12,27,28)</sup>.

Los cristales de disilicato de litio presentan una forma elongada, de un tamaño promedio entre 0,5 y 5  $\mu\text{m}$ , y presentan una unión homogénea con la fase vítrea, lo cual contribuye a una excelente resistencia y tenacidad del material. La forma homogénea y entrelazada de los cristales produce el bloqueo de la propagación de grietas a través de procesos de absorción de energía. Al compararla con las cerámicas vítreas con litio empleadas con anterioridad, la cerámica empleada por este sistema exhibe propiedades químicas superiores y mayor translucidez <sup>(27,28)</sup>.

La cerámica usada para el revestimiento es una cerámica vítrea con una dispersión muy fina de cristales de apatita <sup>(2,5,27)</sup>. Estos producen la dispersión de la luz de una manera semejante a como lo hace el esmalte, además, le confieren adecuada translucidez y brillo. Esta porcelana puede usarse con la cerámica de núcleo de IPS Empress 2<sup>®</sup> debido a que presenta un coeficiente de variación

dimensional térmico similar, mas no es compatible con la cerámica de núcleo de IPS Empress<sup>®</sup>, ya que su coeficiente de variación dimensional térmico es mucho mayor <sup>(2,27)</sup>. Ella es sinterizada a 800°C sobre la cerámica de disilicato de litio de subestructura para conferir las propiedades estéticas <sup>(27)</sup>.

Las diferencias de la cerámica de núcleo o subestructura de ambos sistemas son dignas de resaltar. IPS Empress 2<sup>®</sup> presenta una concentración de 70% de cristales de disilicato de litio, en comparación con una concentración de 35% en volumen de cristales de leucita en el IPS Empress<sup>®</sup>. La diferencia de la microestructura entre ambos sistemas resulta en una ligera disminución de la translucidez del Empress 2<sup>®</sup> con respecto al IPS Empress<sup>®</sup> <sup>(2)</sup>.

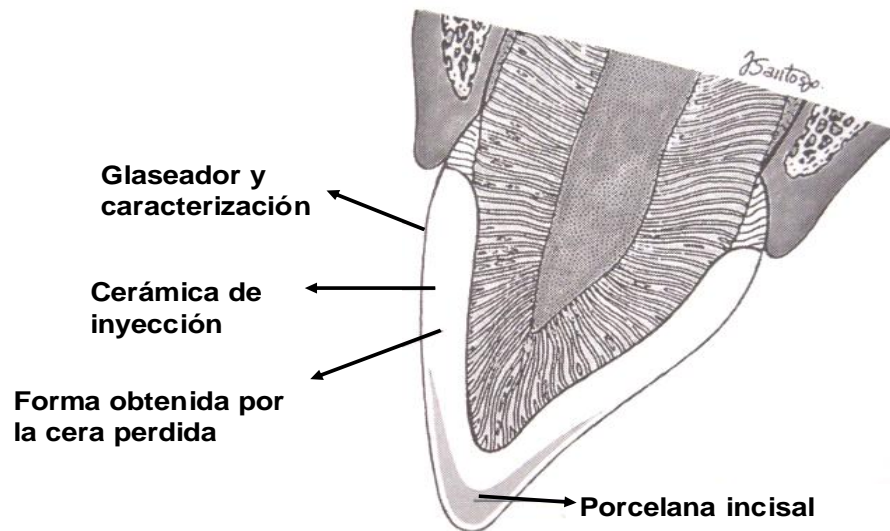
Las indicaciones de las restauraciones realizadas en IPS Empress 2<sup>®</sup> son: carillas, inlay, coronas y puentes fijos de 3 unidades en el sector anterior y coronas en el sector posterior <sup>(12,28)</sup>. Anusavice<sup>(2)</sup> resume que las restauraciones de IPS Empress<sup>®</sup> pueden ser usadas para coronas anteriores y posteriores, mientras que IPS Empress 2<sup>®</sup> puede emplearse también en premolares y para prótesis fija

en sector anterior. Estas indicaciones han sido corroboradas experimentalmente por Holand y cols.<sup>(26)</sup>, quienes establecieron que IPS Empress2<sup>®</sup> puede emplearse en puentes hasta el segundo premolar, siempre y cuando se apliquen ciertos parámetros específicos en el diseño del puente fijo. Estos parámetros son: un espesor mínimo de 0,8 mm de la cofia o material de núcleo (disilicato de litio) y la existencia de un conector con un mínimo de 16 mm<sup>2</sup> (4 x 4 mm) de área.

Fradeani y Barducci <sup>(28)</sup>, establecen que, a pesar de presentar buenas propiedades mecánicas, hay situaciones clínicas donde está contraindicado el uso de restauraciones cerámicas realizadas con IPS Empress2<sup>®</sup>. Ellas son: presencia de hábitos parafuncionales; espacio interoclusal disminuido, ya que no permite conectores de dimensiones adecuadas; reemplazo de molares y premolares; prótesis a extensión distal o mesial; y pilares con movilidad, ya que todas estas situaciones representan tensiones excesivas sobre las prótesis. Una contraindicación desde el punto de vista estético es la presencia de fuertes pigmentaciones de los muñones, ya que aunque este sistema tiene mayor capacidad de enmascarar manchas en comparación con el

IPS Empress<sup>®</sup>, no es capaz de cubrir pigmentaciones severas.

En el primer estudio realizado sobre restauraciones realizadas en IPS Empress2<sup>®</sup>, se demostró que las prótesis fijas de 3 unidades para sector anterior, con conectores de 4x4 mm soportaban cargas de 700 a 1000 Newton (N) antes de fracturarse <sup>(27)</sup>. En la figura 6 puede observarse un corte transversal de una corona realizada con IPS Empress<sup>®</sup>.



**Figura 6. Corte transversal de una corona cementada realizada en IPS Empress<sup>®</sup>.** (Tomado de: Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. 11<sup>a</sup>ed. USA: Saunders; 2003.)

### **1.3.2. In-Ceram® (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania)**

Anusavice<sup>(2)</sup> define una cerámica de infiltración como una “cerámica de núcleo mínimamente sinterizada con una estructura porosa que ha sido densificada por el flujo capilar de un vidrio líquido”. Este es el tipo de cerámica empleada por los sistemas In-Ceram®.

El sistema In-Ceram® fue creado por Saddoun<sup>(14)</sup> e introducido en el año 1989 en el Show Dental Internacional en Stuttgart<sup>(29)</sup>. Presenta tres variaciones que dependen del tipo de cerámica de núcleo empleada: In Ceram Alumina®, In Ceram Spinell® e In Ceram Zirconia®. La técnica de procesamiento en el laboratorio es la misma para los tres sistemas aunque la composición de la cerámica empleada es distinta.<sup>(14)</sup>

El troquel maestro es duplicado luego de haberle colocado un espaciador para obtener un troquel refractario poroso. Posteriormente se mezcla el polvo de alguna de las cerámicas con agua destilada y un agente dispersante. A la mezcla resultante se le conoce con el termino “slip”. Un “slip” es definido como una dispersión de partículas finas

insolubles en un líquido. Esta mezcla se pincela sobre el troquel especial creado y se deja secar, permitiendo que el troquel poroso absorba agua de la mezcla por acción capilar. Se talla la forma deseada, dejándola de dimensiones ligeramente mayores a las deseadas y se calienta en un horno para producir una subestructura parcialmente sinterizada de aspecto negruzco y muy frágil<sup>(30)</sup>. Es por esto que esta técnica es conocida por su nombre en inglés: “slip-casting”.

Este núcleo es infiltrado por un vidrio a 1100°C para reforzarlo y eliminar la porosidad <sup>(2)</sup>. Como resultado final, tenemos una microestructura densa donde las partículas cristalinas se encuentran totalmente rodeadas de una fase vítrea <sup>(31)</sup>. Terminada la infiltración, el exceso de vidrio debe ser removido por medio de un arenado superficial <sup>(30)</sup>.

La temperatura y tiempo de cocción inicial en este sistema es relativamente baja, ya que sólo busca la unión mínima entre partículas y una sinterización parcial, lo cual produce la subestructura de característica porosa y con pocos cambios dimensionales. Esta mínima contracción de la subestructura contribuye a que el adaptado y sellado

marginal sea muy bueno al emplear los sistemas In-Ceram<sup>®</sup>.<sup>(2, 31)</sup>

In Ceram Alumina<sup>®</sup> fue el primero de los sistemas de infiltración que empleó una cerámica a base de alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) en odontología. Tiene como resultado una estructura final que posee un 70% en peso de alúmina infiltrada con un 30% en peso de vidrio de lantano de sodio<sup>(2)</sup>. Provee altos valores de resistencia y un manejo adecuado, sin embargo es un material muy opaco, por lo que se prefiere su utilización en el sector posterior<sup>(12)</sup>.

Al tener una fase continua de óxido de aluminio, cuyos cristales tienen un tamaño de 3-4  $\mu\text{m}$ <sup>(12)</sup>, In Ceram Alumina<sup>®</sup> presenta gran resistencia a la propagación de grietas internas, lo cual explica sus excelentes propiedades mecánicas<sup>(5)</sup>. Además, contiene partículas de alúmina más pequeñas (< 500 nm), que se sinterizan entre las partículas de mayor tamaño, resultando en una contracción mínima de la subestructura, de aproximadamente 0,21%, garantizando un excelente sellado y adaptado de la restauración<sup>(29)</sup>.

Está indicado para restauraciones intracoronaes, coronas anteriores y posteriores y puentes fijos de 3 o más unidades en sector anterior <sup>(2,12,30)</sup>.

El InCeram Spinell<sup>®</sup> emplea espinela ( $MgO \cdot Al_2O_3$ ) para sinterizar la subestructura que luego es infiltrada con vidrio. La espinela cumple la misma función de aumentar la resistencia a la propagación de grietas <sup>(2)</sup>. Esta variación del sistema fue introducida debido a que presenta mejores propiedades ópticas, sin embargo disminuyen sus propiedades mecánicas <sup>(5,30)</sup>. Sus principales indicaciones son incrustaciones, carillas, restauraciones con protección cuspídea y coronas, pero sólo en el sector anterior <sup>(12)</sup>.

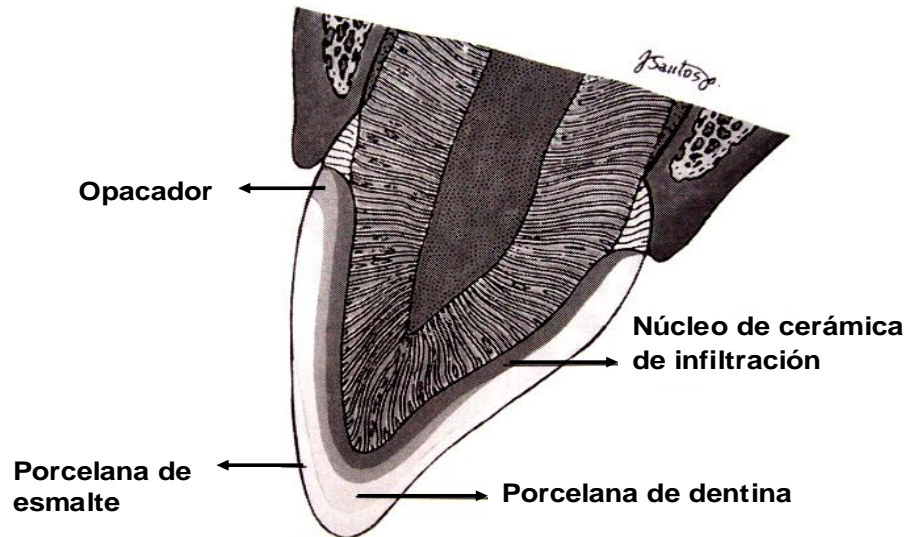
Existe otra variación de este sistema conocida como In Ceram Zirconia<sup>®</sup>, que emplea una cerámica de óxido de aluminio reforzada con óxido de zirconio estabilizado con un 16% en peso de óxido de cerio <sup>(22)</sup>. Presenta valores de resistencia 20% más altos que In Ceram Alumina<sup>®</sup> <sup>(12)</sup>. La estructura final de esta variación presenta de un 30 a 35% en peso de zirconia parcialmente estabilizada y el otro 65 a 70% de alumina <sup>(2,22,30)</sup>. En parte, la optimización de las propiedades mecánicas de In-Ceram Zirconia<sup>®</sup> se debe

parcialmente a la transformación de fases que sufre la zirconia<sup>(22,30)</sup> y que fue explicado con anterioridad en el punto 1.2.

Las indicaciones ya establecidas para In Ceram Alumina<sup>®</sup> aplican para In Ceram Zirconia<sup>®</sup>, y además se puede emplear en puentes fijos posteriores de tres unidades. No está claro su comportamiento en puentes de mayor número de unidades en sector posterior <sup>(12)</sup>. No se recomienda el uso de In Ceram Zirconia<sup>®</sup> en el sector anterior debido a su alta opacidad <sup>(2)</sup>.

Además de la presentación convencional para infiltración, hoy en día existen bloques prefabricados realizados con In Ceram Alumina<sup>®</sup> e In Ceram Zirconia<sup>®</sup> para ser troquelados con sistemas CAD/CAM como Cerec<sup>®</sup>. Estos sólo deben ser fresados, infiltrados con vidrio con la técnica convencional y luego revestidos con porcelana estética<sup>(30)</sup>. Esta técnica de procesamiento es considerada como más simple y consume menor tiempo que la técnica convencional de infiltración que se describió con anterioridad <sup>(12)</sup>. Otra presentación disponible es la de cilindros preformados troquelables para postes protésicos sobre implantes <sup>(30, 32)</sup>.

En la figura 7 puede observarse un corte transversal de una corona realizada en estos sistemas.



**Figura 7. Corte transversal de una corona realizada en In-Ceram®.**  
(Tomado de: Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. 11ªed. USA: Saunders; 2003.)

### **1.3.3. Cerec 1, 2 y 3 y Cerec InLab® (Siemens, Bensheim, Alemania)**

El sistema Cerec® fue desarrollado por Mormann y Brandestini entre los años 1980 a 1986 <sup>(5,24)</sup> para la confección de restauraciones individuales como inlays, onlays y carillas. Este sistema original es conocido hoy como Cerec 1®. Con el Cerec 2® se introdujo,

adicionalmente, la confección de restauraciones con protección cuspídea, coronas y subestructuras o coronas de núcleo <sup>(24)</sup>.

Cerec 3<sup>®</sup> fue introducido en el año 2000 y se mantiene vigente actualmente. Este sistema cuenta con un módulo portátil para tener directamente en el consultorio que posee una cámara intraoral que permite la lectura óptica de las preparaciones directamente en boca. Cerec 3<sup>®</sup> permite la confección de incrustaciones, carillas, restauraciones con protección cuspídea y coronas en una cita, sin la necesidad de realizar restauraciones provisionales, ni tomar impresiones. <sup>(33)</sup>

El sistema Cerec 3<sup>®</sup> se basa en el análisis por barrido o escaneo de la preparación dentaria realizada, información que usa un programa computarizado para controlar una máquina fresadora que realiza el tallado de la restauración a partir de bloques de cerámica para fresado <sup>(5,24)</sup>.

Sin embargo, cuando no es posible el barrido con la cámara intraoral, se puede emplear un modelo convencional. En este caso, es el troquel del modelo de trabajo el que debe

ser escaneado por el sistema para realizar el diseño y posterior tallado de los bloques cerámicos. <sup>(34)</sup>

Para estos casos existe el sistema Cerec InLab<sup>®</sup>, que presenta una unidad de fresado similar a la de Cerec 3<sup>®</sup> pero incorpora además un láser para escanear el modelo. Está destinado para ser usado en el laboratorio. El Cerec InLab<sup>®</sup> permite fabricar copias de coronas individuales y de puentes de hasta 3 unidades. El escáner puede leer un área de hasta 40 mm x 20 mm. <sup>(33)</sup>

Los bloques para el fresado pueden ser de diversos tipos de cerámica dependiendo de su uso. Los más comunes son Vitablocks In Ceram Alumina<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania) y Vitablocks In Ceram Zirconia<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania) para restauraciones que requieren altas propiedades mecánicas (coronas, puentes fijos, subestructuras). También hay bloques de Vitablocks Mark I<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania) que son de cerámica feldespática, para situaciones donde prima la estética y las propiedades mecánicas no son de vital importancia, como por ejemplo las carillas. Se desarrollaron bloques Vitablocks Mark II<sup>®</sup> (Vita

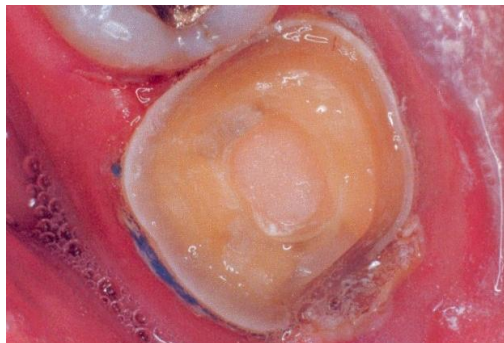
Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania) con un grano mas fino para disminuir el desgaste de la estructura dentaria antagonista <sup>(5, 24)</sup>. El tallado de estos bloques de cerámica se realiza por tornos con fresas que son dirigidos por un programa computarizado que determina la forma a tallar.<sup>(3,5)</sup>

La forma de la superficie interna de la corona es diseñada por la computadora en base al escaneo de la preparación dentaria o del troquel. El diseño de la superficie oclusal de las restauraciones se determina a partir de un registro de mordida tomado con silicona de baja viscosidad, se coloca sobre el modelo antagonista y se toma una imagen digital que el sistema almacena como información del antagonista. Esta información se almacena y el sistema permite diseñar, en base al “antagonista virtual”, la localización de fosas y cúspides y las características de contacto oclusal y proximal de la restauración <sup>(34)</sup>. Este método se denomina “diseño asistido por computadora” y es conocido frecuentemente por las siglas CAD que simbolizan su nombre en inglés <sup>(3,5)</sup>.

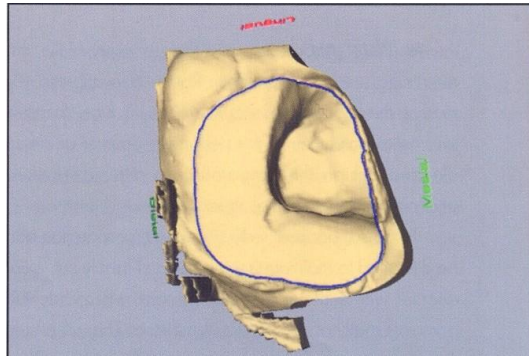
Luego del diseño se procede al tallado de esa forma a partir del bloque de cerámica con una fresadora guiada por la computadora. Esta fase se llama “torneado o maquinado

asistido por computadora” y sus siglas en inglés son CAM<sup>(3,5)</sup>. La corona lista se prueba en boca donde se realizan los últimos ajustes, y se realiza un pulido y/o glaseado antes de la cementación <sup>(34)</sup>.

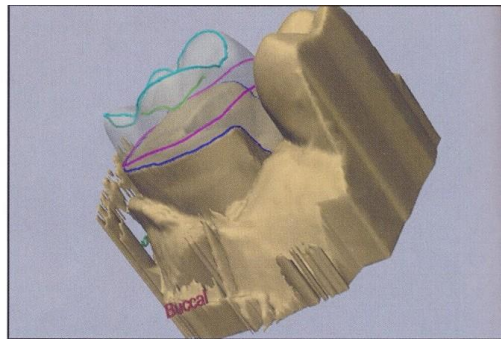
Es por ésto que estos sistemas donde se obtiene en pocos minutos una restauración cerámica a partir del barrido de una preparación realizada y su posterior diseño y fresado computarizado reciben el nombre de CAD-CAM. El sistema Cerec<sup>®</sup> es uno de ellos <sup>(5, 33)</sup>. Otros sistemas de este tipo, aunque no disponibles en Venezuela son Cercon<sup>®</sup> (Dentsply Ceramco, Burlington, NJ) y Lava<sup>®</sup> (3M ESPE, St. Paul, MN) <sup>(33, 34)</sup>. En las figuras 8-13 puede observarse la secuencia de la elaboración de una corona con este sistema <sup>(34)</sup>.



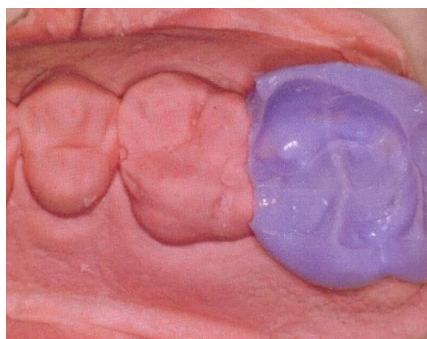
**Figura 8. Preparación dentaria con retracción gingival lista para ser escaneada.**



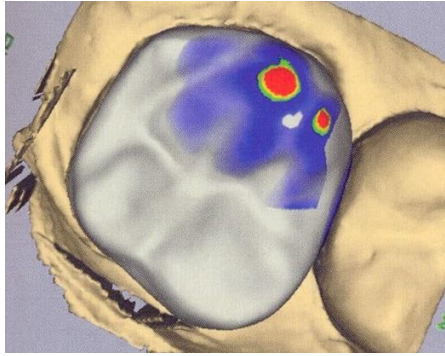
**Figura 9. Apariencia virtual del troquel. Se observan delimitadas las líneas de terminación.**



**Figura 10. Diseño de la restauración asistido por el computador**



**Figura 11. Registro de mordida inicial para determinar localización de fosas y cúspides**



**Figura 12. Diseño de la cara oclusal asistido por el computador en base al registro de mordida**



**Figura 13. Restauración final obtenida por torneado guiado por computador**

La máxima longitud de una pieza tallada con Cerec 2<sup>®</sup> es de 17mm, lo cual representa una limitación que es importante tomar en cuenta en casos de restauraciones de unidades múltiples, ya que la estructura de un puente fijo de 3 unidades tiene una longitud promedio de 22 a 24mm. En estos casos es necesario fabricar la restauración en dos bloques separados y luego proceder a la unión de los

segmentos que puede ser lograda por varios métodos <sup>(24)</sup>. Los efectos de esta unión sobre la resistencia flexural final de las restauraciones fabricadas con este sistema deben ser conocidos por el clínico restaurador y se analizarán posteriormente.

El procedimiento descrito con anterioridad permite la elaboración de una restauración completamente cerámica con excelente adaptado marginal, características oclusales adecuadas y excelente resistencia. Sin embargo, son obtenidas a partir de bloques que son monocromáticos, y por lo tanto las propiedades ópticas de estas restauraciones no son las ideales.

Es por esta razón, que en los casos donde los requerimientos estéticos son de importancia, se realiza mediante el procedimiento antes descrito, una subestructura, cofia o núcleo maquinado en una porcelana de alta resistencia que luego es revestido con una porcelana feldespática convencional que compense las propiedades mecánicas de la subestructura con las características ópticas deseadas.

Otra alternativa ha sido presentada recientemente, para casos donde es importante la estética. Son los bloques Vitablocks Triluxe<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania), que vienen con capas superpuestas de distintos colores de porcelana: cuerpo, esmalte y cuello. Se le indica a la máquina talladora de que porción del bloque se prefiere confeccionar la restauración, para obtener restauraciones más naturales, al no ser monocromáticas. <sup>(33)</sup>

#### **1.3.4. Procera AllCeram<sup>®</sup> (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, EU)**

El sistema Procera AllCeram<sup>®</sup> fue desarrollado por Matts Anderson, consiste en un sistema CAD/CAM que fabrica una cofia a partir de un troquel que es analizado por contacto, produciendo una imagen electrónica en la pantalla de un computador. Este archivo se envía vía modem a Suecia o Estados Unidos, donde la planta de fabricación central fabrica los copines. <sup>(35)</sup>

Este sistema emplea como núcleo una cerámica densamente sinterizada de alta pureza cuya composición es óxido de aluminio al 99,9% que luego es revestido por una cerámica compatible <sup>(2)</sup>. Ésta última es una cerámica feldespática que

provee el fabricante, el cual apareó los coeficientes de variación dimensional térmica de ambos componentes para poder emplearlos en restauraciones laminadas.

El troquel de la preparación es escaneado por contacto a través de un dispositivo que envía su forma a una máquina talladora. Se trata de un explorador de barrido mecánico sensible; una aguja, en cuyo extremo se encuentra una pequeña esfera de zafiro de 1,5 mm de diámetro, que recorre la superficie del troquel y transmite las coordenadas al ordenador. <sup>(33)</sup>

La máquina talladora está localizada en un centro de manufacturación central, que produce un troquel refractario que es 20% más grande que el original para compensar la contracción de la cerámica sinterizada de alta densidad. Se produce un copín de esta cerámica aluminosa que luego es revestido por una porcelana feldespática o una cerámica Procera AllCeram<sup>®</sup> de baja fusión <sup>(5, 12)</sup>.

El alto contenido de alúmina y su alta densidad contribuyen a que Procera AllCeram<sup>®</sup> sea una de las cerámicas más resistentes en el mercado <sup>(5)</sup>. El sellado marginal es

excelente, con una discrepancia máxima de 60  $\mu\text{m}$  y produce con rapidez y simplicidad restauraciones cerámicas altamente resistentes y estéticas. Otra de las ventajas de este sistema es la capacidad de la cofia de alúmina de enmascarar preparaciones dentarias oscuras o pigmentaciones de la estructura dentaria. <sup>(35)</sup>

Procera AllCeram<sup>®</sup> también puede maquinar bloques de zirconia estabilizada con itrio, que actualmente es la cerámica de elección para restauraciones posteriores debido a que es la cerámica para uso odontológico mas resistente disponible en el mercado actual <sup>(12)</sup>. Esta modificación recibe el nombre de Procera Crown Zirconia<sup>®</sup> (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, EU) y Procera Bridge Zirconia<sup>®</sup> (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, EU). Procera Bridge Zirconia<sup>®</sup> permite la fabricación de puentes anteriores y posteriores de hasta nueve unidades (25x60mm). <sup>(33)</sup>

El sistema Procera<sup>®</sup> también permite fabricar aditamentos para los implantes Nobel Biocare<sup>®</sup>: Pilar Procera Abutment<sup>®</sup> (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, EU) de zirconio y titanio. Además, hay disponibles pilares Procera<sup>®</sup> de titanio y zirconio para los sistemas de implantes Straumann<sup>®</sup>

(Straumann S.A., Suiza), Camlog<sup>®</sup> (Altatec, Alemania) y Astra Tech<sup>®</sup> (Astra Tech S.A., Suecia). Además de pilares permite la confección de puentes sobre implantes, tanto de zirconio como de titanio por medio de los sistemas Procera Implant Bridge Titanium<sup>®</sup> (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, EU) y Procera Implant Bridge Zirconia<sup>®</sup> (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, EU). <sup>(36)</sup>

El primer estudio sobre la longevidad de las restauraciones realizadas con este sistema fue publicado por Oden en el año 1996 y citado por Roulet en el 2001. Oden observó 100 restauraciones durante 5 años y determinó una tasa de supervivencia de 94.8% con una tasa de fracaso anual de tan sólo 1% <sup>(12)</sup>.

## **2. LA RESISTENCIA FLEXURAL**

### **2.1. Concepto**

La resistencia final de un material se define como el valor de tensión máxima necesaria para provocar su fractura. Esta propiedad mecánica se ve altamente afectada por la presencia de defectos en la superficie de los materiales frágiles <sup>(21)</sup>. La resistencia flexural, es un tipo de resistencia

final que se obtiene a través de una prueba de flexión de la estructura examinada.

Anusavice <sup>(2)</sup> define la resistencia flexural, también llamada resistencia transversa, como aquella propiedad mecánica que resulta de una prueba de resistencia donde una barra soportada en ambos extremos es sometida a una carga estática. Se llama resistencia flexural biaxial cuando la muestra es en forma de disco delgado apoyado sobre un disco de soporte.

Graig, Powers y Wataha <sup>(7)</sup> presentan una definición más gráfica, que establece que la resistencia flexural es la capacidad de una barra de resistir la fractura al ser cargada desde arriba.

La resistencia flexural refleja una medida colectiva y simultánea de resistencia traccional, resistencia compresiva y resistencia al desgarro. La superficie superior del espécimen recibe principalmente fuerzas compresivas, mientras que la inferior recibe principalmente fuerzas traccionales. Las fuerzas de desgarro se producen a nivel

de los extremos soportados de la barra y no juegan un papel significativo en el proceso de ruptura <sup>(2)</sup>.

La resistencia flexural se mide en unidades de fuerza por unidad de área, por lo general mega pascales (MPa). <sup>(2,7)</sup>

Puede ser de tipo uniaxial o biaxial, según el tipo de prueba empleada para medirla (ver punto 2.3.).

## **2.2. Importancia**

Peutzfeldt <sup>(5)</sup>, establece que es de vital importancia estar familiarizado con las propiedades de un material y su composición para poder comprender sus limitaciones y requerimientos de preparación dentaria, manejo clínico y método de cementación o retención.

La resistencia flexural es la propiedad mecánica determinada con más frecuencia para los materiales cerámicos debido a la susceptibilidad de las cerámicas a la fractura. Es así como en los cuerpos cerámicos se hace aún más amplia su importancia. <sup>(5)</sup>

El desarrollo de las estructuras cerámicas con resistencias flexurales altas se basan en detener o disminuir

imperfecciones internas que generan grietas, las cuales se propagan y culminan con la fractura del material. Cerámicas con valores altos de resistencia flexural no necesitarían el soporte de aleaciones que compensen su fragilidad <sup>(5)</sup>.

Las pruebas de resistencia flexural son ideales para materiales frágiles tal como la cerámica ya que simulan más verazmente la distribución de tensiones en prótesis dentales como puentes a extensión distal y prótesis fija de múltiples unidades <sup>(2)</sup>.

En las coronas completamente cerámicas, el modo de fractura más frecuente está relacionado directamente con la flexión de su estructura. Al aplicar una carga en la superficie oclusal, se generan tensiones compresivas exactamente por debajo de la zona de aplicación de fuerza, y simultáneamente se producen tensiones traccionales en la superficie interna de la corona. En el caso de prótesis fijas, estas fuerzas traccionales están presentes también a nivel de los conectores. <sup>(2,6)</sup>

Ya se conoce la debilidad de las cerámicas ante las fuerzas traccionales, y es por esto que la superficie interna de la

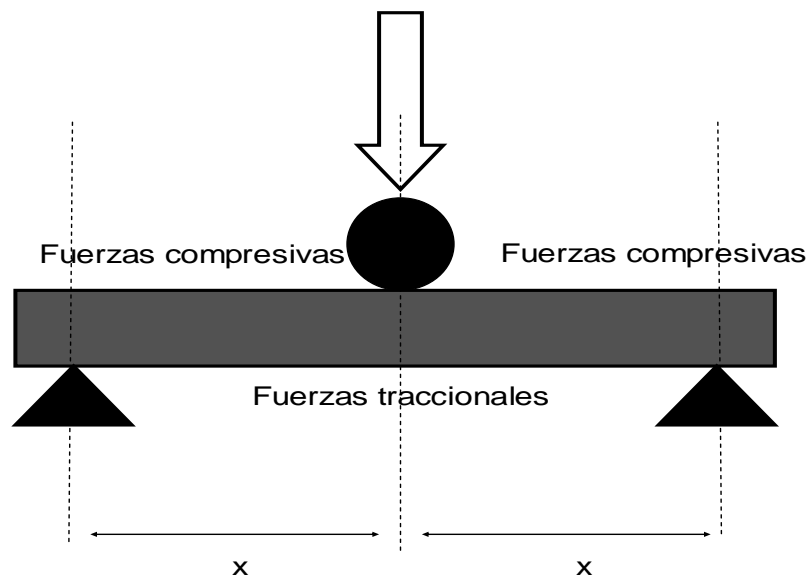
corona es donde se inician la mayoría de las grietas que conllevan a la fractura. Estas grietas son en forma radial, tanto en la superficie interna de la corona como en la capa de cemento, se propagan y son capaces de causar el fracaso de la restauración. <sup>(6)</sup>

Se ha reportado que las prótesis fijas para sector anterior deben soportar fuerzas de 400 N y de 600 N en la región posterior. Estos valores corresponden al doble del valor máximo de fuerza masticatoria, debido a que la saliva y las variaciones térmicas de la boca exigen un factor de seguridad por su influencia sobre el comportamiento de la cerámica. <sup>(24)</sup>

### **2.3. Tipos de Pruebas para Medir la Resistencia Flexural**

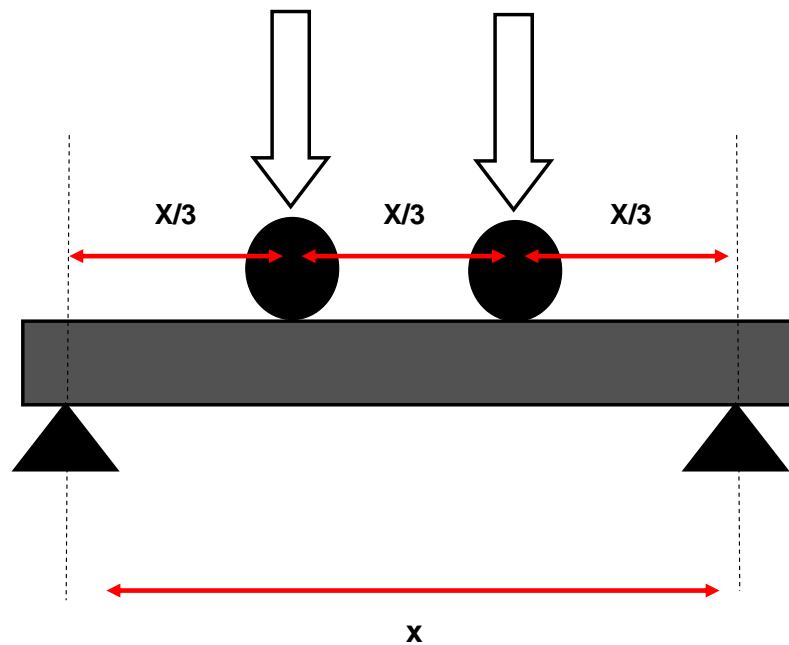
Existen dos tipos de pruebas para la determinación de la resistencia flexural: las uniaxiales y las biaxiales. Las pruebas uniaxiales, son las pruebas de flexión de tres o cuatro puntos. Son empleadas con frecuencia para determinar la resistencia flexural de los materiales cerámicos, sin embargo en la mayoría de las prótesis dentales existe un estado de tensión biaxial <sup>(10)</sup>.

Un esquema de un modelo de prueba uniaxial de tres puntos puede apreciarse en la figura 14. En este ensayo la muestra tiene forma de barra o cilindro y es soportado en sus extremos. La carga se aplica por medio de un pistón o esfera en un punto equidistante de los soportes. El lado de la muestra donde es aplicada la carga recibe principalmente tensiones de carácter compresivo, mientras que la parte inferior recibe cargas traccionales. (22)



**Figura 14. Representación esquemática de una prueba de resistencia flexural de tres puntos.** (Tomado de: Papanagiotou H, Morgano S, Giordano R, Pober R. In Vitro evaluation of low temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. J Prosthet Dent 2006; 96:154-164.)

La prueba uniaxial de flexión de cuatro puntos, es similar a la de tres puntos. La muestra también debe tener forma de barra o cilindro, y es soportada en sus extremos. Sin embargo, la carga se aplica usando dos esferas o pistones, espaciados equidistantemente entre ellos y con respecto el soporte más próximo. <sup>(37)</sup>(Ver figura 15)

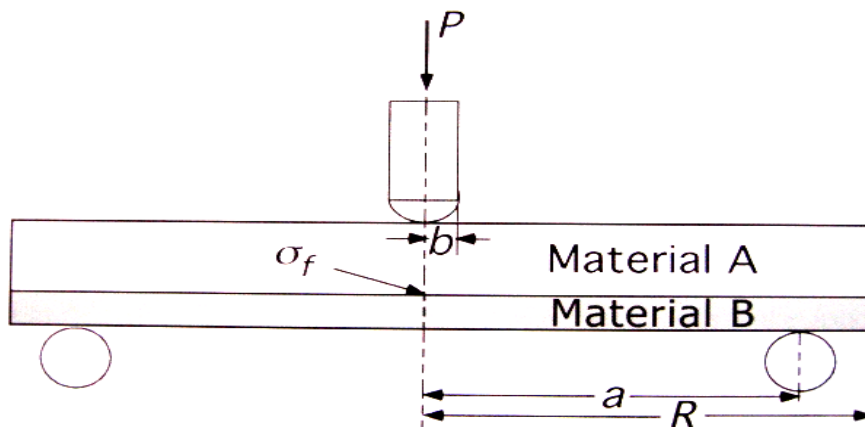


**Figura 15. Representación esquemática de una prueba uniaxial de 4 puntos.** Tomado de: Della Bona A, Anusavice K, DeHoff P. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. Dent Mat 2003; 19: 662-669.

Las pruebas de resistencia flexural biaxial, emplean un método que permite su determinación en especímenes o muestras de menor tamaño. Esto es favorable, ya que las muestras representan con mayor exactitud la distribución de defectos que puede presentarse en una restauración dental.<sup>(21)</sup>

Ritter y Shetty, citados por Bhamra <sup>(38)</sup>, explican que existen varias modificaciones de pruebas biaxiales para medir resistencia flexural, entre ellas: anillo sobre anillo, pistón sobre tres bolas, pistón sobre anillo o bola sobre anillo.

Un tipo de prueba biaxial es la de pistón sobre anillo (ver figura 16). En esta prueba la muestra tiene forma de disco o plato y es soportado sobre un disco concéntrico y cargado centralmente con un pistón. <sup>(38,39)</sup>



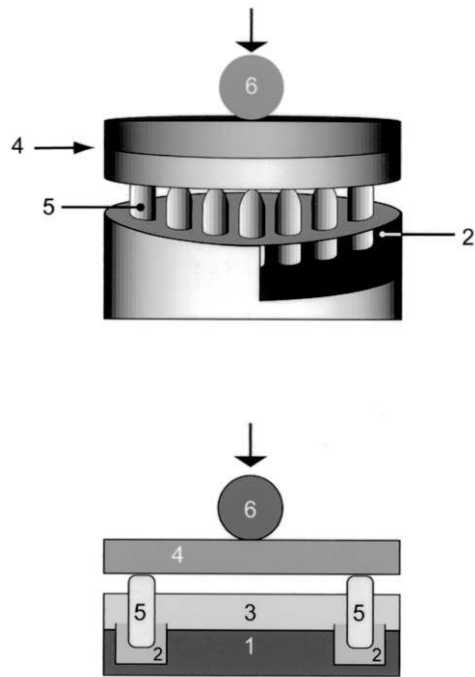
**Figura 16. Representación esquemática de una prueba de resistencia flexural biaxial tipo pistón sobre anillo.** **P:** pistón que ejerce la carga; **b:** radio de distribución uniforme de la carga; **a:** radio del anillo de soporte; **R:** radio de la muestra. (Tomado de: Pagniano R, Seghi R, Rosenstiel S, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. J Prosthet Dent 2005; 93:459-466.)

Un factor importante a tomar en cuenta en este tipo de prueba es el diámetro de la punta del pistón, ya que ella determina el área del espécimen que va a soportar las fuerzas traccionales máximas. Se ha sugerido que esto puede producir variación en los resultados obtenidos.<sup>(39)</sup> (Ver figura 16, letra b)

Kirstein y Woolley <sup>(41)</sup> desarrollaron una variación de esta prueba, donde en vez de estar soportada por un anillo, la

muestra en forma de disco está soportada por tres bolas espaciadas simétricamente. Las bolas deben ser de dimensiones exactas y deben estar espaciadas de manera equidistante alrededor círculo de diámetro establecido <sup>(21)</sup>. La carga es aplicada en un punto central equidistante a las tres bolas por medio de un pistón de punta plana. <sup>(38)</sup>

Este mismo esquema de aplicación de fuerzas puede aplicarse con un modelo de prueba de bola sobre anillo, como se grafica en la figura 17. En este caso, el diámetro del área que recibe las tensiones de manera uniforme, depende del diámetro del disco y de la bola <sup>(18)</sup>. Esta prueba ha sido calificada por ciertos autores como la más confiable, debido a que existe una mínima cantidad de fricción entre la muestra y el vástago que realiza el impacto. <sup>(38)</sup>



**Figura 17. Representación esquemática de una prueba de resistencia flexural biaxial tipo bola sobre anillo.** 1: bloque de acero; 2: capa de material elástico; 3: disco de hierro; 4: espécimen de estudio; 5: bases; 6: bola de acero. (Tomado de: Isgro G, Pallav P, van der Zel J, Feilzer A. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat pressed ceramic. J Prosthet Dent 2003; 90: 465-73.)

Otra es la prueba anillo sobre anillo, donde la muestra en forma de disco es soportada por un anillo externo y cargada con un disco coaxial interno de menor tamaño <sup>(10, 38)</sup>.

Las pruebas biaxiales se aplican con frecuencia para medir la resistencia flexural biaxial de las cerámicas dentales. Sin

embargo, las fórmulas aplicadas en estos cálculos son para materiales con propiedades uniformes. Debido a que las prótesis completamente cerámicas tienden a ser estructuras laminadas, algunos autores se han dedicado a formular ecuaciones que permitan calcular con mayor exactitud la resistencia flexural de las muestras de este tipo de restauraciones <sup>(10)</sup>.

Tanto en las pruebas uniaxiales como biaxiales, se deben especificar los parámetros de velocidad con que se aplica la carga, diámetro de la muestra, diámetro del instrumento que aplica la carga y el ambiente en el que se realiza la prueba. Esto es de vital importancia cuando se comparan resultados de diferentes estudios, ya que variaciones de estas condiciones pueden tener efecto sobre los resultados obtenidos. (Ver punto 3.6).

#### **2.4. Valores de Resistencia Flexural de los Sistemas Completamente Cerámicos**

Anusavice <sup>(2)</sup>, reporta para IPS Empress<sup>®</sup> un valor promedio de  $112 \pm 10$  Mpa de resistencia flexural. Este valor es exacto al obtenido por Holand y cols <sup>(4)</sup>, quien realizó una prueba de flexión de tres puntos sobre muestras del

material de núcleo de este sistema. Otro estudio, realizado por Pagniano y cols.<sup>(25)</sup> concluyó que este sistema presenta una resistencia flexural de  $122 \pm 21$  Mpa, al realizar una prueba de tipo biaxial sobre 20 muestras en forma de disco. Adicionalmente, Schweiger y cols.<sup>(27)</sup>, reportaron valores de resistencia flexural de 200 Mpa para Empress<sup>®</sup>.

El sistema Empress 2<sup>®</sup> logra restauraciones cerámicas con resistencia flexural igual o mayor a  $300 \pm 50$  Mpa<sup>(12,27)</sup>. Anusavice<sup>(2)</sup> indica un valor promedio de  $400 \pm 40$  Mpa para este sistema. Este valor coincide con el obtenido por Holand y cols.<sup>(26)</sup>, al evaluar la resistencia flexural de las subestructuras de 10 puentes fijos de tres unidades confeccionadas con el material de núcleo de este sistema. Estos mismos autores evaluaron la resistencia flexural de la porcelana de revestimiento de Empress 2<sup>®</sup>, sin el soporte del material de núcleo y reportaron valores de  $80 \pm 25$  Mpa.

Para el año 2001, Roulet la citaba como la cerámica de óxido de silicio de mayor resistencia flexural en el mercado<sup>(12)</sup>. Sin embargo, un estudio publicado por Pagniano en el 2005<sup>(25)</sup> reportó valores de resistencia flexural de tan sólo  $265 \pm 26$  Mpa al determinar la

resistencia flexural biaxial de 20 muestras de este sistema. Estos autores compararon sus resultados con estudios publicados previamente y encontraron similitud con un estudio realizado por Cattell que publicó valores muy similares, pero diferencias significativas con un estudio previo publicado por Oh y cols. quienes encontraron valores de resistencia flexural de  $357 \pm 28$  Mpa. Los valores similares de los primeros dos estudios fueron obtenidos a través de pruebas de resistencia flexural biaxial, mientras que los valores de Oh y cols., y los de Holand y cols., que se asemejan entre sí, fueron obtenidos mediante pruebas de tipo uniaxial.

En todos los casos, la resistencia flexural reportada para IPS Empress 2<sup>®</sup> es superior a la del IPS Empress<sup>®</sup>. Esto se debe a las diferencias existentes en la microestructura de la cerámica y a una mayor cantidad de contenido cristalino. <sup>(26)</sup>

De los sistemas por infiltración, In Ceram Spinell<sup>®</sup> presenta valores de resistencia flexural más bajos, con una media de 300 MPa <sup>(12)</sup>. Anusavice<sup>(2)</sup> reporta un valor aproximado de 350 Mpa.

Cuando se analiza In Ceram Alumina<sup>®</sup> se observa que, dependiendo del método de procesado, presenta valores de resistencia flexural que fluctúan desde los 498 a los 630 Mpa. Los valores más altos se presentan en las restauraciones o muestras obtenidas a partir bloques para maquinado, mientras que las muestras obtenidas por infiltración convencional se encuentran en la porción inferior del rango <sup>(24)</sup>.

Refiriéndose a In Ceram Alumina<sup>®</sup>, Chong y cols. <sup>(29)</sup>, explican que la diversidad en los tipos de pruebas aplicadas para evaluar su resistencia flexural (pruebas de tres puntos, cuatro puntos y biaxiales) ha provocado que se reporten valores ubicados en un rango amplio, entre 236,15 y 530 MPa. Roulet y Janda <sup>(12)</sup> citan un valor promedio de 423 MPa, mientras que Anusavice <sup>(2)</sup> indica un aproximado de 500 Mpa.

Hornberger, citado por Rizkalla <sup>(40)</sup>, reporta un rango entre 400 y 605 Mpa, y explica que los altos valores de resistencia del sistema In Ceram Alumina<sup>®</sup> dependen de dos factores. El primero de ellos es la resistencia de la unión obtenida entre las partículas de alúmina durante la

sinterización de la microestructura porosa. El segundo factor es obtener una humectación completa de esos poros durante la infiltración de la microestructura aluminosa con el vidrio de lantano.

Rizkalla y cols. <sup>(40)</sup> determinaron experimentalmente la resistencia flexural de la cerámica de núcleo de In-Ceram Alúmina<sup>®</sup>, y realizaron una comparación estadística con los valores reportados por Holand y cols <sup>(26)</sup> para IPS Empress<sup>®</sup> e IPS Empress 2<sup>®</sup>. Los resultados arrojaron valores de 547,53 Mpa para In-Ceram Alúmina<sup>®</sup> obtenidos mediante una prueba de flexión de tres puntos. Por medio de un análisis estadístico se demostró que este sistema es significativamente ( $p=0,05$ ) más resistente que IPS Empress<sup>®</sup>. Por otro lado, aunque los valores reportados para In-Ceram Alúmina<sup>®</sup> son mayores que los de IPS Empress 2<sup>®</sup>, la diferencia de la resistencia con respecto a este sistema no fue estadísticamente significativa.

Las restauraciones realizadas en el sistema In-Ceram<sup>®</sup> constan de una subestructura recubierta de una capa de porcelana de revestimiento. En este sentido, es más relevante desde el punto de vista clínico, determinar la

resistencia flexural de las de muestras laminadas de esta manera, que conocer la resistencia del material de núcleo solamente. Zeng, citado por Chong y cols. <sup>(29)</sup> establece que la resistencia flexural biaxial de las muestras revestidas de In-Ceram Alúmina<sup>®</sup> se encuentra en un rango entre 174,2 y 240 Mpa. Está claro que la resistencia del material de núcleo disminuye al ser revestido. Este aspecto será tratado con detenimiento en el punto 3.4.

La adición de un 33% en peso de óxido de zirconio, conduce a que In Ceram Zirconia<sup>®</sup> presente una resistencia flexural mayor que el In Ceram Alúmina<sup>®</sup> <sup>(40)</sup>. Los valores reportados son variados: desde 516 Mpa reportados por Roulet y Janda<sup>(12)</sup>, 630 Mpa reportados por Apholt y cols. <sup>(24)</sup> hasta 750 Mpa obtenidos por Sadoun y citados por Rizkalla y cols.<sup>(40)</sup>. Anusavice <sup>(2)</sup> establece un valor promedio de 700 Mpa para este sistema y McLaren y White <sup>(30)</sup> coinciden con estos valores estableciendo un rango entre 600 a 800 Mpa.

Chong y cols. <sup>(29)</sup> expusieron un estudio cuya finalidad fue investigar la resistencia de In Ceram Zirconia<sup>®</sup> e In Ceram Alúmina<sup>®</sup> y establecer una comparación entre ambos sistemas. Se estudiaron 10 muestras monolíticas del

material de núcleo y 10 muestras laminadas con porcelana de revestimiento para cada sistema. La resistencia flexural se determinó a través de una prueba uniaxial de tres puntos.

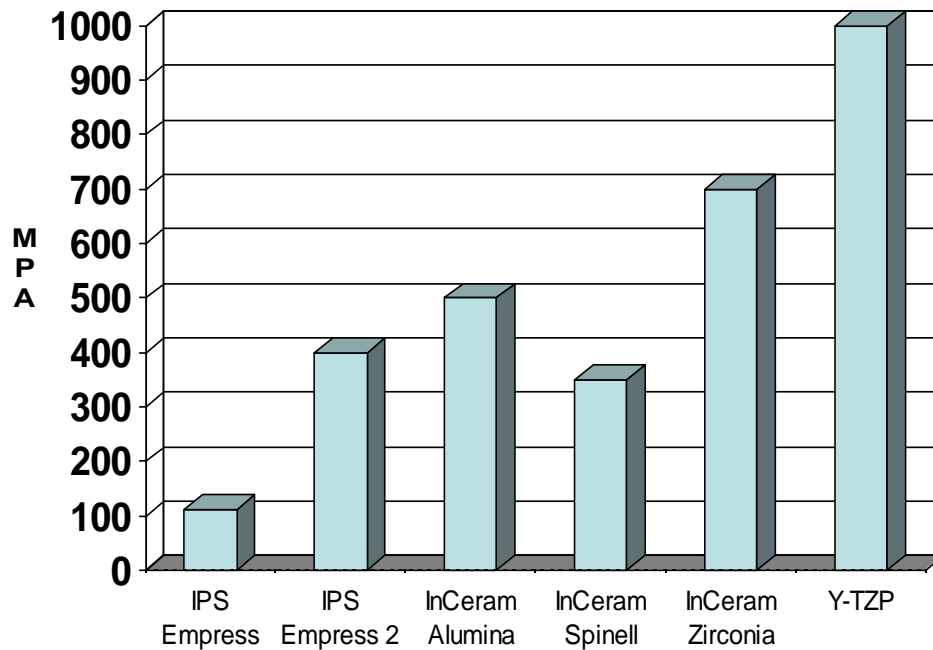
La resistencia flexural promedio fue de 362 MPa para el núcleo de In Ceram Alúmina<sup>®</sup>; 513 MPa para el núcleo de In Ceram Zirconia<sup>®</sup>; 47 MPa para In Ceram Alúmina<sup>®</sup> revestida y 64 MPa para In Ceram Zirconia<sup>®</sup> revestida. En base al análisis de estos resultados, los autores concluyeron que In Ceram Zirconia<sup>®</sup>, con o sin revestimiento, es significativamente ( $p=0,05$ ) más resistente que In Ceram Alúmina<sup>®</sup>.<sup>(29)</sup>

Guazzato y cols.<sup>(21)</sup> publicaron un estudio similar con resultados contradictorios. En este estudio, la determinación de la resistencia fue realizada a través de una prueba de biaxial tipo pistón sobre tres bolas. La resistencia promedio de In Ceram Alúmina<sup>®</sup> fue de  $600 \pm 60$  MPa y la de In Ceram Zirconia<sup>®</sup> fue de  $620 \pm 61$  MPa. Esta diferencia no fue considerada estadísticamente significativa ( $p=0,05$ ).

La Zirconia estabilizada con itrio o Y-TZP tiene valores promedio de resistencia flexural muy altos alrededor de los

1000 Mpa <sup>(43)</sup>. Esta propiedad hace posible su empleo en casos para el sector posterior donde las fuerzas ejercidas y la fatiga son mayores <sup>(12)</sup>. Un estudio reporta valores de resistencia flexural entre los 1000 y los 1700 MPa. Es evidente que la zirconia estabilizada con itrio es la cerámica más resistente disponible para restauraciones dentales <sup>(19)</sup>.

En la figura 18 se puede observar gráficamente una comparación de la resistencia flexural de los principales sistemas cerámicos.



**Figura 18. Valores de resistencia flexural de los principales sistemas completamente cerámicos.** (Valores tomados de: Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. 11ªed. USA: Saunders; 2003.

### **3. FACTORES QUE MODIFICAN LA RESISTENCIA FLEXURAL DE LA CERÁMICA**

#### **3.1. Tratamientos Superficiales Térmicos y Mecánicos**

La adaptación de una restauración completamente cerámica se realiza a través de numerosos pasos que involucran desgaste, tallado, pulido, arenado y tratamientos a altas temperaturas <sup>(23)</sup>. Estos se realizan con distintas finalidades tales como conferirle la forma definitiva a la prótesis, mejorar la adhesión al cemento, optimizar el adaptado, realizar ajustes oclusales y lograr características superficiales adecuadas.

La influencia de estos tratamientos térmicos y mecánicos sobre la resistencia flexural de las cerámicas es el resultado de la reacción de cada una de las fases de la cerámica a dichos tratamientos. En algunos casos, cada fase tiene una reacción distinta y por tanto deben ser estudiadas cuidadosamente antes de establecer conclusiones con validez clínica. <sup>(32)</sup>

Adicionalmente, los procedimientos de procesamiento y los ajustes clínicos son capaces de iniciar grietas subcríticas o

defectos de gran tamaño, que ante la carga oclusal y/o la presencia de humedad, pueden propagarse y resultar en la fractura de la restauración. Estos procedimientos también alteran la rugosidad superficial de la cerámica.<sup>(39)</sup> El efecto detallado de la rugosidad superficial sobre la resistencia flexural será tratado en el punto 3.5.1.

El efecto de cada tratamiento sobre los valores de resistencia flexural varía, dependiendo del tipo de cerámica sobre el cual es aplicado. En este sentido, no deben extrapolarse los resultados obtenidos en un grupo de cerámicas a otros sistemas que empleen cerámicas de distinta composición o diferentes métodos de procesamiento. Se debe prestar especial atención a la influencia de estos tratamientos sobre las fases de las cerámicas que son a base de zirconia o reforzadas con ella, debido a la inestabilidad del reticulado espacial de dicho componente ante estímulos mecánicos y térmicos.

### **3.1.1. Autoglaseado**

El tratamiento de autoglaseado tiene como objetivo eliminar las porosidades y disminuir la permeabilidad de la cerámica. El glaseado ocurre al someter a una restauración a un

tratamiento térmico. Si se prolonga el ciclo de cocción, la parte superficial del material se funde y la superficie queda de aspecto liso y brillante, es decir, glaseada. Sin embargo, si este tiempo se prolonga demasiado, se corre el riesgo de perder los detalles superficiales y contornos de la restauración, por lo que deben seguirse estrictamente las instrucciones del fabricante. <sup>(9)</sup>

Al realizar los ajustes oclusales de las restauraciones cerámicas se pueden inducir defectos superficiales y se remueve la capa de glaseado superficial, lo cual puede producir una disminución de la resistencia <sup>(42, 43)</sup>. Se ha establecido que el recocido de las cerámicas antes de la cementación produce una capa de autoglaseado que puede reforzar la estructura cerámica por dos mecanismos: rellenando los defectos superficiales <sup>(43)</sup> y por presentar la capa de autoglaseado un coeficiente de expansión térmica menor que la porción rica en leucita, lo cual produce tensiones compresivas internas al enfriar la cerámica, que refuerzan la estructura <sup>(44)</sup>.

Un estudio realizado por Ahmad y cols. <sup>(45)</sup>, evaluó el efecto del autoglaseado y su interacción con el pulido sobre la

resistencia flexural de barras de cerámica feldespática. Tres grupos de 20 muestras fueron tratados según tres protocolos: desgastado con una rueda de diamante de 70  $\mu\text{m}$  y luego autoglaseado; autoglaseado con posterior pulido; y pulido con posterior autoglaseado. El autoglaseado consistió en llevar a las muestras a una temperatura de 940°C sin presión y luego mantener esa temperatura por dos minutos, el cual es el doble del tiempo recomendado. Este proceso consiste en la manipulación de temperaturas para lograr modificaciones deseadas en las propiedades de la cerámica. El pulido en todos los casos fue realizado con un sistema de pulido de diamante a alta velocidad.

Los resultados indicaron que el autoglaseado no mejoró la resistencia flexural de la cerámica. El grupo control, que sólo fue desgastado con rueda de diamante de 70  $\mu\text{m}$  sin ningún tratamiento posterior, presentó valores promedio de 74.8 Mpa en comparación con un promedio de 80.3 Mpa en el grupo autoglaseado, pero no existieron diferencias estadísticamente significativas ( $P=0,125$ ) entre los grupos<sup>(45)</sup>.

Al comparar el grupo que fue sólo pulido con el que fue pulido y posteriormente autoglaseado, se observó un aumento de los promedios de resistencia flexural de 68.4 Mpa a 75.4 Mpa respectivamente. El pulido a alta velocidad posterior al autoglaseado resultó en una disminución significativa ( $P=0,029$ ) del ligero aumento de resistencia que mostraron algunas de las muestras después del autoglaseado <sup>(45)</sup>.

Griggs y cols. <sup>(43)</sup> realizaron un estudio con el fin de determinar los efectos del recocido luego del desgaste sobre la resistencia de la cerámica, como objetivo secundario se propusieron determinar si la efectividad de este tratamiento dependía del tamaño del defecto inicial.

Se prepararon 72 muestras de una cerámica experimental para cuerpo de la casa Jelenko & Co. Se evaluaron a través de una prueba de resistencia flexural biaxial. Seis grupos de 12 especímenes en forma de disco se cocieron bajo presión, se desgastaron hasta espesores de 1 mm con un abrasivo a base de carburo de silicio (SiC) de grano 240 y se pulieron con un grano 600 en uno de sus lados. Un grupo se mantuvo intacto como control y a los 5 restantes se les indujeron

defectos superficiales por medio de un indentador de Vickers bajo cinco cargas: 3.9 N; 7.8 N; 11.8 N; 15.7 N y 19.6 N. Seguidamente se le realizó tratamiento térmico de recocido para inducir el autoglaseado a la mitad de las muestras de cada grupo y se evaluó la resistencia flexural biaxial de todos los especímenes <sup>(43)</sup>.

Los investigadores encontraron que sólo se detectó una diferencia estadísticamente significativa ( $P=0,55$ ) entre las muestras con y sin tratamiento térmico en el grupo con el defecto producido por la carga de 15.7 N. No se encontraron diferencias en los demás grupos. Se concluyó que el autoglaseado no incrementa significativamente ( $p\leq 0,05$ ) la resistencia flexural de las cerámicas luego del ajuste oclusal, sin embargo, los autores recomiendan este procedimiento para obtener una superficie más lisa, lo que previene la adhesión bacteriana <sup>(43)</sup>.

Los autores plantearon 3 posibles explicaciones para la falta de efectividad del tratamiento de autoglaseado. Primeramente la gran cantidad de porosidad interna que presentaban las muestras, segundo, la posibilidad de que al desgastar los discos durante la preparación inicial se

inducen tensiones residuales que actúan como reforzamiento mecánico al dejar la superficie en un estado compresivo residual, y que éstas hayan sido neutralizadas durante el enfriamiento manipulado de las muestras después del tratamiento térmico. Por último, sugieren que la resistencia flexural de la cerámica puede estar determinada no por los defectos superficiales, sino por defectos internos tales como microgrietas, los cuales disminuyen la resistencia y tenacidad de la cerámica <sup>(43)</sup>.

Hay que destacar en cuanto a esta última hipótesis que todas las muestras de este estudio fallaron por fractura originada en el sitio del defecto superficial que se provocó. Sin embargo, el enfriamiento luego del recocido puede haber inducido microgrietas internas debido a la diferencias de los coeficientes de variación dimensional térmico de la leucita y la fase vítrea de las porcelanas feldespáticas <sup>(43)</sup>.

El autoglaseado produjo efectos similares sobre la resistencia flexural biaxial de las cerámicas procesadas por los sistemas de inyección IPS Empress<sup>®</sup> e IPS Empress 2<sup>®</sup>. Esto fue demostrado por Albakry y cols. <sup>(39)</sup> quienes estudiaron 140 discos empleando cada uno de estos

sistemas según las instrucciones del fabricante. Un grupo fue dejado sin tratamiento superficial (control), los demás recibieron pulido, tallado y arenado, tanto solos como seguidos de autoglaseado.

El protocolo de autoglaseado empleado seguido fue el sugerido por el fabricante, el cual consiste en elevar la temperatura de las restauraciones hasta 850°C para IPS Empress® y 800°C para Empress 2®, y mantenerla durante un minuto. Se analizaron la rugosidad superficial y la resistencia flexural biaxial de las muestras control, de las que recibieron tratamientos superficiales y de aquellas que combinaron estos tratamientos con el tratamiento térmico.<sup>(39)</sup>

El autoglaseado no produjo variaciones estadísticamente significativas ( $P > 0,05$ ) en la resistencia flexural ni en la rugosidad superficial de las muestras control. Tampoco lo hizo sobre las muestras que recibieron tratamientos superficiales previos. Los autores encontraron similitud de sus resultados con estudios previos realizados por Fairhurst, Griggs y Denry.<sup>(39)</sup>

Los autores resaltan la necesidad de considerar el hecho que, en algunos casos, el autoglaseado puede generar una disminución en la resistencia flexural de la cerámica que ha sido tallada, pulida o arenada. La liberación de las tensiones compresivas residuales que producen estos tratamientos sobre la superficie, debido al calentamiento y enfriamiento lento del autoglaseado, puede ser responsable de este deterioro de la resistencia. <sup>(39)</sup>

Pasando a otro tipo de cerámica, en el año 2005, Guazzato y cols. <sup>(32)</sup> publicaron un estudio sobre el efecto de los tratamientos térmicos y superficiales sobre la resistencia flexural de la porcelana aluminosa reforzada con zirconia (In-Ceram Zirconia<sup>®</sup>). Las muestras se dividieron en dos grupos: no glaseadas y autoglaseadas. Ambos grupos se sometieron a cuatro tratamientos superficiales (pulido, desgaste en paralelo, desgaste en perpendicular y arenado). En el grupo glaseado el tratamiento térmico se realizó después de haber culminado el tratamiento mecánico, siguiendo el protocolo de autoglaseado indicado por el fabricante.

Al evaluar los 8 grupos, el tratamiento de autoglaseado siempre arrojó valores mayores de resistencia flexural al compararlos con los grupos sin tratamiento térmico, esta diferencia fue estadísticamente significativa ( $P < 0,0005$ ) en todos los casos <sup>(32)</sup>.

En líneas generales, el aumento en la resistencia flexural, presentó una relación inversamente proporcional al tamaño promedio de los defectos en la cerámica. El autoglaseado demostró disminuir el tamaño de ellos debido a su efecto sobre la fase vítrea, que al microscopio de barrido electrónico parecía rellenar estos defectos y recubrir la estructura con una capa delgada de vidrio. Los autores recomiendan que cualquier tratamiento superficial realizado sobre In Ceram Zirconia<sup>®</sup> sea seguido del autoglaseado de la restauración para evitar la degradación de la resistencia flexural <sup>(32)</sup>.

### **3.1.2. Glaseado**

Williams y Cunningham <sup>(9)</sup> establecen que “los glaseadores son vidrios transparentes y de baja fusión que son proporcionados como componentes separados de la porcelana para coronas y aplicados sobre éstas después de

confeccionarlas.” Su objetivo es eliminar la porosidad y permeabilidad de la porcelana, para evitar la acumulación de placa, penetración de bacterias y fluidos bucales y a su vez obtener un aspecto liso y brillante. Esto se logra colocando el glaseador sobre la superficie de la restauración terminada y dejándola en el horno durante un breve período a temperaturas relativamente bajas, cuyo valor específico debe ser establecido por el fabricante de cada sistema cerámico. Este procedimiento es conocido también como “sobreglaseado”.

Para cumplir su función los glaseadores deben presentar baja temperatura de fusión, y su coeficiente de variación dimensional térmico debe ser ligeramente menor que la del cuerpo cerámico sobre el cual se aplica. Esta última propiedad permite que la capa de glaseado sea mantenida bajo fuerzas compresivas, evitando su desprendimiento.<sup>(4)</sup> La capa de glaseado final tiene un espesor aproximado de 4  $\mu\text{m}$ .<sup>(18)</sup>

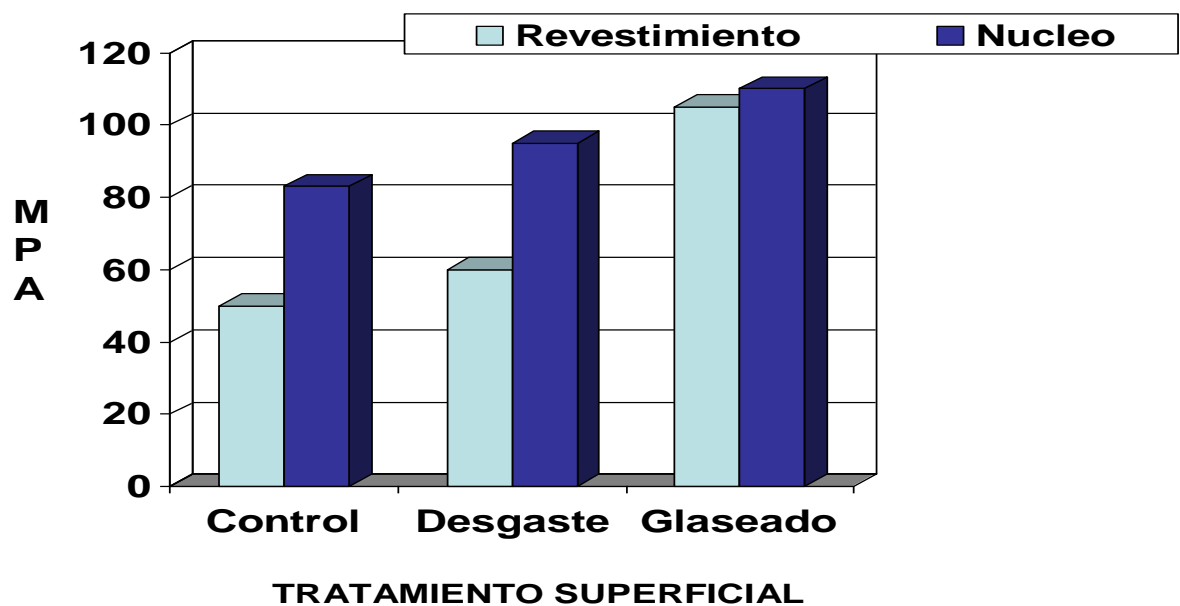
Isgro y cols.<sup>(18)</sup>, realizaron una investigación para determinar la influencia de una capa de glaseado sobre la resistencia flexural biaxial de muestras de cerámica rica en

leucita obtenidas mediante un sistema de inyección. Las muestras evaluadas fueron de tres tipos: discos conformados completamente por cerámica de núcleo, discos conformados completamente por cerámica de revestimiento y discos revestidos, con una capa de cerámica de núcleo y otra de cerámica de revestimiento. Todos los discos tenían 2 mm de espesor, presentando el disco revestido, 1 mm de espesor de cada tipo de cerámica.

La cerámica fue arenada y desgastada para producir una superficie plana y lisa. Luego se hizo un tallado con una piedra de diamante a baja velocidad y se aplicó el glaseador. Se empleó el protocolo de calentamiento indicado por el fabricante, que consistió en elevar la temperatura a 835°C mantenerla durante 1.3 minutos. Se midió la resistencia flexural biaxial de los tres tipos de muestras con el método de bola sobre anillo, y se comparó con la resistencia de las muestras que sólo fueron arenadas y las que fueron arenadas y talladas. <sup>(18)</sup>

Un hallazgo sorprendente fue que la diferencia entre la resistencia flexural de la cerámica de revestimiento y la cerámica de núcleo, no fue significativa ( $P > 0,05$ ) cuando

ambas recibieron el tratamiento de glaseado. En todas las demás situaciones (control, arenado, tallado), la cerámica de revestimiento siempre presentó valores de resistencia significativamente ( $P < 0,05$ ) inferiores que la cerámica de núcleo. <sup>(18)</sup> (Ver figura 19)



**Figura 19. Resistencia flexural de la cerámica de revestimiento y de núcleo en función de los tratamientos superficiales.** (Tomado de: Isgro G, Pallav P, van der Zel J, Feilzer A. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. J Prosthet Dent 2003; 90: 465-473.)

Al evaluar independientemente cada tipo de material, se observó que el glaseado produjo un aumento significativo

( $P=0,001$ ) en la resistencia flexural de ambos tipos de cerámica, al compararlo con las muestras talladas sin glasear. La resistencia de la porcelana de revestimiento aumentó en un 78% al recibir el glaseado (de 60 a 107 MPa), mientras que la porcelana de núcleo presentó un aumento de 23% (de 93 a 115 MPa). Los autores explican que el aumento es más notable en la cerámica de revestimiento, porque probablemente ésta presentaba mayor cantidad de defectos superficiales, que fueron rellenados por el glaseador. <sup>(18)</sup>

La resistencia flexural de las muestras revestidas que recibieron el glaseado de la capa de porcelana de revestimiento, fue equivalente a la resistencia de las muestras glaseadas conformadas sólo por porcelana de revestimiento. Los autores hacen notar que los efectos beneficiosos del sobreglaseado sobre la resistencia flexural se debe a dos factores. El primero de ellos es que el glaseador penetra en los defectos superficiales, rellenándolos. El segundo de ellos, se debe a tensiones residuales compresivas inducidas por la capa de este material, ya que presenta un coeficiente de variación dimensional térmico ligeramente inferior al de la cerámica.

Esto significa que al enfriarse, la cerámica se contrae más que el glaseador, provocando fuerzas compresivas residuales sobre este último. <sup>(18)</sup>

Los autores, basados en sus resultados, concluyen que el glaseado produce un notable incremento de la resistencia de las restauraciones realizadas en cerámica feldespática con alto contenido de leucita, tanto monolítica como revestida. Por lo tanto, lo recomiendan como un proceso de rutina que debe realizarse antes del cementado final de dichas restauraciones para aumentar su longevidad. <sup>(18)</sup>

Ahmad y cols. <sup>(45)</sup>, evaluaron el efecto de una capa de glaseado sobre la resistencia flexural de barras de cerámica aluminosa talladas con un disco de diamante de 70 um a 150 rpm con abundante irrigación. La capa de glaseado se obtuvo mezclando el polvo con el líquido proporcionado por el fabricante que luego fue colocado sobre la superficie de las muestras con cepillos desechables. Posteriormente se sometieron estas muestras a un tratamiento térmico de 920°C durante un minuto.

Los investigadores encontraron que la capa de glaseado no produjo diferencias significativas ( $P=0,766$ ) en los valores de resistencia flexural con respecto al grupo no tratado. Al examinar en el microscopio de barrido electrónico se observaron múltiples áreas menores de  $20\ \mu\text{m}$  que no estaban cubiertas por la capa de glaseado. También se observó que esta capa presentó un grosor menor de  $100\ \mu\text{m}$ . Los autores sugieren que los resultados pudieron haber sido distintos si se hubiese pulido la superficie antes de realizar el glaseado y si la capa aplicada hubiese sido de mayor espesor <sup>(45)</sup>.

### **3.1.3. Arenado**

El arenado de la cerámica generalmente se realiza a través de la abrasión con alúmina. Este método emplea aire comprimido para producir un chorro de partículas abrasivas de alúmina de diferentes tamaños, que, al chocar con la superficie de la cerámica, generan rugosidades. Estas rugosidades actúan como mecanismo de retención para el cemento, pero además pueden ser sitios de acumulación de tensiones e iniciación de grietas cuando la superficie es sometida a una prueba de resistencia flexural. <sup>(46)</sup>

El arenado es un paso común en la fabricación y ajuste clínico de las restauraciones cerámicas. Entre sus funciones están remover el vidrio que queda en exceso después de la infiltración (In-Ceram<sup>®</sup>) y aumentar la adhesión al cemento en todas las restauraciones cerámicas, independientemente del sistema utilizado <sup>(32)</sup> por medio del mecanismo antes mencionado. Otro efecto importante del arenado, es que elimina las imperfecciones superficiales acentuadas, y las sustituye por defectos menores y con una distribución más homogénea.<sup>(46)</sup>

Fleming y cols. <sup>(46)</sup>, realizaron un estudio para determinar la influencia del arenado con distintos tamaños de partículas de alúmina sobre la resistencia flexural de la porcelana de revestimiento Vitadur-Alpha<sup>®</sup> (Vita, Bad Sackingen, Alemania). El procedimiento de arenado fue realizado por 5 segundos, a una distancia de 2 cm de las muestras con una presión de 70 psi, usando partículas de alúmina de 25, 50 y 110  $\mu\text{m}$ . Se almacenaron algunas muestras en un ambiente seco y otras en agua a 37°C por 24 horas, y se dejó un grupo sin tratamiento en ambos medios como grupo control. La resistencia flexural biaxial se determinó empleando una prueba tipo bola sobre anillo.

Al estudiar las muestras almacenadas en seco, se observó que el arenado de la cerámica de revestimiento provocó una disminución significativa ( $p < 0,05$ ) de los valores de resistencia flexural con respecto al grupo control. Al aumentar el tamaño de la partícula de alúmina empleada, se observó una disminución de la rugosidad superficial de las muestras y un deterioro insignificante de la resistencia flexural, posiblemente causado por la introducción de defectos más grandes en la superficie de la cerámica. <sup>(46)</sup>

Las muestras control almacenadas en agua mostraron una disminución significativa ( $p < 0,05$ ), de aproximadamente un 25% en la resistencia flexural, con respecto a las muestras control almacenadas en seco. Sin embargo, las muestras arenadas y almacenadas en agua, no mostraron un deterioro en la resistencia con respecto al grupo control almacenado de la misma manera. Este comportamiento es distinto al observado en las muestras almacenadas en seco. <sup>(46)</sup>

Los autores explican que el detrimento de la resistencia de las muestras almacenadas en agua se debe a la hidrólisis de las uniones de silicatos. El arenado no aumentó el deterioro de la resistencia en este grupo, debido a que

sustituyó los defectos superficiales más grandes por otros más pequeños, y por lo tanto menos susceptibles a la hidrólisis. <sup>(46)</sup>

La disminución de la resistencia de las muestras arenadas y almacenadas en seco, con respecto a las no arenadas, se debe a la presencia de defectos superficiales inducidos por las partículas de alúmina, que, al no ser infiltrados por el cemento resinoso, actúan como sitios de iniciación de grietas. <sup>(46)</sup>

El efecto del arenado sobre la resistencia flexural de dos sistemas de inyección (IPS Empress<sup>®</sup> y Empress 2<sup>®</sup>) fue estudiado por Albakry y cols. en el año 2004 <sup>(39)</sup>. Ellos realizaron el arenado con partículas de óxido de aluminio de 50 µm a 3 bares de presión, durante 20 segundos y con la punta localizada a 50 mm de distancia de la muestra. Se sometieron las muestras a pruebas de resistencia flexural biaxial tipo pistón en bolas. El grupo control lo constituyeron discos de la misma cerámica, preparadas según las indicaciones del fabricante del sistema y luego tratadas con una unidad de abrasión por aire con partículas de vidrio de 50 µm a 2 bares de presión.

El tratamiento de arenado no produjo variación significativa ( $P > 0,05$ ) en la resistencia flexural de los sistemas de inyección IPS Empress<sup>®</sup> y Empress 2<sup>®</sup>. Este hallazgo fue considerado sorprendente, pero explicado a través del hecho que, los parámetros de tiempo, tamaño de partícula abrasiva, velocidad y distancia de la punta arenadora fueron conservadores en este estudio. El empleo de partículas de mayor tamaño, mayor presión y/o durante períodos prolongados puede producir grietas más grandes que afectarían nocivamente la resistencia de la cerámica, y por lo tanto debe evitarse. <sup>(39)</sup>

En el caso de las cerámicas que contienen zirconia y por tanto sufren un cambio de fase cristalina bajo cargas, el arenado puede ser un desencadenante de esta transformación, causando hasta cierto punto un reforzamiento pero pudiendo degradar la cerámica si se producen sitios de concentración de tensiones internas. <sup>(32)</sup>

Basados en esta suposición, Guazzato y cols. <sup>(32)</sup>, se propusieron un estudio cuyo objetivo fue investigar la influencia del arenado y otros tratamientos superficiales

(pulido, tallado y tratamiento térmico) sobre la resistencia flexural de una cerámica de infiltración aluminosa reforzada con zirconia realizada en In-Ceram Zirconia<sup>®</sup>.

Las muestras constaban de 160 barras fabricadas a partir de bloques para fresado de In-Ceram Zirconia<sup>®</sup> para el sistema Cerec<sup>®</sup> que fueron posteriormente infiltradas por el vidrio silicato de lantano, cuyos excesos fueron removidos con un arenado de partículas de 50µm de óxido de aluminio a una presión máxima de 0.25 Mpa. Posteriormente las muestras fueron divididas en grupos con diferentes tratamientos superficiales: arenado, arenado y tratamiento térmico, pulido (ver punto 3.1.4.) y otros cuatro grupos que se referían al desgaste de la cerámica en diferentes direcciones que serán resumidos en el punto 3.1.5. referente al desgaste de cerámicas. <sup>(32)</sup>

El arenado fue realizado con partículas de óxido de aluminio de 110 µm a una presión de 5 Mpa durante 20 segundos, con la muestra colocada una distancia de 15 mm de la punta del arenador. El grupo que recibió tratamiento térmico adicional se arenó de la misma manera pero posteriormente se sometió a dos ciclos térmicos: el primero a 960°C por un

minuto y el segundo a 940°C por un minuto. Estos ciclos corresponden a aquellos recomendados por el fabricante para el autoglaseado de la porcelana de revestimiento empleada con In-Ceram Zirconia®. Las muestras se sometieron a una prueba de flexión de tres puntos para determinar la resistencia flexural y fueron analizadas bajo el microscopio de barrido electrónico. Se analizaron las muestras por medio de la difracción de rayos x para observar la cantidad de fase monoclinica presente en la estructura post tratamiento térmico. <sup>(32)</sup>

Los tratamientos térmicos y mecánicos influenciaron grandemente las características microscópicas de los especímenes. Las superficies de las muestras arenadas se mostraron severamente dañadas con defectos de hasta 5 µm y grietas con orientaciones diversas. El tratamiento térmico posterior al tratamiento mecánico generó un aspecto de una capa fina de vidrio que rellenó los defectos generados por el arenado y recubrió a la superficie. <sup>(32)</sup>

En las muestras arenadas solamente, se observó con la difracción de rayos x un 21% de aumento en la cantidad de fase monoclinica de la zirconia, sin embargo, al realizar el

tratamiento térmico posterior se revierte a fase tetragonal casi totalmente. De todos los tratamientos mecánicos, el arenado es el que tiene mayor potencial para iniciar la transformación de tetragonal a monoclinica y por tanto generar un reforzamiento de la cerámica con contenido de zirconia, sin embargo, las muestras arenadas sin tratamiento térmico presentaron la resistencia flexural más baja de todos los grupos, lo cual es contradictorio. <sup>(32)</sup>

Esto pudo deberse a que el impacto de las partículas generó altas tensiones internas y daños superficiales extensos, sin ser acompañados de una generación de calor que permita que la fase vítrea infiltre dichos defectos, dejando así una estructura debilitada. Por esto, los autores concluyeron que es de vital importancia que al arenar la superficie de las cerámicas aluminosas reforzadas con zirconia siempre sea realizado un tratamiento térmico posterior para no afectar negativamente su resistencia flexural. <sup>(32)</sup>

Los mismos autores realizaron un estudio muy similar, pero sobre cerámica maquinada de tipo zirconia estabilizada con itrio <sup>(23)</sup>. Los especímenes y el procedimiento de arenado se realizaron de manera idéntica al estudio anterior. En este

caso, el tratamiento térmico se correspondió con el protocolo para sinterizar la porcelana de revestimiento empleada sobre la subestructura y no con el autoglaseado. La temperatura máxima fue de 930°C y se mantuvo durante un minuto, el segundo ciclo fue de 910°C durante el mismo tiempo, luego se permitió el enfriamiento lento y se abrió el horno al llegar a los 600°C. <sup>(23)</sup>

Se demostró que en el caso de la cerámica a base de zirconia estabilizada con itrio (Y-TZP), el efecto del arenado es completamente opuesto a la cerámica aluminosa reforzada con zirconia, ya que este tratamiento produjo las muestras de mayor resistencia flexural con respecto a todos los demás tratamientos superficiales y térmicos. El grupo que recibió el arenado seguido de tratamiento térmico fue el más débil de todos los grupos. <sup>(23)</sup>

La difracción de rayos x reveló que las muestras arenadas presentaban la mayor cantidad de fase monoclinica inducida (9,5%) y el aspecto microscópico se caracterizó por superficies rugosas con material desplazado plásticamente y con grietas de orientación diversa, sin embargo no se observaron defectos de gran tamaño <sup>(23)</sup>.

Los autores atribuyeron el aumento de la resistencia flexural después del arenado al aumento en la cantidad de fase monoclinica presente, debido a que ella genera tensiones compresivas residuales que compensan la degradación causada por los defectos inducidos. <sup>(23)</sup>

Al tratarla térmicamente, esta cantidad de fase monoclinica desaparece, indicando la reversión a fase tetragonal, por tanto se pierde el efecto de reforzamiento de la capa compresiva pero se mantiene la degradación de la resistencia causada por los defectos superficiales generados por el arenado. Esto explica el porqué las muestras arenadas presentaron una resistencia flexural de 1540 Mpa, mientras que las arenadas y posteriormente tratadas térmicamente presentaron valores drásticamente menores de 955 Mpa. Sin embargo, los autores resaltan que aún el grupo más débil de Y-TZP, presentó una resistencia flexural mayor que cualquier otro material de subestructura investigado hasta el momento. <sup>(23)</sup>

Papanagiotou y cols. <sup>(22)</sup>, llegaron a las mismas conclusiones, luego de realizar un estudio sobre barras de Y-TZP, donde observaron un aumento significativo en la

resistencia flexural de la cerámica acompañado de un aumento en la cantidad de fase monoclinica, luego de realizar un procedimiento de arenado. Al someter esas muestras arenadas a un proceso de envejecimiento en agua hirviendo durante 7 días, se observó también reversión a fase tetragonal y disminución en los valores de resistencia, repitiéndose el patrón observado en el estudio anterior. Los autores explican estos resultados de la misma manera que lo hicieron los investigadores del estudio citado previamente.

Kosmac y cols. <sup>(47)</sup>, también reportaron resultados similares. Ellos estudiaron tres tipos de cerámica Y-TZP y observaron el efecto que tenía el arenado con partículas de alúmina de 110  $\mu\text{m}$  durante 15 segundos sobre su resistencia flexural y contenido de fase monoclinica.

Al igual que Guazzatto y cols. <sup>(23)</sup> y Papanagiotou y cols. <sup>(22)</sup>, observaron un aumento significativo ( $P < 0,05$ ) en la cantidad de fase monoclinica, y en la resistencia flexural de todas las cerámicas. Determinaron además, que si se seguía el arenado por procedimientos de desgaste superficial, se pierde este reforzamiento, mientras que si se arenan las

superficies que han sido previamente talladas, se puede lograr un aumento de su resistencia, aunque no tan significativo como cuando se aplica sólo el arenado. <sup>(47)</sup>

En resumen, el efecto reforzador del arenado sobre las cerámicas a base de zirconia, se debe a varios aspectos:

- La remoción de una capa superficial de aproximadamente 60  $\mu\text{m}$ , lo cual reduce los defectos superficiales incorporados durante su procesamiento.
- A su vez se induce la transformación de fase tetragonal a monoclinica, generándose una capa superficial compresiva reforzadora, debido a la expansión que esto produce sobre el reticulado espacial de la zirconia.
- El arenado no produce altas temperaturas que produzcan transformación reversa, manteniéndose estable el contenido monoclinico y por tanto el efecto reforzador.
- La profundidad de los defectos inducidos por el arenado no excede el grosor de la capa de tensiones compresivas residuales y por tanto no debilitan la superficie. <sup>(22, 23, 47)</sup>

#### **3.1.4. Pulido**

Albakry y cols. <sup>(39)</sup>, estudiaron el efecto del pulido húmedo sobre la resistencia flexural de los sistemas IPS Empress<sup>®</sup> y Empress 2<sup>®</sup>. El procedimiento fue realizado con lijas de sílice en serie con tamaño de grano entre 220 y 1200, y luego con pasta de diamante de 4,2 y 1 $\mu$ m con una máquina de pulido a 300 rpm bajo una fuerza de 22 N. El procedimiento completo tuvo una duración de aproximadamente 3 minutos.

Al comparar la resistencia flexural de la cerámica pulida con las muestras no tratadas, se observó un aumento significativo ( $P < 0,05$ ) de la resistencia flexural biaxial en ambos sistemas. IPS Empress<sup>®</sup> elevó sus valores de resistencia desde 125 Mpa hasta 171 Mpa después del pulido, mientras que IPS Empress 2<sup>®</sup> también mostró un aumento de 300 Mpa a 387 Mpa. <sup>(39)</sup>

La elevación de la resistencia flexural biaxial estuvo acompañada de un aspecto microscópico caracterizado por una baja rugosidad superficial, lo cual hace pensar que la eliminación de los defectos y grietas de la superficie es el mecanismo responsable del reforzamiento logrado. Otro

mecanismo sería la generación de fuerzas residuales compresivas en la zona pulida, que se opone las fuerzas traccionales aplicadas en la prueba de flexión. <sup>(39)</sup>

Estos autores, en base a sus resultados, recomiendan que luego del ajuste y tallado de las restauraciones completamente cerámicas realizadas en IPS Empress<sup>®</sup> e IPS Empress 2<sup>®</sup>, siempre se debe realizar el pulido de las mismas, para lograr un aumento en la resistencia flexural biaxial, y eliminar los defectos superficiales inducidos por estos procedimientos. Para ellos, es indiferente si se realiza o no el autoglaseado de la restauración después de ser pulida, ya que el efecto sobre la resistencia es insignificante. <sup>(39)</sup>

Ahmad y cols. <sup>(45)</sup> evaluaron el efecto de diversas situaciones clínicas de pulido sobre la resistencia flexural de 140 barras de cerámica dental a base de óxido de aluminio. Se utilizó un protocolo de pulido basado en un estudio piloto sobre los métodos de pulido empleados por 8 prostodoncistas experimentados. Un aspecto evaluado fue la influencia de la velocidad de rotación empleada al pulir la restauración. Para ello, compararon la resistencia flexural

de un grupo control con la resistencia de 10 barras pulidas con un sistema de diamante a 10,000 rpm y otro grupo de 10 barras pulidas con el mismo sistema a 20,000 rpm.

Los resultados indicaron que a mayor velocidad de rotación en el momento de pulido de la cerámica, menor era la resistencia flexural de los especímenes. Las muestras pulidas a 20.000 rpm presentaron valores de resistencia flexural significativamente menores que los pulidos a 10.000 rpm, aún cuando al ser examinadas bajo el microscopio electrónico de barrido las superficies pulidas a alta velocidad eran más lisas <sup>(45)</sup>.

Los autores establecieron que el pulido a baja velocidad no generó fuerzas compresivas de suficiente magnitud como para producir un reforzamiento de la cerámica aluminosa, y que no tuvo ningún efecto nocivo sobre la resistencia flexural de la misma. Por el contrario, el pulido a alta velocidad produjo una disminución de la resistencia flexural, posiblemente debido a la producción de grietas superficiales durante el procedimiento. Se concluyó que el pulido de las restauraciones de cerámica a base de óxido de aluminio realizado a una velocidad de 10000 rpm no aumenta ni

reduce la resistencia flexural, sin embargo debe realizarse para lograr superficies lisas que impidan la acumulación de la placa y favorezcan el aspecto estético <sup>(45)</sup>.

Otra variable clínica que fue investigada en cuanto al pulido de restauraciones de cerámica aluminosa fue el tipo de abrasivo empleado. Ellos compararon la resistencia flexural de especímenes pulidos con abrasivos de tres tipos: una rueda de fieltro con pasta de diamante (grupo FP); un cepillo seguido de una rueda de fieltro y pasta de diamante (grupo BFP); y una rueda de diamante (grupo FD). Estos grupos analizan el efecto de un abrasivo no adherido, como en el caso de la pasta de pulido y uno adherido, como en el caso de la rueda de diamante. Todos los grupos fueron pulidos a la misma velocidad de rotación para permitir la comparación directa entre ellos. <sup>(45)</sup>

Los resultados indicaron que el pulido con un abrasivo adherido produjo una reducción significativa ( $P=0,025$ ) de la resistencia flexural de la cerámica de óxido de aluminio al compararla con el grupo control. Los autores explican que la rigidez de la rueda de diamante puede inducir la formación de grietas que reducen la resistencia flexural de

las muestras. Cuando se emplearon abrasivos tipo pasta, no se observó variación de dicha resistencia en ningún caso, por lo que es preferible emplear este tipo de abrasivo <sup>(45)</sup>.

Otro estudio realizado sobre muestras de In-Ceram Zirconia<sup>®</sup>, que es también cerámica aluminosa pero reforzada con zirconia, investigó la influencia del pulido de la cerámica y del pulido seguido por un tratamiento térmico tipo autoglaseado sobre la resistencia flexural. En este caso el pulido fue realizado con discos de diamante de grano de 90, 70, 30, 15, 9, 3 y 1  $\mu\text{m}$  usados en serie y bajo refrigeración con agua. Los autores compararon la resistencia flexural de las muestras que recibieron este tratamiento con otros tratamientos superficiales como el arenado y el tallado. <sup>(32)</sup>

Las muestras de cerámica aluminosa reforzada con zirconia que recibieron este tipo de pulido presentaron un valor de 494 Mpa de resistencia flexural, constituyendo el segundo grupo más débil entre todos los tratamientos superficiales, siendo el arenado el único grupo menos resistente. Sin embargo, la resistencia flexural de los grupos: tallado, tallado con tratamiento térmico y arenado con tratamiento

térmico, se ubicó entre los 503 y 563 Mpa, que aunque fueron valores mayores no representaron una diferencia estadísticamente significativa ( $P \geq 0,05$ ).<sup>(32)</sup>

El tratamiento térmico posterior al pulido no aumentó significativamente ( $P \geq 0,05$ ) la resistencia flexural de la cerámica, sin embargo, redujo el tamaño promedio de los defectos críticos presentes en las muestras, mientras que el pulido no contribuyó a disminuir la profundidad de los defectos inducidos por el tallado de las muestras. Es importante tomar en cuenta que en un material de grano grueso como es el In-Ceram Zirconia<sup>®</sup>, el pulido puede reducir los defectos creados por el tallado pero inducir nuevos defectos debidos al desprendimiento de granos o grupos de granos, lo cual tiene influencia sobre la resistencia flexural.<sup>(32)</sup>

En cuanto a la Zirconia estabilizada con itrio, Guazzato y cols.<sup>(23)</sup> también investigaron que efecto tenía el pulido sobre su resistencia flexural y lo compararon con otros tratamientos superficiales. Para tratar de explicar las variaciones en la resistencia flexural, se indagó, desde el punto de vista de difracción de rayos x y microscopía de

barrido electrónico, que caracterizaba a las muestras pulidas y a las muestras pulidas y luego tratadas térmicamente.

Las muestras fueron pulidas con discos de diamante de granos decrecientes desde los 90 hasta 1  $\mu\text{m}$ , bajo refrigeración acuosa a una velocidad de 800 rpm. Las muestras pulidas de esta manera fueron el segundo grupo mas débil entre todos los tratamientos, presentando una resistencia flexural; de 1095 Mpa, mientras que el realizar posteriormente un tratamiento térmico aumentó a 1165 Mpa, lo cual no representó un aumento estadísticamente significativo ( $P \geq 0,0005$ ) <sup>(23)</sup>. Si se comparan estos resultados con el mismo estudio realizado sobre cerámica aluminosa reforzada con zirconia, se observa que se repite el mismo patrón en cuanto a la influencia del pulido sobre la resistencia flexural en ambos sistemas.

La cantidad de fase monoclinica presente en las muestras pulidas fue casi indetectable y se revierte totalmente a tetragonal luego del tratamiento térmico. Bajo el microscopio electrónico de barrido se aprecio una superficie más homogénea que cualquier otra tratada con otros

tratamientos superficiales, sin embargo, aún eran apreciables ciertas irregularidades de orientación diversa. El pulido produjo una remoción de una capa de aproximadamente 3-4  $\mu\text{m}$ , eliminando así la capa de tensiones residuales dejada por el tallado de la subestructura, pero sin eliminar por completo los defectos inducidos por ésta. Los autores presentan la posibilidad de que un pulido más profundo puede minimizar el tamaño de estos defectos y por tanto aumentar la resistencia flexural.<sup>(23)</sup>

### **3.1.5. Desgaste o Tallado**

El desgaste de la estructura cerámica es un procedimiento común realizado con la finalidad de darle forma a la subestructura y para mejorar el ajuste de la restauración terminada <sup>(32)</sup>. Él tiene efectos secundarios sobre la superficie de la cerámica, entre los cuales los más importantes, según Pfeiffer y Hollstein citados por Luthardt<sup>(41)</sup> son: la rugosidad, deformación plástica, daño estructural y tensiones residuales.

Giordano, citado por Luthardt <sup>(41)</sup>, explica que el desgaste de la cerámica puede actuar de dos maneras sobre la estructura. La primera, causando tensiones compresivas

residuales en la superficie, las cuales actúan como mecanismo de reforzamiento, y la segunda, induciendo defectos superficiales. Si su profundidad excede el grosor de la capa de tensiones residuales inducidas que pueden comprometer la resistencia.

Kitazaki y cols. <sup>(48)</sup>, evaluaron el efecto de la cantidad de tallado sobre la resistencia flexural uniaxial y biaxial de dos cerámicas coladas (Crys-Cera<sup>®</sup> Kyutai Dentceram, Okayama, Japón; y OCC<sup>®</sup> Olympus Optical, Tokio, Japón) y una cerámica de inyección con contenido de zirconia (IPS Empress Cosmo<sup>®</sup> Ivoclar, Schaan, Liechtenstein). Se prepararon especímenes con y sin desgaste. Se produjeron cinco tipos de barras para la prueba de flexión de tres puntos y cuatro tipos de discos para la prueba flexural biaxial. Las muestras a ser talladas presentaban tamaños mayores que las que no iban a serlo, y las primeras, fueron desgastadas con una máquina de precisión empleando hojas de diamante desde #600 o #1000 bajo refrigeración acuosa, hasta llevarlos al mismo tamaño y forma que las muestras no talladas.

Luego de almacenarlas en agua destilada a 23°C durante 24 horas, se realizó la prueba flexural biaxial en agua y la prueba de flexión de tres puntos en aire de las muestras talladas y no talladas. <sup>(48)</sup>

Los resultados señalaron que una de las cerámicas coladas (Crys-Cera<sup>®</sup>) y la cerámica de inyección con contenido de zirconia (IPS Empress Cosmo<sup>®</sup>) presentaron una disminución de los valores de resistencia flexural biaxial y uniaxial a medida que se aumentaba la cantidad de tallado. La otra cerámica colada (OCC<sup>®</sup>) no presentó diferencias significativas ( $P > 0,05$ ) en los valores de resistencia entre los grupos tallados y no tallados. Estas variaciones se justifican debido a los cambios de rugosidad superficial y sobre los componentes cristalinos que produce el tallado sobre las cerámicas. <sup>(48)</sup>

Los autores señalan que este estudio es muy importante para establecer los parámetros de preparación de las muestras cerámicas para evaluar la resistencia flexural, ya que las especificaciones de la ISO <sup>(49)</sup> exigen un tallado de 0.4 mm de todas las superficies de los especímenes antes de evaluar la resistencia flexural. Sin embargo, esta

especificación no se corresponde con la situación clínica, ya que, la superficie interna de una corona nunca es tallada ni pulida, y es en esta superficie donde se ha demostrado que se inician la mayoría de las fracturas de estas restauraciones. Esto implica que tal vez muestras sin tallado reflejarían mejor la resistencia flexural de esta superficie de las restauraciones cerámicas. <sup>(48)</sup>

Otro estudio en cuanto a la influencia del desgaste sobre la resistencia flexural biaxial de las cerámicas obtenidas por inyección fue reportado por Albakry y cols. en el 2004 <sup>(39)</sup>. En esta oportunidad fue evaluada la resistencia flexural biaxial de muestras producidas en IPS Empress<sup>®</sup> e IPS Empress 2<sup>®</sup>.

El desgaste de los discos fue realizado de una forma diferente al los estudios citados previamente. Se utilizaron primero lijas de sílice de grano 220 y 180 las cuales se montaron en una pulidora metalográfica. La velocidad se graduó a 300 rpm. Posteriormente se usó un disco de diamante de 110  $\mu\text{m}$  bajo las mismas condiciones de las lijas. El procedimiento completo duró aproximadamente 1 minuto y se realizó bajo un chorro de agua. Un grupo de

discos desgastados de este modo se autoglaseó posteriormente. <sup>(39)</sup>

Las muestras desgastadas presentaron valores similares de resistencia flexural biaxial a las muestras sin ningún tratamiento, o muestras que recibieron arenado. Es decir, el tallado ni aumentó ni disminuyó la resistencia flexural de las muestras de control de IPS Empress<sup>®</sup> y Empress 2<sup>®</sup>. Así como el autoglaseado posterior al tallado no produjo variación significativa ( $P > 0,05$ ) de los resultados. <sup>(39)</sup>

Aún con los hallazgos de estos investigadores, insisten en que el desgaste debe realizarse siempre a baja velocidad y con refrigeración acuosa para no generar efectos adversos sobre la resistencia de la cerámica. Otro factor importante es la rugosidad de la herramienta empleada para tallar, la cual determina el tamaño de los defectos producidos por el procedimiento y la cantidad de fuerzas compresivas residuales generadas. Por supuesto, la microestructura de la cerámica juega un rol determinante. <sup>(39)</sup>

Guazzato y cols. <sup>(32)</sup> estudiaron no sólo el efecto del tallado sobre la resistencia flexural de la cerámica de infiltración

aluminosa reforzada con zirconia, sino también si la dirección en la que se realizaba este desgaste tenía algún efecto sobre esa resistencia.

Las dos hipótesis planteadas en cuanto al desgaste fueron: 1) que se produciría una inducción de transformación de fases de las partículas de zirconio, lo que causaría una capa de tensiones compresivas residuales que reforzaría la cerámica; y 2) que los especímenes que se desgastan paralelamente al eje traccional serían mas resistentes que aquellos desgastados en una dirección perpendicular <sup>(32)</sup>.

Las muestras en forma de barras de In Ceram Zirconia<sup>®</sup> (cerámica aluminosa reforzada con zirconia) fueron desgastadas bajo agua con una rueda de diamante con un grano de 91µm a 3300 rpm. En uno de los grupos la dirección de corte fue paralela al eje longitudinal de la barra y por tanto paralelas a las fuerzas traccionales que serían aplicadas durante la prueba de flexión. El otro grupo fue cortado en una dirección perpendicular a dicho eje. Se compararon también grupos sólo desgastados con grupos con un tratamiento térmico posterior al desgaste que se correspondía con las indicaciones del fabricante para

realizar el autoglaseado de la porcelana de revestimiento.<sup>(32)</sup>

Las superficies desgastadas de la cerámica reforzada con zirconia presentaban defectos de hasta 18  $\mu\text{m}$ , microgrietas y desplazamiento de material, independientemente de la dirección en la que se realizó el tallado. La orientación de los defectos inducidos parecía estar más relacionada con la dirección de los granos y los defectos preexistentes. No existieron diferencias significativas ( $P > 0,0005$ ) entre la resistencia flexural de las muestras desgastadas en diferentes direcciones, sin embargo, el tratamiento térmico posterior al desgaste produjo un aumento, aunque no estadísticamente significativo, de la resistencia flexural en todos los casos. Los autores recomiendan que siempre se realice un tratamiento térmico luego de tallar la cerámica, aunque señalan que las fuerzas compresivas inducidas por el cambio de fase de la zirconia provocada por el desgaste y otros tratamientos superficiales probablemente limiten la degradación progresiva de la resistencia de la cerámica.<sup>(32)</sup>

En las cerámicas a base de zirconia estabilizadas con itrio o Y-TZP, se recomienda realizar el desgaste de la superficie

para generar una región superficial de tensiones compresivas que aumenten la resistencia flexural. Swain y Hannink, citados por Guazzato en el 2005 <sup>(23)</sup>, demostraron que al hacer el pulido empleando maquinaria y no usando una técnica manual, se alcanzan temperaturas locales que causan una reversión de fase monoclinica a tetragonal. Si esto ocurre, los defectos superficiales que son producidos por el desgaste no son compensados por las tensiones residuales generadas por la expansión volumétrica del cambio de tetragonal a monoclinica, sino que actúan como concentradores de tensiones, lo que se traduce en una disminución de la resistencia flexural.

Guazzato y cols. <sup>(23)</sup>, realizaron un estudio para determinar el efecto de varios tratamientos superficiales y térmicos sobre la resistencia flexural de la cerámica YTZP (zirconia parcialmente estabilizada con itrio). Entre estos tratamientos superficiales se estudió el desgaste realizado en dos direcciones diferentes, seguido o no de tratamiento térmico y se comparó con el arenado y con el pulido.

Muestras de YTZP en forma de barras se tallaron con una rueda de diamante de grano de 91  $\mu\text{m}$  montada en una

máquina de corte, bajo refrigeración con agua. Dos grupos se desgastaron en sentido longitudinal, es decir, en dirección paralela a las fuerzas traccionales aplicadas durante la prueba de flexión, y otros dos grupos se desgastaron en dirección perpendicular. Uno de los grupos de cada dirección de desgaste fue sometido a tratamiento térmico posterior, cuyo protocolo correspondía a las condiciones bajo las cuales se coloca la porcelana de revestimiento sobre la estructura de zirconia <sup>(23)</sup>.

Al analizar las muestras tratadas, los investigadores concluyeron que la dirección de tallado no influye significativamente ( $P > 0,0005$ ) sobre la resistencia flexural de la cerámica a base de zirconia. Los grupos tallados fueron los segundos en presentar mayor cantidad de fase monoclinica y resistencia flexural, después de las muestras arenadas. Al comparar con el arenado y pulido, el desgaste de la cerámica demostró ser capaz de reforzar la cerámica en un nivel ligeramente inferior al arenado pero mayor que el pulido. <sup>(23)</sup>

El aspecto microscópico de la cerámica tallada se caracterizó por material deformado y dislocado, con

numerosas grietas y defectos localizados alrededor de las marcas dejadas por la rueda de tallado. La orientación de dichos defectos fue independiente de la dirección en la cual se realizó el desgaste de la cerámica. Al comparar con el arenado y pulido, el desgaste de la cerámica demostró ser capaz de reforzar la cerámica en un nivel ligeramente inferior al arenado pero mayor que el pulido. <sup>(23)</sup>

La resistencia flexural de las muestras que se sometieron a tratamiento térmico después del desgaste disminuyó con respecto a las no tratadas. Es importante tomar en cuenta que el tratamiento térmico aplicado en este estudio era el recomendado para colocar la porcelana de revestimiento sobre la subestructura de zirconia, y por tanto un procedimiento de laboratorio inevitable en la confección de una prótesis de este tipo. Sin embargo, los autores reportan que esta disminución de resistencia no fue importante, lo cual contrasta con estudios previos. Ellos atribuyen este hecho a que su técnica de desgaste generó temperaturas inferiores a la producida en otros estudios, y que además produjo daños superficiales de menor tamaño. <sup>(23)</sup>

Otro estudio planteó la hipótesis que la resistencia y la rugosidad superficial de la zirconia reforzada con itrio

variaría según los parámetros establecidos para el desgaste de la superficie interna de coronas y prótesis fijas. Las muestras eran discos de cerámica Y-TZP que fueron desgastados variando ciertos parámetros como la velocidad de tallado. Los autores encontraron que el desgaste de la superficie interna de la zirconia produce una disminución significativa ( $P < 0,05$ ) de su resistencia al compararla con un grupo control <sup>(41)</sup>.

Resultados similares fueron obtenidos por Kosmac y cols.<sup>(47)</sup> quienes realizaron un estudio para evaluar la influencia del tallado de la superficie de tres cerámicas Y-TZP. Además, estudiaron la influencia de la presencia o ausencia de refrigeración durante el desgaste; del tamaño de grano de la fresa empleada; y la aplicación de un tratamiento de arenado anterior o posterior al tallado. De las tres cerámicas a base de zirconio estabilizada con itrio estudiadas, dos tenían la misma composición química, pero diferente tamaño y promedio de grano. La tercera contenía 0,25% de alúmina, cuya función es suprimir la transformación de tetragonal a monoclinica durante el envejecimiento.

Las muestras evaluadas fueron discos realizados en las cerámicas antes mencionadas, con un 100% de fase tetragonal y sin diferencias significativas evidentes en la resistencia flexural de los tres materiales. Un grupo de 10 muestras se talló con una piedra de diamante de grano grueso (150  $\mu\text{m}$ ), mientras que en otro grupo se realizó con una piedra de diamante de grano fino (50  $\mu\text{m}$ ) montadas en una pieza de alta velocidad (150 rpm). Este último procedimiento se hizo tanto en seco, como con refrigeración acuosa. Se evaluó la cantidad de fase monoclinica presente después cada tratamiento y se realizaron pruebas de resistencia flexural biaxial a todas las muestras, con el lado tratado recibiendo fuerzas traccionales. <sup>(47)</sup>

Los autores observaron que durante el tallado de la superficie se presentaron chispazos, y calcularon que fueron removidos aproximadamente 130  $\mu\text{m}$  con el grano grueso y 70  $\mu\text{m}$  con el grano fino. Las grietas y rasguños producidos en todas las superficies talladas, variaban su profundidad de acuerdo al grano de la piedra empleada y se acompañaron de zonas de deformación plástica. El tamaño promedio de defecto crítico producido por el desgaste en la superficie de la cerámica disminuyó en un 30% al emplear

refrigeración acuosa, y se observó una baja aún mayor cuando esta se usó en combinación de piedras de grano fino. <sup>(47)</sup>

El tallado no produjo cantidades importantes de fase monoclinica y redujo la resistencia flexural de todas las muestras. Sin embargo, esta reducción de la resistencia no fue estadísticamente significativa ( $P > 0,05$ ) para ninguna de las tres cerámicas evaluadas cuando se realizó el tallado con piedras de grano fino, mientras que fue significativa ( $P < 0,05$ ) sólo para la zirconia de grano fino al ser tallada con la piedra de grano grueso. <sup>(47)</sup>

Es importante destacar, que cuando se aplicó arenado posterior al tallado, se observó un aumento de la resistencia flexural en todas las cerámicas, acompañada de un aumento en la cantidad de fase monoclinica. Este aumento fue significativo ( $P < 0,05$ ) sólo para la zirconia de grano grueso. <sup>(47)</sup>

Nuevamente, estos autores discuten que las temperaturas producidas durante el procedimiento de tallado, son importantes para determinar la influencia de éste sobre la

resistencia flexural de las cerámicas con contenido de zirconia. Si estas temperaturas sobrepasan los 700°C, se produce la transformación reversa de monoclinica a tetragonal, y se pierde el efecto de reforzamiento. Se mencionó previamente que los investigadores observaron chispazos durante el tallado de sus muestras, indicando una alta producción de calor. <sup>(47)</sup>

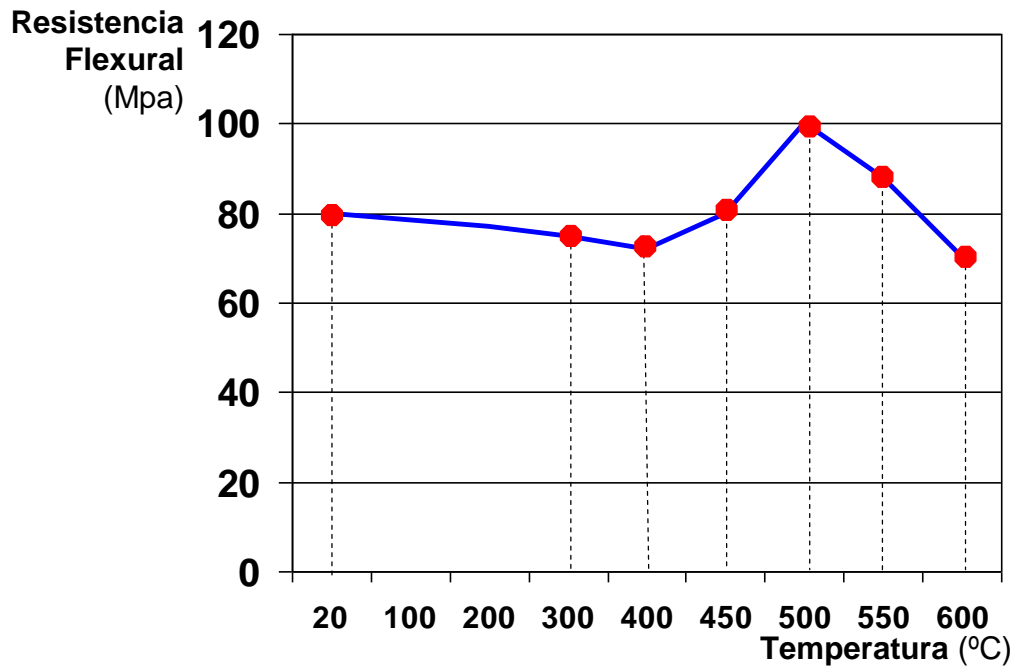
Al aplicar estos resultados en la practica clínica y de laboratorio, se concluye que los hallazgos de Kosmac y cols. indican que se debe realizar el tallado de la cerámica Y-TZP con piedras de grano fino (50 µm), bajo refrigeración acuosa, para controlar la generación de calor en la zona. Además, se recomienda altamente realizar un tratamiento de arenado sobre las superficies talladas, debido a que se produce una reducción en el tamaño de los defectos producidos en el tallado y se inducen tensiones compresivas que producen un aumento en la resistencia flexural de la cerámica. Es importante tomar en cuenta que si se talla nuevamente la superficie después del arenado, se pierde este efecto reforzador. <sup>(47)</sup>

### **3.2. Temperatura**

Durante el proceso de elaboración de una prótesis dental, la cerámica se somete a temperaturas altas, que lógicamente vienen acompañadas de elevadas tensiones térmicas. Es importante conocer el efecto de estas variaciones térmicas sobre la resistencia flexural de la cerámica, para poder estimar el riesgo de fractura de estas restauraciones durante su manipulación en el proceso de fabricación. En este sentido, ciertos autores consideran importante conocer la resistencia flexural de la cerámica en el periodo comprendido entre la temperatura de transición del vidrio y la temperatura ambiente. <sup>(50)</sup>

Lenz y cols. <sup>(50)</sup> decidieron medir la resistencia flexural de una cerámica de revestimiento (IPS Classic Dentin<sup>®</sup>: Ivoclar, Liechtenstein) en función de la temperatura. Los especímenes preparados de esta porcelana se calentaron hasta 650°C, muy por encima de la temperatura de transición del vidrio, para asegurar su penetración en los defectos superficiales creados durante la elaboración de las muestras. Se midió la resistencia flexural mediante una prueba uniaxial de tres puntos a los 20, 300, 400, 500, 550 y 600°C.

La resistencia flexural de la porcelana en función de la temperatura puede observarse en la figura 20. La resistencia flexural de la cerámica es casi constante entre los 20 y 400°C. De los 400 a 500°C se observó un aumento del 34% en la resistencia, que los autores atribuyen al comienzo del flujo piropástico del vidrio en las imperfecciones superficiales. Al seguir aumentando la temperatura, se observó una disminución de la resistencia, sin embargo, la resistencia flexural de la cerámica a la temperatura de transición del vidrio, es tan sólo un 5% menor que la resistencia a temperatura ambiente. <sup>(50)</sup>



**Figura 20. Resistencia flexural de porcelana IPS Dentin® en función de la temperatura.** (Tomado de: Lenz J, Thies M, Wollwage P, Schweizerhof K. A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. Dent Mat 2002; 18: 558-560.)

El experimento no reveló variación significativa de la resistencia flexural durante todo el intervalo de la temperatura ambiente hasta la temperatura de transición del vidrio. Los autores hacen la acotación que sólo fue probado un tipo de cerámica, y por lo tanto son necesarias más investigaciones para confirmar este comportamiento en cerámicas de otra composición. <sup>(50)</sup>

Munz, citado por Fischer y cols. <sup>(51)</sup> explica que debido a su microestructura no homogénea y la presencia de defectos microscópicos distribuidos al azar, los componentes cerámicos acumulan tensiones residuales, durante la sinterización y posterior enfriamiento. Si la inducción de tensiones es un proceso controlado, puede ser empleado como método de reforzamiento de la cerámica. Sin embargo, una distribución de tensiones de manera descontrolada, como en este caso, puede generar consecuencias críticas sobre la estabilidad de las propiedades mecánicas de la cerámica. Esto es problemático, no sólo desde el punto de vista clínico, sino en la evaluación experimental de las propiedades mecánicas de la cerámica, ya que pueden producirse resultados erróneos y con alta variabilidad.

A través de la manipulación de la temperatura durante algunas horas, pueden eliminarse las tensiones residuales presentes en una estructura cerámica. La determinación de la temperatura exacta que debe mantenerse en la estructura para relajar esas tensiones, es un proceso complicado en las cerámicas vítreas, debido a la gran proporción de fase amorfa que ellas presentan. Si la temperatura es muy alta, pueden ocurrir cambios estructurales indeseables en la

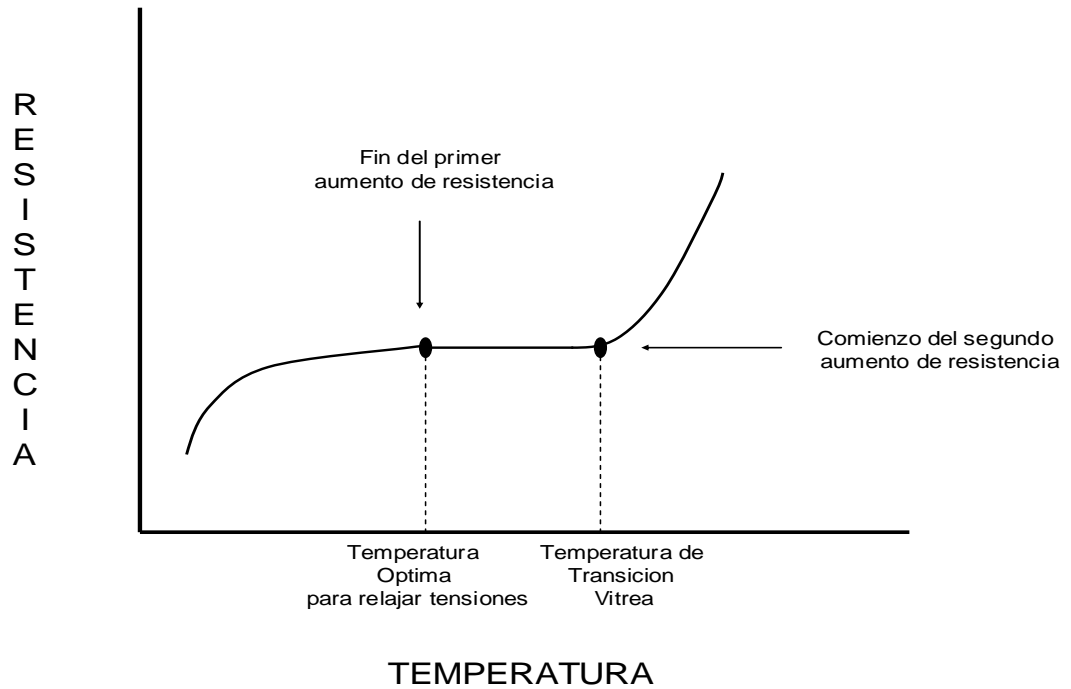
estructura. Si la temperatura es muy baja, pueden permanecer cierta cantidad de tensiones. <sup>(51)</sup>

Fischer y cols. <sup>(51)</sup>, se plantearon la hipótesis según la cual la temperatura de relajación de tensiones residuales, debe determinarse individualmente para cada tipo de cerámica, para garantizar los efectos deseados sin alterar las características del material. En este sentido, experimentaron sobre 5 tipos cerámicas vítreas: IPS Empress<sup>®</sup> y Optec OPC<sup>®</sup> (Jeneric Penaron, Wellinford, EU), que son cerámicas con alto contenido de leucita; Duceram Opaker<sup>®</sup> (Degudent, Hanau, Alemania) y Vita Omega Opaker<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania), que son porcelanas feldespáticas convencionales; e In-Ceram Alumina<sup>®</sup>, que es una cerámica aluminosa de infiltración.

Se confeccionaron 70 muestras estándar de cada material y se le indujeron tres defectos superficiales a cada una por medio de un indentador Knoop. Las muestras se organizaron en 7 grupos de 10 para cada material. Con la finalidad de relajar tensiones, estos fueron sometidos a 6 temperaturas diferentes durante 10 horas, en un horno para cerámica. Un grupo no recibió tratamiento y se usó como control. Por

último, se realizó una prueba de resistencia flexural de cuatro puntos y se examinó la superficie en un microscopio electrónico de barrido para verificar los cambios en los defectos que se habían inducido previamente. <sup>(51)</sup>

Los autores observaron que la resistencia de los cinco tipos de cerámica aumentó con el procedimiento térmico de relajación de tensiones. La longitud de las indentaciones no cambió significativamente ( $P > 0,01$ ) cuando la temperatura empleada se mantuvo a 100 K por debajo de la temperatura de transición vítrea de la cerámica. Las curvas que relacionaron resistencia-temperatura de relajación de tensiones de las cinco cerámicas presentaron un patrón común que puede observarse en la figura 21. <sup>(51)</sup>



**Figura 21. Representación esquemática de la variación de la resistencia en función de la temperatura empleada para eliminar las tensiones residuales.** (Tomado de: Fischer H, Hemelik M, Telle R, Marx R. Influence of annealing temperature on the strength of dental glass ceramic materials. Dent Mat 2005; 21: 671-677.)

La curva muestra un incremento de la resistencia hasta los 100 K por debajo de la temperatura de transición vítrea, que luego se mantiene constante hasta alcanzarla, formando una meseta. Este patrón refleja la eliminación de las tensiones residuales de la estructura, y la zona de meseta indica que ya la estructura esta libre de tensiones. <sup>(51)</sup>

Se observa otro incremento significativo de la resistencia cuando la temperatura empleada es igual o mayor que la temperatura de transición vítrea. A estas temperaturas también se observó en el microscopio electrónico de barrido que se produjeron modificaciones en las indentaciones inducidas en el material. Esto es indicativo de que el aumento de la resistencia se debe a una deformación microplástica de la estructura de la cerámica, que produce la disminución del tamaño de los defectos superficiales. Tales cambios estructurales, como es de imaginarse, pueden modificar las características y propiedades de una restauración realizada en este material, y por tanto, deben evitarse. <sup>(51)</sup>

Basados en los hallazgos de su investigación, los autores concluyen que debe realizarse siempre un procedimiento térmico para eliminar las tensiones residuales presentes en una estructura cerámica. Esta aseveración es especialmente válida para aquellas cerámicas cuyas propiedades mecánicas van a ser estudiadas, garantizando así resultados veraces que no estén influenciados por tensiones inducidas en la fabricación de las muestras. La temperatura ideal para realizar este procedimiento es de 100 K por

debajo de la temperatura de transición vítrea de la cerámica en cuestión. <sup>(51)</sup>

### **3.3. Cementado de la Restauración Final**

Diaz-Arnold, citado por Fleming <sup>(38)</sup>, explica que en la actualidad existen una variedad de cementos que se emplean para el cementado de restauraciones completamente cerámicas. Ellos son el fosfato de zinc, el policarboxilato de zinc, el vidrio ionomérico convencional, el vidrio ionomérico reforzado con resina y el cemento resinoso.

Según Sidel, citado por el mismo autor, el uso del vidrio ionomérico reforzado con resina para la cementación de estas restauraciones debe ser evitado, debido a que sufre una expansión higroscópica que resulta en fracasos clínicos en periodos de 6 a 9 meses. Por el contrario, el empleo de los cementos resinosos, que logran adhesión a la estructura dentaria, ha demostrado tener un efecto ventajoso sobre las restauraciones completamente cerámicas. <sup>(38)</sup>

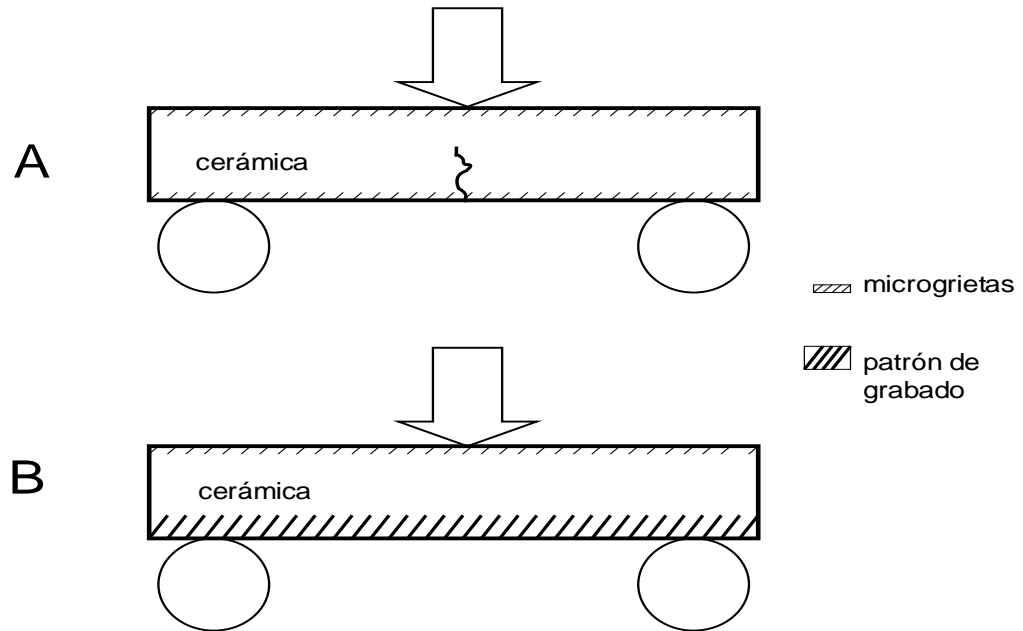
La adhesión de una restauración cerámica a la estructura dentaria no sólo cumple una función de retención, sino que

contribuye a la resistencia y longevidad de la restauración. Por lo tanto el empleo de un cemento con propiedades adhesivas es un importante paso clínico <sup>(5, 12)</sup>.

Thompson y Kelly, citados por Pagniano <sup>(25)</sup> resaltan la importancia de conocer la forma de fracaso clínico de las restauraciones para poder lograr mejorar su longevidad. En ese sentido, señalan que más del 90% de las coronas completamente cerámicas, se fracturan a partir de defectos y grietas que se originan en la superficie interna y no en las superficies funcionales. Esta observación clínica ha llevado al estudio de los parámetros que influyen en la resistencia de la superficie interna de las restauraciones cerámicas.

Algunos autores <sup>(5, 12)</sup> establecen que una alternativa para solucionar el problema del inicio de grietas en la superficie interna de la restauración que, entre otras zonas, correspondería a la superficie donde se acumulan tensiones traccionales de la corona o puente fijo, es el empleo de técnicas adhesivas. Se basan en el principio según el cual grabar la superficie interna de las restauraciones cerámicas, silanizarlas, colocar un adhesivo y un cemento adhesivo, crea una zona infiltrada por resina en la cerámica, lo que

eliminaría la posibilidad de inicio de grietas en esa zona (ver figura 22).



**Figura 22. Propagación de grietas en una barra cerámica.**

**A:** Inicio de grietas en el lado inferior de la barra donde existen fuerzas traccionales

**B:** Al realizar la técnica adhesiva, se eliminan las microgrietas iniciales y se genera una capa infiltrada por resina que es menos frágil

(Tomado de: Roulet J, Janda R. Future Ceramic Systems. Oper Dent 2001; Supplement 6: 211-228)

Teóricamente, esto se puede deber a que el grabado disminuye la microgrietas y al penetrar la superficie con

resina, que es menos frágil que la cerámica, se necesitan tensiones más altas para iniciar la fractura en esa zona. Roulet y Janda <sup>(12)</sup> citan varios estudios que soportan este comportamiento de las cerámicas cementadas con técnica adhesiva. Fleming y cols. <sup>(46)</sup>, explican que la contracción de polimerización del cemento produce fuerzas compresivas sobre los defectos superficiales. Estas tensiones evitan que los defectos o grietas se extiendan y provoquen la fractura del material, explicando así el efecto positivo del cemento resinoso sobre la resistencia de las restauraciones cerámicas.

Wassenar citado por Cattell <sup>(17)</sup>, explica que son tres los factores principales por los cuales la cementación adhesiva refuerza las estructuras cerámicas: la reducción de los defectos superficiales por infiltración de resina; la creación de una capa de tensiones compresivas debido a la contracción de polimerización de los cementos resinosos; y la habilidad de la resina de actuar como un amortiguador de tensiones y de transferir las cargas oclusales a la estructura dentaria.

Pagniano y cols. en el 2005 <sup>(25)</sup> realizaron un estudio para examinar la influencia de una capa de cemento resinoso sobre la resistencia flexural biaxial y el modo de fractura de IPS Empress<sup>®</sup> e IPS Empress2<sup>®</sup>. De un total de 74 discos, 37 se realizaron en IPS Empress<sup>®</sup> y los restantes 37 en IPS Empress2<sup>®</sup>. Un lado de cada uno de los discos se arenó para simular la superficie presente en la parte interna de una corona y en esa superficie se realizó el grabado con ácido fluorhídrico al 5% durante 60 segundos. Se lavaron, secaron y se aplicó el componente silanizador a todas las muestras. En este punto se dividieron las muestras en subgrupos quedando 17 muestras de cada sistema con una capa de cemento resinoso de curado dual y 20 que no recibieron ningún cemento. Por último, se determinó la resistencia flexural biaxial de las muestras.

El grosor de la capa de cemento se determinó en un rango entre 0,09 a 0,14 mm. Las muestras de IPS Empress 2<sup>®</sup> cementadas reportaron 315 Mpa y fueron las de mayor resistencia, mientras que las muestras de IPS Empress<sup>®</sup> sin cemento presentaron valores de 122,2 Mpa, conformando el grupo de menor resistencia. Los resultados indicaron que tanto el sistema empleado como la presencia de cemento

afectan significativamente ( $P < 0,001$ ) la resistencia flexural resultante. <sup>(25)</sup>

Las muestras con cemento fueron capaces de soportar una magnitud de tensión mayor que las que no recibieron cemento antes de iniciarse el proceso de fractura. El efecto de la presencia del cemento fue similar para ambos sistemas: aumentó significativamente ( $P < 0,001$ ) la resistencia flexural biaxial en ambos casos. <sup>(25)</sup>

En el año 2006, Bindl y cols. <sup>(52)</sup> presentaron un estudio cuyo objetivo fue evaluar la resistencia y patrón de fractura de coronas monolíticas (aquella que esta conformada en todo su espesor por un mismo material) para el sector posterior realizadas en sistemas CAD/CAM con cerámicas de diferente resistencia, cementadas con cemento adhesivo y un fosfato de zinc. Al cementarlas, ellas conforman un sistema de dos capas con el cemento, y cuando éste se deforma, provoca tensiones en la parte interna de la corona.

Se realizó una preparación clásica para corona en un modelo acrílico de un molar inferior, la cual se confeccionó con el sistema Cerec 3<sup>®</sup>. Las coronas se construyeron

empleando el mismo sistema, a partir de bloques de tres tipos de cerámica: una cerámica feldespática, una vítrea con leucita y una a base de disilicato de litio. Todas las coronas poseían un espesor uniforme de 1,5 mm en todas sus superficies. Para usar el cemento adhesivo, se confeccionaron duplicados de las preparaciones, que tenían los 2 mm superficiales confeccionados en resina compuesta. Las superficies internas de todas las coronas, independientemente del tipo de cemento a usar, fueron tratadas con arenado con partículas de óxido de aluminio de 50  $\mu\text{m}$ . Se cementaron 15 coronas de cada tipo de cerámica con dos tipos de cemento: fosfato de zinc y cemento resinoso autocurado. En el caso de las coronas cementadas con el cemento resinoso, se aplicó el protocolo de técnica adhesiva tanto en la superficie interna de la corona, como en la preparación. <sup>(52)</sup>

Los resultados obtenidos por Bindl y cols. arrojaron diferencias estadísticamente significativas ( $P < 0,001$ ) entre las coronas cementadas con el cemento adhesivo y el fosfato de zinc. Las cargas soportadas por las coronas de los tres tipos de cerámica cementadas con cemento resinoso fueron significativamente ( $P < 0,001$ ) mayores que la carga

soportada por la más fuerte de las cerámicas cementada con fosfato de zinc. <sup>(52)</sup>

La capa de fosfato de zinc mostró múltiples grietas que se iniciaban a partir de defectos presentes en el cemento. En el cemento adhesivo no se evidenció este patrón de agrietamiento múltiple. Él presenta grietas únicas que se iniciaban a partir de un defecto presente en la superficie cerámica. <sup>(52)</sup>

Los autores discuten que el aumento substancial de las cargas soportadas por las coronas cementadas con cemento adhesivo vs. fosfato de zinc, puede estar relacionado tanto con las propiedades mecánicas superiores del cemento resinoso como con la adhesión lograda entre diente-cemento-cerámica. El agrietamiento del cemento de fosfato de zinc es indicativo de que la calidad de soporte mecánico que brinda el cemento a la restauración es un factor importante, ya que pueden acumularse tensiones en la superficie inferior de la corona si el cemento cede, y como hemos mencionado con anterioridad, esta zona es altamente susceptible al inicio de fracturas. <sup>(52)</sup>

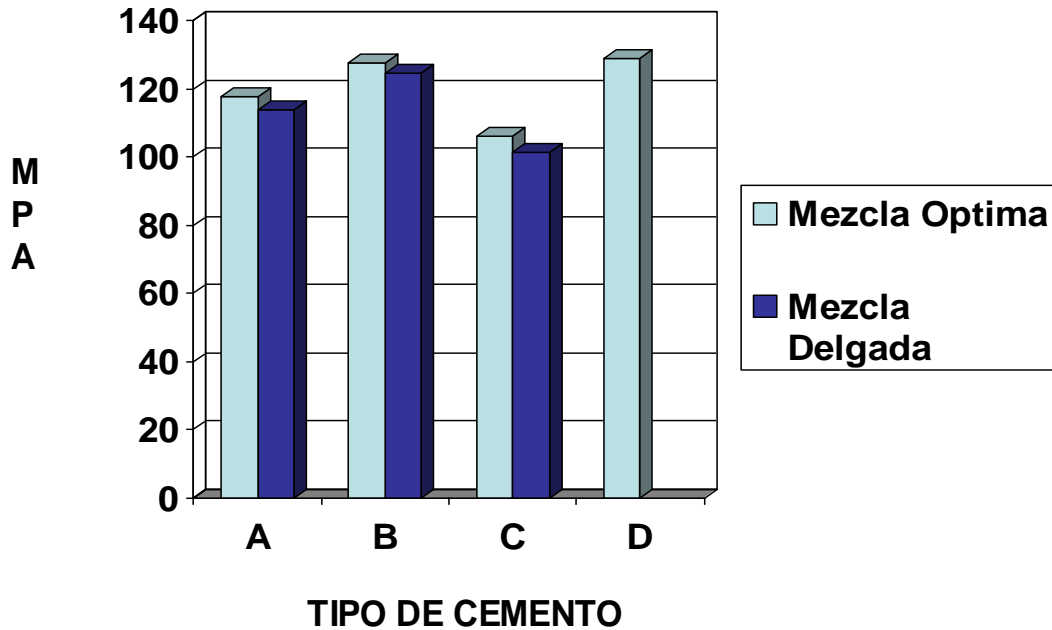
Varios autores reportan que las cerámicas con alto contenido de zirconia pueden ser cementadas con cualquier tipo de cemento convencional debido a su alta resistencia. McLaren reporta que los cementos de vidrio ionomérico han sido empleados con éxito en restauraciones hechas con In-Ceram Zirconia<sup>®</sup>.<sup>(30)</sup>

Una variable importante en el procedimiento clínico de cementado de una restauración completamente cerámica es la manipulación correcta de la proporción polvo-liquido durante la preparación del cemento. Los cementos que presentan una reacción ácido-básica (fosfato de zinc, policarboxilato de zinc, vidrio ionomérico) son especialmente susceptibles a este parámetro. Una pequeña disminución de la proporción polvo-liquido provoca que se mantengan niveles de ph muy bajos durante periodos prolongados, debido a la presencia de una cantidad elevada de ácido sin reaccionar en la masa del cemento. Marquis, citado por Fleming, ha demostrado que las cerámicas reforzadas con alúmina son susceptibles a una degradación de su resistencia cuando se encuentran en medios ácidos.<sup>(53)</sup>

Basados en esta afirmación, Fleming y Narayan<sup>(53)</sup>, investigaron el efecto de la variabilidad inducida por el operador en la preparación de los cementos sobre la resistencia flexural de discos de porcelana aluminosa de núcleo. Los cementos estudiados fueron: policarboxilato de zinc, vidrio ionomérico convencional, vidrio ionomérico modificado con resina y cemento resinoso.

Los autores modificaron la proporción polvo-líquido, simulando la variabilidad clínica, de tres maneras: manejando las proporciones exactas del fabricante (mezcla “óptima”), preparando una mezcla “delgada” y preparando una mezcla “gruesa”. El cambio en la consistencia fue logrado manteniendo constante la cantidad de líquido y agregando un 25% más o menos de polvo en la mezcla gruesa y delgada respectivamente. El espesor de la capa fue mantenido entre 50 y 100  $\mu\text{m}$  para todos los cementos. Se midió la resistencia flexural biaxial de 25 muestras recubiertas con una capa de los cuatro cementos, preparados con cada una de las tres consistencias, con excepción del cemento resinoso, cuya consistencia no fue alterada. Las muestras se mantuvieron húmedas antes y durante la prueba. <sup>(53)</sup>

Los resultados obtenidos pueden apreciarse en la figura 23.



**Figura 23. La influencia del tipo de cemento y consistencia en la resistencia flexural de la porcelana aluminosa de núcleo. A:** Policarboxilato de Zn; **B:** Vidrio ionomerico convencional; **C:** Vidrio ionomerico modificado con resina; **D:** Cemento Resinoso. (Tomado de: Fleming G, Narayan O. The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous porcelain discs. Dent Mat 2003; 19: 69-76.)

Una reducción estadísticamente significativa ( $P < 0,01$ ) de la resistencia flexural se observó en las muestras cementadas con vidrio ionomérico modificado con resina al compararlas con las cementadas con vidrio convencional y cemento resinoso. Los autores relacionaron los valores de

resistencia flexural con la probabilidad de supervivencia de las muestras y encontraron que en las muestras cementadas con mezclas delgadas, es decir, menor relación polvo-líquido, la probabilidad de supervivencia no seguía una distribución normal. A su vez, mientras más ácido era el cemento, mas asimetría se observó en esta distribución de la supervivencia. <sup>(53)</sup>

Los autores concluyen que la resistencia flexural y longevidad de las restauraciones completamente cerámicas pueden ser incrementadas si se usa rutinariamente un cemento resinoso. Esto lo atribuyen a que este tipo de cemento no involucra una reacción ácido-básica, la cual puede exacerbar los defectos presentes en la cerámica. Resaltan que los cementos preparados con proporción polvo-líquido disminuida pueden producir una mayor extensión de los defectos superficiales que aquellos preparados según las instrucciones del fabricante. Por último, recomiendan que las para restauraciones completamente cerámicas deben ser empleados cementos que no sufran una reacción ácido-básica, para asegurar su longevidad. <sup>(53)</sup>

### **3.4. Características del Revestido o Recubrimiento**

La aplicación de una capa de porcelana de revestimiento sobre un núcleo de porcelana de alta resistencia resulta en la creación de una restauración con propiedades ópticas superiores a las restauraciones sin laminado. Sin embargo, la tasa de fracaso clínico para prótesis fijas cerámicas laminadas es consistente. <sup>(10,14, 54)</sup>. Hay autores que opinan que esto evidencia una pobre correlación entre la alta resistencia del material de núcleo y el comportamiento clínico de las prótesis cerámicas laminadas <sup>(54)</sup>. El revestido de una subestructura cerámica también implica que va a estar sometida a ciclos de cocciones adicionales para el sinterizado de la porcelana de revestimiento, además de los tratamientos térmicos superficiales para lograr el acabado deseado. <sup>(55)</sup>

Isgro y cols.<sup>(18)</sup>, realizaron un estudio para determinar la influencia de una capa de porcelana de revestimiento, sobre la resistencia flexural de un núcleo de porcelana rica en leucita obtenido por inyección. Veinte discos de porcelana de núcleo fueron reducidos hasta un espesor uniforme de 1 mm y revestidos con 1 mm de porcelana de revestimiento, para obtener discos laminados de 2 mm de espesor. Se

fabricaron discos conformados totalmente de porcelana de núcleo de dos milímetros de espesor.

Se calculó el valor de resistencia flexural biaxial de los dos tipos de muestras, empleando el método de bola en anillo. La resistencia de los discos de un sólo material fue significativamente ( $P=0,015$ ) mayor que la de los discos recubiertos, demostrando que la presencia de una capa de porcelana de revestimiento puede debilitar una estructura cerámica. Los autores explican que esta disminución de la resistencia puede deberse no sólo a la presencia de la porcelana de revestimiento, si no a la disminución del espesor de la porcelana de núcleo. <sup>(18)</sup>

Cattell y cols. <sup>(55)</sup> se dedicaron a investigar que variación provocaba el revestimiento de una subestructura de Empress 2<sup>®</sup> con su correspondiente cerámica feldespática sobre su resistencia flexural biaxial.

Cuarenta especímenes de Empress 2<sup>®</sup> de núcleo de 1 mm de profundidad se revistieron en uno de sus lados con la porcelana de dentina del mismo sistema y recibieron los ciclos de cocción recomendados por el fabricante. Estas

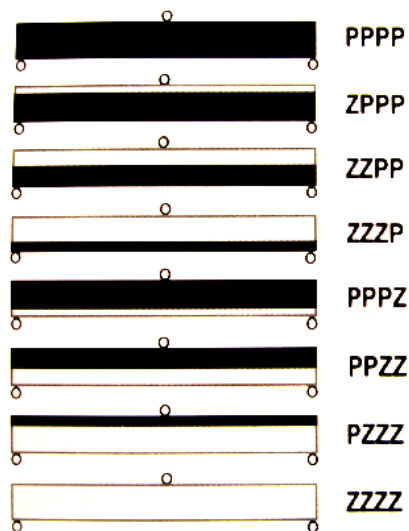
muestras se dividieron en 2 grupos, uno pulido solo en la superficie revestida, y el otro grupo pulido en ambos lados. En ambos casos el pulido se realizó con papel de lija de sílice de grano 800. Como referencia se usaron discos de la cerámica de núcleo sin revestir. Se realizaron pruebas de resistencia flexural biaxial tipo pistón en bolas, en donde los discos se posicionaron con la cerámica de núcleo hacia el lado de tensión. <sup>(55)</sup>

El revestimiento de los discos de Empress 2<sup>®</sup> con su porcelana de dentina no produjo variaciones significativas ( $P>0,05$ ) de su resistencia flexural biaxial. El único caso donde se produjo un aumento significativo ( $P<0,05$ ) de la resistencia, fue en el grupo que fue pulido, tanto del lado de la porcelana de revestimiento como por el lado de la cerámica de subestructura. La resistencia promedio de este grupo fue de 308.6 MPA en comparación a 265.5 y 258.6 Mpa de resistencia para el grupo control y el grupo revestido y pulido por un lado respectivamente. <sup>(55)</sup>

Este estudio realizado por Cattell y cols. <sup>(55)</sup> demostró que la reducción de la subestructura de Empress 2<sup>®</sup> hasta un espesor de 1 mm, y su recubrimiento con porcelana de

revestimiento, con los ciclos de cocción que ello implica, no produjo un detrimento de la resistencia flexural biaxial de la restauración final. Los autores establecen que estos resultados habían sido obtenidos previamente por Sorensen, quien encontró que la resistencia flexural de este sistema de revestido se mantenía constante, siempre y cuando la subestructura se conservara con un grosor mínimo de 0.5 mm. <sup>(55)</sup>

White y cols. <sup>(14)</sup> realizaron un estudio donde recubrieron barras de zirconia con una porcelana feldespática compatible, revestidas según 6 configuraciones diferentes (ver figura 24). Se realizó una medición y comparación de los valores de resistencia flexural de las diferentes configuraciones y de las barras de zirconia pura y de porcelana feldespática pura. Tres de las configuraciones tenían porcelana feldespática (P) en la superficie de la barra sometida a fuerzas traccionales en la prueba de flexión y las otras 3 presentaban zirconia (Z) en esa superficie.



**Figura 24. Configuración y diseño de las barras de estudio.**

**P:** porcelana de revestimiento **Z:** porcelana de núcleo o zirconia  
 (Tomado de: White S, Miklus V, McClaren E, Lang L, Caputo A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthet Dent 2005; 94:125-131)

Todas las barras sufrieron fractura causada por la iniciación de grietas a partir de la porción central de la superficie inferior de las muestras, que es la que recibe tensiones traccionales durante una prueba de flexión de 3 puntos. El tipo de cerámica que recubre la porción de la muestra que recibe las fuerzas traccionales resultó ser de gran importancia. El promedio de la resistencia flexural de las barras con porcelana feldespática en esta ubicación fue de 77 a 85 Mpa, mientras que las recubiertas con zirconia en la

superficie inferior presentaron un promedio de resistencia flexural de 636 a 786 Mpa. A mayor grosor de la lámina de zirconia en la superficie inferior de la barra, mayor fue la resistencia flexural de las muestras. <sup>(14)</sup>

Los autores basados en sus resultados, recomiendan que al hacer una estructura de zirconia para prótesis completamente cerámica, las superficies gingivales de los conectores y otras áreas de tensión no deben ser recubiertas con la porcelana feldespática. La subestructura o núcleo debe ser del mayor grosor posible y el laminado estético lo mas delgado posible, debido a que el proceso complejo de masticación resulta en cargas multidireccionales sobre la prótesis, haciendo deseable el tener un espesor máximo de zirconia que soporte las fuerzas en todas esas direcciones. <sup>(14)</sup>

Los autores resaltan que los valores de resistencia flexural obtenidos en esta investigación pueden ser menores a los que presentaría una prótesis fija promedio, debido a que las muestras eran de 40 mm de longitud, mientras que un puente fijo promedio de 3 unidades mide 20 mm, lo cual implicaría un valor duplicado de resistencia flexural. Por

otro lado, hacen notar que aunque la distribución de las tensiones en las barras no es igual en una prótesis, debido a la ausencia de áreas delgadas como conectores y el soporte de la dentina, ligamento periodontal y hueso, este estudio se basa en los mismo principios mecánicos que se aplican a coronas y puentes fijos, por lo que puede considerarse como relevante en la predicción del comportamiento clínico de este tipo de prótesis. <sup>(14)</sup>

La importancia del material que recubre la superficie inferior de las prótesis realizadas en Y-TZP fue corroborada por Guazzato y cols. <sup>(56)</sup>. Estos investigadores realizaron un estudio similar al citado anteriormente, sobre 80 discos monolíticos y revestidos, empleando Y-TZP como núcleo y una cerámica feldespática compatible como revestimiento.

La diferencia fue que este estudio sólo estableció 4 grupos de muestras: monolíticas de cerámica de núcleo; monolíticas de cerámica de revestimiento; bilaminadas con la porcelana de núcleo hacia la superficie que recibe las fuerzas compresivas (arriba); y bilaminadas con la cerámica de núcleo hacia la superficie inferior que recibe las fuerzas traccionales. La relación núcleo-revestimiento en las

muestras bilaminadas se mantuvo en 1:1, presentando cada material 0,8 mm de espesor. <sup>(56)</sup>

Los valores promedio de resistencia flexural obtenidos fueron: 1150 Mpa para las muestras constituidas sólo por Y-TZP; 1210 Mpa para las bilaminadas con Y-TZP en la superficie inferior; 95 Mpa para las monolíticas de feldespática; y 140 Mpa para las revestidas con la cerámica feldespática en la superficie inferior. Los valores resistencia de los grupos donde la porcelana feldespática de revestimiento se coloca bajo fuerzas traccionales son significativamente inferiores ( $p < 0,000$ ) que aquellos con Y-TZP de núcleo en la misma ubicación. <sup>(56)</sup>

Luego del análisis de los resultados de las pruebas de resistencia flexural biaxial sobre los 4 tipos de muestras, los autores coincidieron con White y cols. <sup>(14)</sup>, y recalcaron el hecho que la resistencia flexural de los especímenes viene dictada principalmente por el material que constituye la superficie inferior que se somete a cargas traccionales. Por lo tanto, sobre todo en casos de puentes fijos, este material no debe recubrirse en las superficies internas de las coronas ni en las áreas gingivales de los conectores y

pónticos. Además, debe mantenerse del mayor grosor posible y en una proporción de 1:1 con respecto al material de revestimiento para lograr efectos similares sobre la resistencia flexural de las restauraciones. <sup>(56)</sup>

Al tener superpuestos materiales diferentes, es de esperar que la fractura se inicie en la capa del material cuya resistencia traccional sea menor, es decir, la porcelana feldespática. En este caso, la ausencia de una buena unión de los materiales entre sí provocaría una delaminación en la interfase previa a la fractura <sup>(12,32)</sup>. White y cols. <sup>(14)</sup> consideran que este tipo de falla es menos nociva que el colapso o fractura completa de la prótesis.

Fleming y cols. en el año 2005 <sup>(57)</sup>, se dedicaron a investigar específicamente como afectaría la resistencia flexural biaxial, el tipo de fractura que se produce y la variación en el espesor de la cerámica de núcleo con respecto al de la cerámica de dentina o revestimiento. A esta variable la llamaron proporción de grosor núcleo:dentina. Ellos examinaron la hipótesis de que esta proporción afectaría la resistencia flexural biaxial de la cerámica.

Los autores emplearon moldes para crear muestras laminadas con proporciones de cerámica aluminosa de núcleo/cerámica de revestimiento de 2:1, 1:1 y 1:2. Las muestras se realizaron en forma de discos seriados idénticos de tres alturas núcleo/dentina: 1.5/0.75; 1.5/1.5 y 1.5/3 mm, con un total 30 muestras en cada uno de los grupos. Se sometieron a pruebas de resistencia flexural biaxial de tipo bola en anillo, primero con la cara de la cerámica de núcleo bajo tensión, y luego volteando la muestra, con la porcelana de núcleo bajo compresión, dejando la porcelana de revestimiento bajo tensión, y se examinaron las superficies fracturadas bajo el microscopio óptico a 10x. <sup>(57)</sup>

Se encontró que, cuando la proporción espesor núcleo:dentina era de 2:1, la resistencia flexural bajo tensión fue de 110.2 Mpa, al disminuir la proporción a 1:1 y 1:2, se observó una reducción estadísticamente significativa ( $P < 0,05$ ) de esa resistencia a 99.3 y 38.3 Mpa respectivamente. Cuando el núcleo estaba bajo fuerzas compresivas, se observó la misma tendencia, pero con diferencias menos marcadas, siendo las resistencias flexurales de 96.2, 91.0 y 41.3 Mpa para las proporciones

2:1, 1:1 y 1:2 respectivamente. Estos resultados indicaron una influencia muy importante de la proporción núcleo:dentina sobre la resistencia flexural de las muestras.<sup>(57)</sup>

Al analizar la probabilidad de supervivencia al 10% de las restauraciones realizadas con estas características, los autores indicaron que las de proporción 2:1 tendrían un 90,1% de supervivencia, siempre que la superficie que recibe la fuerzas traccionales, es decir, la que de hacia la estructura dentaria o los tejidos sea realizada en material de núcleo, mientras que las muestras con proporciones de 1:1 y 1:2 presentaron supervivencias de tan solo 62.3 y 27.1%.<sup>(57)</sup>

En conclusión, la resistencia flexural biaxial de las cerámicas laminadas es dependiente de la altura o grosor de cada una de las capas que la forman, y de las características mecánicas del material que se encuentre recibiendo la fuerzas traccionales. Este debe ser siempre el más resistente y grueso de todas las capas que formen la restauración final. La relación de espesor que presentó la

resistencia flexural optimizada fue el de proporción núcleo:dentina 2:1. <sup>(57)</sup>

En el año 2006, un grupo de investigadores encabezado por el mismo Fleming, repitió este último estudio pero modificando la proporción de espesor núcleo:dentina sólo a expensas de la capa de cerámica de revestimiento. Es decir, crearon muestras con características exactas a lo explicado anteriormente, aplicaron las mismas pruebas y analizaron las mismas características, pero para lograr las proporciones de 2:1, 1:1 y 1:2, mantuvieron la capa de cerámica de núcleo en un espesor constante de 1mm y variaron solo el espesor de cerámica de dentina. <sup>(54)</sup>

A diferencia de los resultados obtenidos previamente, en esta oportunidad, la proporción espesor núcleo:dentina para un espesor constante de núcleo de 1 mm no produjo variaciones significativas ( $P > 0,05$ ) de la resistencia flexural biaxial de las muestras, independientemente de si eran aplicadas fuerzas compresivas o traccionales sobre la capa de cerámica de núcleo. Los valores de resistencia flexural de los grupos oscilaron entre los 166,6 – 188,2 Mpa, sin diferencias significativas ( $P < 0,05$ ) entre ellos. Este estudio

demonstró que al mantener constante el grosor de la cerámica de núcleo en 1 mm, la proporción núcleo:dentina, no era un factor determinante para la resistencia flexural de las prótesis laminadas. <sup>(54)</sup>

Otro aspecto que debe ser tomado en cuenta en las restauraciones cerámicas revestidas, es la llamada superficie interlaminar o la interfase entre la porcelana de núcleo y la de revestimiento. Kelly, citado por Fleming <sup>(58)</sup>, constato que el 70 a 78% de las fracturas de puentes completamente cerámicos con núcleos de In-Ceram, se inician en esta interfase. Fleming y cols. <sup>(58)</sup> variaron experimentalmente la rugosidad de esta superficie interlaminar para determinar las condiciones ideales que deben existir en esta zona.

Se desgastaron discos de porcelana aluminosa de núcleo según tres protocolos, con la finalidad de inducir diferentes grados de rugosidad superficial. La mayor rugosidad se logro con papel de SiC de grano 220 a 10 N de fuerza, la intermedia se obtuvo de la misma manera pero agregando un segundo desgaste con grano 800. La menor rugosidad se

consiguió combinando los desgastes con los dos granos, pero aumentando la fuerza a 20 N. <sup>(58)</sup>

Se recubrieron los discos de porcelana de núcleo con su correspondiente porcelana de revestimiento, obteniéndose tres grupos de muestras bilaminadas con rugosidades interlaminares distintas. La proporción núcleo:revestimiento de la muestras se mantuvo en 2:1. Se realizó una prueba de resistencia flexural biaxial tipo bola en anillo y por último se observaron las muestras fracturadas bajo el microscopio electrónico de barrido. <sup>(58)</sup>

Los grupos con diferentes valores de rugosidad interlaminar presentaron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) en sus valores de resistencia flexural. El grupo de menor rugosidad en la interfase obtuvo el valor de resistencia mas alto, sin embargo, bajo la imagen del microscopio electrónico de barrido, se observó una mayor tendencia a la separación de la porcelana de revestimiento. Los autores adjudican este hallazgo a que una rugosidad aumentada permite una mejor unión mecánica entre las dos superficies, evitando el desprendimiento de la porcelana de revestimiento en estos grupos. <sup>(58)</sup>

El aumento en la resistencia flexural que se observó en el grupo de menor rugosidad interlaminar se debe al íntimo contacto presente entre la porcelana de núcleo y la de revestimiento. Este contacto permite que, durante el enfriamiento de la porcelana, se generen más tensiones compresivas residuales en la interfase, que actúan como mecanismo reforzador. Estas tensiones residuales se deben a una ligera discrepancia de los coeficientes de variación dimensional térmica de las dos cerámicas. <sup>(58)</sup>

Los autores concluyen que una interfase núcleo-revestimiento (superficie interlaminar) de menor rugosidad resulta en un aumento de la resistencia flexural y un mejor comportamiento mecánico de las cerámicas bilaminadas, aún cuando la menor tortuosidad de esa interfase permite la separación de la porcelana de revestimiento en algunos casos. Resaltan que este estudio fue realizado sobre una cerámica aluminosa, y no se debe asumir que las cerámicas de diferente composición se comportan de la misma manera. <sup>(58)</sup>

Podemos concluir que la vida útil de una prótesis con núcleo cerámico y revestida con esa misma clase de material, está

determinada por una combinación de factores, entre ellos el grosor de la capa de cerámica de núcleo, la rugosidad de la superficie interlaminar y la relación núcleo:dentina. Es imposible verificar clínicamente estos aspectos, por lo que la longevidad de una corona o prótesis fija laminada depende en gran medida de la experiencia y conocimiento del técnico dental <sup>(54)</sup>.

### **3.5. Características Inherentes al Material**

#### **3.5.1. Rugosidad Superficial**

Uno de los parámetros que afecta la resistencia flexural final de una restauración cerámica es la rugosidad superficial. Esta a su vez depende de la preparación final de la cerámica de revestimiento, lo cual es un factor importante de controlar ya que la mayoría de las restauraciones requieren ajustes oclusales <sup>(42, 43)</sup>.

Basándose en el criterio de Griffith, que es la ecuación fundamental de fractura mecánica en materiales frágiles como los cerámicos, al conocer el valor de tensión flexural que soporta un material frágil, se puede calcular el valor del defecto crítico que puede soportar una cerámica. Según

este principio, no debería existir riesgo de fractura si en un espécimen cerámico sólo están presentes defectos microscópicos cuya dimensión sea menor que este valor crítico. Por lo tanto, si el valor pico-foso de la rugosidad superficial está dentro del rango de defecto crítico, puede verse afectada la resistencia flexural de la cerámica de revestimiento <sup>(42)</sup>.

Fischer y cols. <sup>(42)</sup> realizaron un estudio para evaluar el efecto de la rugosidad superficial sobre la resistencia flexural de las cerámicas de revestimiento. Estos investigadores plantearon la hipótesis que los defectos cuya dimensión sea menor que este valor crítico afectarían de igual manera la resistencia flexural de los materiales cerámicos.

Se examinaron especímenes estandarizados de acuerdo al fabricante de los siguientes sistemas cerámicos: IPS Empress<sup>®</sup>; Empress 2<sup>®</sup>; Symbio Ceram<sup>®</sup> (Degusta Dental, Rosbach, Alemania) y Vita Akzent<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania). Se dividieron las muestras de cada sistema en 4 grupos con diferentes tratamientos superficiales que darían como resultado rugosidades

superficiales variadas, sin representar ningún tratamiento clínico específico. Un grupo fue pulido en una máquina pulidora rotacional con papel de nitrito de silicio y los demás fueron arenados con partículas de 50  $\mu\text{m}$ , 110  $\mu\text{m}$  y 250  $\mu\text{m}$  respectivamente <sup>(42)</sup>.

El valor de rugosidad máxima fue tomado como referencia para juzgar la influencia sobre la resistencia flexural del material. Se encontró que los especímenes pulidos presentaban las superficies más lisas y los del grupo de 250  $\mu\text{m}$  las más rugosas. Adicionalmente, se observó una relación lineal entre el valor de rugosidad superficial y los valores de resistencia flexural para todos los materiales examinados. Es decir, a menor rugosidad máxima mayor valor de resistencia flexural y viceversa <sup>(42)</sup>.

El tamaño de los defectos más grandes encontrados fue inferior al valor del defecto crítico calculado por la ecuación de Griffith, por lo que los autores confirmaron su hipótesis<sup>(42)</sup>.

Los investigadores concluyeron que la preparación final de una restauración cerámica tiene una influencia decisiva sobre la resistencia flexural del material. Rugosidades en el orden de los 40  $\mu\text{m}$  pueden disminuir la resistencia flexural en un 37% a 48% del valor de una muestra sin defectos superficiales<sup>(42)</sup>. Griggs y cols. recomiendan que luego del ajuste oclusal se debe pulir la superficie, ya que el tratamiento térmico no da resultado adecuados de reforzamiento de la estructura <sup>(43)</sup>.

Otro estudio realizado por Ahmad y cols. en el 2005 <sup>(45)</sup>, contradice estos resultados, determinando que son las propiedades de la masa de la estructura y no la rugosidad superficial las que juegan un rol determinante sobre la resistencia flexural de la cerámica. Ellos encontraron que muestras de cerámicas aluminosas no pulidas y pulidas por tres métodos diferentes, presentaron valores de resistencia flexural similares entre sí, independientemente del aspecto superficial de las mismas. Sin embargo, nuevamente se resalta el hecho de que es deseable una baja rugosidad superficial por razones estéticas y para disminuir el

desgaste de la estructura dentaria antagonista y la acumulación de placa bacteriana.

Albakry y cols. <sup>(39)</sup>, realizaron otro estudio donde comprobaron si la rugosidad superficial de muestras de IPS Empress<sup>®</sup> y Empress 2<sup>®</sup> tenía alguna relación con su resistencia flexural biaxial final. Las muestras recibieron varios tipos de tratamientos superficiales: pulido, arenado y tallado, y otros grupos recibieron los tratamientos superficiales antes mencionados, seguidos del autoglaseado. Se midió la rugosidad superficial promedio de las muestras y se relacionó con la resistencia flexural biaxial de cada grupo.

Los resultados, similares a los obtenidos por Ahmad y cols.<sup>(45)</sup>, revelaron que las cerámicas arenadas, talladas y sin tratamiento superficial, presentaron valores de resistencia flexural similares entre sí, aún cuando existían diferencias significativas ( $P < 0,05$ ) de su rugosidad superficial. Esta tendencia se observó tanto para las muestras de IPS Empress<sup>®</sup>, como de Empress 2<sup>®</sup>. Sin embargo, las muestras pulidas reflejaron valores significativamente ( $P < 0,05$ ) mayores de resistencia flexural,

y a su vez valores de rugosidad superficial significativamente menores que los demás grupos. <sup>(39)</sup>

Los defectos presentes en las muestras de IPS Empress<sup>®</sup> mostraron profundidades promedios en un rango de 15 a 55  $\mu\text{m}$ , con excepción de las muestras pulidas cuyo rango fue de 8 a 20  $\mu\text{m}$ . Para Empress 2<sup>®</sup>, este rango se ubicó entre los 5 a 20  $\mu\text{m}$  y de 3 a 8  $\mu\text{m}$  para la cerámica pulida. En todos los casos, el tamaño de estas grietas excedió de manera significativa a los valores máximos de rugosidad superficial de los diferentes sistemas, asociados a los diferentes tratamientos. Los autores señalan que esta tendencia puede explicar la independencia de la resistencia flexural de la rugosidad superficial. <sup>(39)</sup>

No sólo las irregularidades superficiales son capaces de propiciar la formación de grietas, sino también otros factores como: tensiones residuales, porosidad, grietas internas y área de sección delgada. Por lo tanto, se puede considerar que la rugosidad superficial afecta la resistencia de la cerámica sólo cuando hay ausencia de factores que representen puntos más álgidos de concentración de tensión. <sup>(39)</sup>

Una visión diferente en cuanto a este punto fue establecida por Bhamra y cols. en el 2002 <sup>(38)</sup>. Ellos plantearon que debido a que el modo de fractura mas frecuente en las restauraciones completamente cerámicas se inicia en la superficie interna, se debe prestar mayor atención a la rugosidad superficial de esta zona, y no a la rugosidad de la superficie externa de la prótesis.

Para corroborar el planteamiento, sinterizaron discos de porcelana aluminosa de núcleo, que por un lado estaban glaseados y por el otro se desgastaron con discos de carburo de silicio (SiC) de granos gruesos y finos (entre 80 y 4000). Se asumió, que al lijar las muestras con SiC de diferentes granos, se introducirían defectos superficiales proporcionales al grano empleado. Es decir, que las muestras desgastadas con grano grueso presentarían una rugosidad superficial mayor que las de grano fino, sin embargo, la rugosidad superficial no fue medida ni demostrada de ninguna manera en este estudio. Se realizaron las pruebas de resistencia flexural biaxial con el lado desgastado recibiendo las fuerzas traccionales. <sup>(38)</sup>

Los investigadores <sup>(38)</sup> encontraron un incremento significativo ( $P < 0,05$ ) en la resistencia flexural promedio de las muestras desgastadas con granos finos (de 320 a 4000) con respecto a las lijadas con granos gruesos (de 80 a 220). Los autores sugieren que la contribución de los defectos superficiales a la fractura del material disminuye a medida que disminuye la rugosidad de la superficie, dejándole mayor cabida a la influencia de los defectos internos de la estructura. Señalan que este estudio puede tener implicación clínica, pero que el inicio de fracturas en la superficie interna de la restauración no sólo depende de la zona en sí, sino de la influencia del cemento y la interfase.

### **3.5.2. Variables Dependientes del Sistema Cerámico**

#### **3.5.2.1. IPS Empress<sup>®</sup>**

Cattell y cols. en el año 2001, realizaron una investigación donde optimizaron experimentalmente la resistencia flexural de una cerámica vítrea reforzada con leucita como la empleada por el sistema IPS Empress<sup>®</sup>, modificando la distribución y el tamaño de partícula de leucita. La cerámica empleada en IPS Empress<sup>®</sup> tenía un tamaño promedio de

partícula de  $2.4 \pm 2.6 \mu\text{m}^2$  mientras que la cerámica experimental presentaba partículas de  $1-2 \mu\text{m}^2$ .<sup>(17)</sup>

En base a los resultados obtenidos en las pruebas de resistencia flexural realizadas sobre su cerámica experimental, la cual presentó valores significativamente ( $P < 0,05$ ) mayores que las producidas por el sistema IPS Empress<sup>®</sup>, los autores concluyeron que a menor tamaño de la partícula de leucita, unido a la uniformidad de su microestructura, se logran mayores ventajas para estos sistemas. No sólo se obtiene el reforzamiento mecánico, sino que el contenido cristalino reducido provoca también una opacidad reducida y un mayor flujo a temperaturas inferiores de procesamiento, lo cual beneficia también los aspectos de ajuste y estética de la restauración cerámica final.<sup>(17)</sup>

#### **3.5.2.2. InCeram Alúmina<sup>®</sup>**

En los sistemas cerámicos por infiltración, tal como el InCeram Alúmina<sup>®</sup>, la resistencia flexural se ve afectada por la resistencia de unión lograda entre las partículas de óxido de Aluminio y la completa infiltración de la microestructura porosa por el vidrio<sup>(24)</sup>.

En un estudio donde se evaluó la resistencia flexural de muestras de In Ceram Alúmina<sup>®</sup> obtenidas por diferentes métodos se concluyó que no existe diferencia significativa ( $P < 0,01/P < 0,001$ ) entre la resistencia flexural de barras obtenidas por infiltración y las fresadas por Cerec<sup>®</sup>, sin embargo las obtenidas por infiltración mostraron una desviación estándar de sus valores de resistencia de 50 a 100% mayor que las talladas a partir de bloques prefabricados. La alta variación de los valores de resistencia flexural de las muestras obtenidas por infiltración está asociada a la presencia de macroporosidades en las muestras obtenidas por técnica manual, mientras que los bloques prefabricados son homogéneos <sup>(24)</sup>.

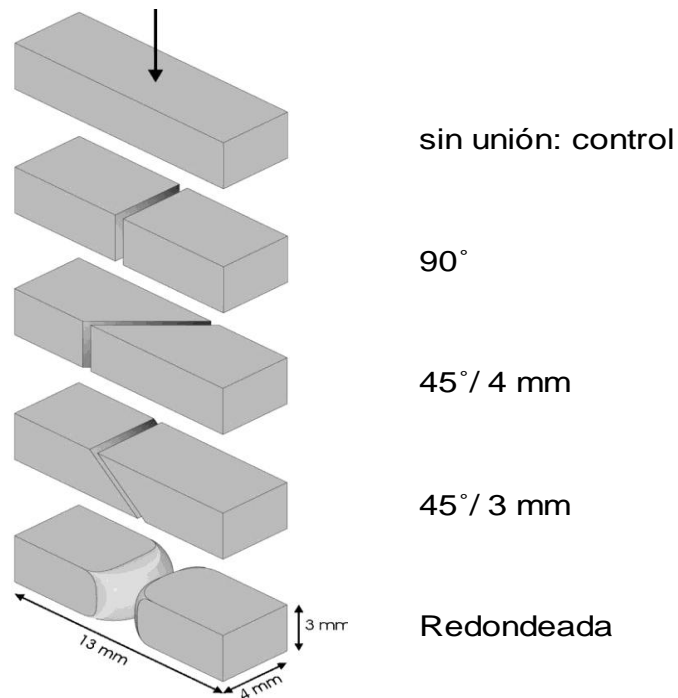
#### **3.5.2.3. Cerec 2<sup>®</sup>**

Como se mencionó anteriormente, las restauraciones realizadas en el sistema Cerec 2<sup>®</sup> tienen una longitud máxima de 17 mm, por lo que al realizar estructuras de puentes fijos, cuya longitud promedio es de 22-24 mm, es necesario unir dos segmentos <sup>(24)</sup>.

Apholt y cols. <sup>(24)</sup> realizaron un estudio para determinar la resistencia flexural de barras de In Ceram Alúmina<sup>®</sup> e In Ceram Zirconia<sup>®</sup> troqueladas en el sistema Cerec 2<sup>®</sup> en una sola pieza y barras de los mismos materiales unidas entre sí por diferentes métodos. Las barras sin unión constituyeron 5 grupos control y las barras unidas 6 grupos experimentales. Se emplearon cuatro métodos diferentes para obtener las barras de In Ceram Alúmina<sup>®</sup>: a partir de bloques maquinados en Cerec 2<sup>®</sup>; por infiltración en el laboratorio de los autores; por infiltración en el laboratorio del fabricante y barras cortadas por alambre de bloques Vitablocks<sup>®</sup>. Las barras de In Ceram Zirconia<sup>®</sup> fueron maquinadas por Cerec 2<sup>®</sup>.

Las barras con unión tenían las mismas dimensiones que la completas, pero fueron unidas en un punto mediante la introducción de material de infiltración en un espacio que según el grupo tenía cuatro diferentes formas: dos superficies formando un ángulo de 90°; superficies oblicuas de 4 mm; superficies oblicuas de 3 mm y dos superficies redondeadas enfrentadas. (Ver figura 25) La distancia entre las superficies enfrentadas era de 0,5 mm, con excepción de

las superficies redondeadas, que presentaban un espacio menor en ciertos puntos. <sup>(24)</sup>



**Figura 25. Formas de unión de las barras de Cerec 2.** (Tomado de: Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mormann W. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia bars. Dent Mat 2001; 17: 260-267.)

Apholt y cols. <sup>(24)</sup> encontraron una disminución significativa ( $P < 0,001$ ) de la resistencia flexural de las barras segmentadas en comparación con las barras del mismo material sin unión. La resistencia de las barras segmentadas de In Ceram Zirconia<sup>®</sup> no varió significativamente ( $P > 0,05$ )

de las barras completas de In Ceram Alúmina<sup>®</sup>. La fractura de las barras segmentadas fue siempre de carácter cohesivo dentro de la capa de material de infiltración introducida en la interfase. Las barras unidas por las puntas de forma redondeada presentaron un valor significativamente mayor de resistencia flexural al compararlas con los demás grupos experimentales. Los investigadores concluyeron que la resistencia flexural de las barras unidas de In Ceram Zirconia<sup>®</sup> troqueladas con Cerec<sup>®</sup> es la adecuada para la confección de estructuras de prótesis fijas de unidades múltiples.

### **3.5.3. Color de la Cerámica**

Un estudio realizado sobre Y-TZP o zirconia reforzada por transformación, reveló que existen diferencias en cuanto a la resistencia flexural de un mismo tipo de cerámica en dos tonalidades diferentes. Para esta investigación fue empleada una tonalidad blanca (PO) y una tonalidad amarillenta (P17) de bloques de zirconia marca Denzir<sup>®</sup> sobre las cuales se realizaron pruebas de flexión en tres puntos antes y después de un tratamiento envejecedor <sup>(19)</sup>.

El valor promedio de resistencia flexural de las muestras del grupo PO fue de 1000 MPa, sin mostrar variación significativa ( $P < 0,05$ ) con el tratamiento envejecedor. El grupo P17 mostró una resistencia flexural media mas elevada, con un valor de 1400 MPa que tampoco cambió significativamente con el tratamiento químico. En todas las situaciones, la tonalidad amarilla mostró mayor resistencia flexural que la tonalidad blanca <sup>(19)</sup>.

Los autores concluyeron que esta discrepancia puede deberse a la diferencia de composición química y proceso de manufactura de la cerámica. Para variar la tonalidad, deben alterarse la proporción de componentes como son  $CeO_2$ ,  $Fe_2O_3$  y  $Bi_2O_3$ . También encontraron mayor cantidad de porosidad en las muestras de PO en comparación con la muestras de P17, lo cual podría repercutir en sus resistencia e indica una diferencia en el proceso de manufactura de los colores. Sin embargo, la resistencia flexural de ambas tonalidades de zirconia estabilizada con itrio es mayor o mucho mayor que cualquier otra cerámica de uso odontológico y ambas tonalidades son adecuadas para la restauración protésica a largo plazo. <sup>(19)</sup>

### **3.6. Tipo de Prueba Realizada**

Se han reportado variaciones substanciales de los valores de resistencia flexural de un mismo sistema cerámico cuando se emplean distintos tipos de pruebas. Pagniano, quien realizó un estudio de resistencia flexural biaxial con una prueba tipo pistón-disco para el sistema IPS Empress<sup>®</sup> e IPS Empress2<sup>®</sup>, encontró semejanzas en sus resultados con un estudio previo realizado por Cattell y cols. en el año 1997 quien también empleó un tipo de prueba biaxial. Sin embargo, encontró diferencias substanciales con estudios realizados previamente sobre el mismo sistema por Oh y cols. y Holand y cols. quienes reportaron valores mayores, pero empleando pruebas de flexión de tres puntos de tipo uniaxial. <sup>(25)</sup>

Otra variación importante en cuanto al tipo de prueba realizada, es el medio donde ella se lleva a cabo. Fleming y Narayan <sup>(58)</sup>, realizaron pruebas de resistencia flexural biaxial tipo bola sobre anillo en muestras de porcelana aluminosa de núcleo, tanto en medio seco como húmedo. Las muestras húmedas se sumergieron en agua durante 24 horas previas a la prueba y se mantuvieron húmedas

durante la evaluación colocando un papel de filtro húmedo debajo de la muestra.

Los autores reportaron un valor promedio de resistencia flexural biaxial seca de 141,2 MPa, mientras que la húmeda presento un valor promedio de 114,8 MPa. Estos resultados indican que, para un mismo material, la resistencia flexural húmeda es significativamente menor ( $P < 0,01$ ) que la resistencia flexural seca. Los autores señalan que sus resultados concuerdan con resultados obtenidos previamente por Marquis y Fleming, quienes concluyen que la presencia de un medio acuoso puede reducir la resistencia de una cerámica hasta un 20%. Este es un factor importante a tomar en cuenta, debido a que los valores de resistencia flexural reportados en ambientes secos pueden no coincidir con la resistencia del material en un medio húmedo como lo es el medio bucal. <sup>(58)</sup>

Kitazaki y cols. <sup>(48)</sup>, probaron muestras de dos tipos de cerámica colable y una cerámica de inyección mediante una prueba de resistencia flexural de tres puntos realizada en aire, y evaluaron otras muestras con características idénticas con una prueba de resistencia flexural biaxial

realizada bajo agua. Los investigadores señalan que, considerando el ambiente oral, las pruebas flexurales deben realizarse en medios húmedos.

Para poder comparar adecuadamente el efecto del medio en los valores de resistencia obtenidos en las pruebas, se realizó para uno de los tipos de cerámica la prueba flexural biaxial tanto en aire como en agua. Al compararlas, obtuvieron que la proporción de resistencia flexural húmeda a resistencia flexural seca fue de 0,709:0,644. Los autores citan un estudio realizado por Sobrinho y cols en el año 1998, donde evaluaron las propiedades húmedas y secas de tres sistemas cerámicos diferentes, y obtuvieron resultados similares a los reportados por ellos. Por lo tanto resaltan que es importante tomar en cuenta esta variable al comparar los resultados obtenidos por diferentes estudios en cuanto a resistencia flexural tanto biaxial como uniaxial. <sup>(48)</sup>

En cuanto a la variación provocada por el tipo de prueba aplicada, se puede apreciar en los resultados obtenidos en este estudio que la resistencia flexural biaxial siempre es menor que los valores de resistencia flexural obtenidos por

pruebas de flexión de tres puntos, para todos los tipos de cerámica evaluados por ellos. <sup>(48)</sup>

El diámetro del pistón, bola o disco que ejerce la fuerza en el caso de las pruebas flexurales biaxiales, también tiene influencia sobre los valores de resistencia obtenidos. En este sentido, Albakry y cols. compararon los valores de resistencia flexural biaxial de IPS Empress<sup>®</sup> y Empress 2<sup>®</sup> que ellos obtuvieron mediante una prueba tipo pistón en tres bolas, con los valores obtenidos por estudios previos realizados con la misma prueba pero un pistón de diámetro menor. Ellos notaron que una disminución en el diámetro de la punta del pistón, producía valores mas altos de resistencia flexural, manteniendo constantes todas las demás variables. <sup>(39)</sup>

Este resultado muestra claramente que el diseño de la prueba afecta la resistencia flexural obtenida. En este caso, el diámetro de la punta del pistón, determina el área de la muestra que recibe las fuerzas traccionales máximas. Con la disminución de este diámetro, no sólo disminuye la cantidad de cerámica que soporta las fuerzas máximas, sino que disminuye también la probabilidad de que en ese sitio

reducido exista un defecto crítico que inicie la fractura del material examinado. Los autores reasaltan la importancia de este hallazgo en el cuidado que se debe tomar al comparar resistencias obtenidas bajo condiciones y parámetros diferentes, para no llegar a conclusiones inválidas. <sup>(39)</sup>

El estudio más conclusivo en cuanto a las variaciones que produce el método de prueba sobre la resistencia flexural obtenida fue realizado por Jin y cols. en el año 2004 <sup>(20)</sup>. Ellos compararon la resistencia flexural obtenida para muestras del mismo sistema cerámico, con 3 tipos de prueba diferente: uniaxial de 3 puntos, uniaxial de 4 puntos y biaxial. Se evaluó una cerámica feldespática de revestimiento, dos cerámicas de inyección y una colada.

Veinte barras y diez discos de cada tipo de cerámica fueron confeccionadas de acuerdo a las instrucciones del fabricante de cada sistema, pulidas y luego sometidas a los tres tipos de prueba mencionados. <sup>(20)</sup>

Los valores de resistencia flexural obtenidos por la prueba de tres puntos y por la prueba biaxial fueron significativamente mayores que los obtenidos por la prueba

uniaxial de cuatro puntos. La excepción la constituyó la cerámica colada y un sistema de inyección (OPC 3G<sup>®</sup>), que mostraron una resistencia flexural biaxial significativamente mayor que la obtenida por la prueba de tres puntos. <sup>(20)</sup>

Queda claramente demostrado que la resistencia flexural, mas que una propiedad intrínseca de la cerámica, es una propiedad que es altamente influenciada por el método empleado para medición, y las condiciones y parámetros bajo el cual se realiza. Este aspecto debe considerarse al analizar estudios de resistencia flexural y establecer comparaciones entre ellos.

### **3.7. Envejecimiento**

Zhang y cols. <sup>(6)</sup>, citando a Lee y Zhang, explican que las cargas críticas necesarias para producir la formación de grietas radiales en las cerámicas dentales, tienden a disminuir con el tiempo. Esto es debido a la humedad presente en los defectos de la superficie de cementación y a mecanismos de degradación secundarios que afectan las propiedades mecánicas.

La presencia de agua o un ambiente húmedo a temperaturas relativamente bajas, parece causar transformación de la fase tetragonal a la monoclinica en la superficie de las cerámicas con contenido de zirconia. Este fenómeno se conoce como *degradación a baja temperatura*, o por sus siglas en ingles: LTD (“low temperature degradation”). Es responsable de la perdida de resistencia, la formación de microgrietas y el deterioro de las propiedades mecánicas de la cerámica a través del tiempo. A diferencia del reforzamiento por transformación, donde la fase monoclinica aparece por estímulos mecánicos a nivel de microgrietas, esta transformación es superficial, y como consecuencia produce grietas superficiales que se propagan hacia el interior del material, deteriorando sus propiedades mecánicas .<sup>(22)</sup>

Papanagiotou <sup>(22)</sup>, citando a McLaren y Lilley entre otros, establece cuatro aspectos que caracterizan el fenómeno de degradación a baja temperatura de la cerámica con zirconia:

- La transformación de fase tetragonal a monoclinica ocurre desde la superficie externa hacia el interior.

- La transformación es causada por la presencia humedad o agua.
- El contenido de óxidos estabilizadores afecta el proceso.
- La degradación es dependiente del tiempo y ocurre con mayor rapidez entre los 65 y 500°C, alcanzando una velocidad máxima a los 250°C.

Chevalier, citado por Papanagiotou <sup>(22)</sup>, establece que hay dos posibles mecanismos mediante los cuales puede explicarse este fenómeno. El primero, se basa en la formación, por sorción acuosa, de hidróxidos de zirconio en la superficie, lo cual resulta en acumulación de tensiones y la consecuente estimulación de transformación de fases. El segundo mecanismo propone que los hidróxidos se forman entre el itrio y el agua, lo cual descompone el componente estabilizador, desencadenando así la transformación a fase monoclinica.

En este sentido, Papanagiotou y cols. <sup>(22)</sup>, realizaron un estudio para determinar el efecto de la degradación a baja temperatura sobre la resistencia flexural de la zirconia

estabilizada con itrio (Y-TZP). Como muestras se emplearon barras presinterizadas de Y-TZP obtenidas a partir de bloques para el sistema Cerec®. Para lograr el envejecimiento de las muestras se empleó un aparato creado por Soxhlet, que permitió hervir las muestras durante periodos de 24 horas y 7 días, sin el efecto de evaporación del agua. Otros tres grupos de muestras se colocaron en un horno con flujo de agua para generar vapor, a una temperatura de 250°C por 6 horas, 24 horas y 7 días. Las barras del grupo control no recibieron ningún tratamiento. Después de aplicar estos procesos de degradación a baja temperatura, se midió la resistencia flexural a través de una prueba uniaxial de 3 puntos y se estudiaron las muestras en microscopio electrónico de barrido y difracción de rayos x.

Los resultados indicaron que los procesos de envejecimiento no produjeron variaciones significativas ( $p=0,68$ ) sobre la resistencia flexural de las barras de Y-TZP. Bajo el microscopio de barrido se observó que las muestras que se hirvieron durante 7 días presentaron una reducción significativa en la concentración de itrio, siendo en las muestras control, el porcentaje en peso de este elemento en de 6,76%, en comparación con un 4,83% en las muestras

sometidas al proceso de envejecimiento. Por otro lado, la difracción de rayos x reveló sólo fase tetragonal en las barras control, en contraste con las barras hervidas y sometidas a aire húmedo, que presentaron contenido de fase monoclinica, siendo este contenido más notable en las muestras almacenadas en vapor durante 7 días.<sup>(22)</sup>

Los autores resaltaron que bajo las condiciones experimentales de este estudio, no se observaron efectos directos sobre la resistencia flexural. Sin embargo, bajo condiciones clínicas, donde el material está expuesto a tensiones térmicas y mecánicas de carácter cíclico, en un ambiente acuoso y químicamente activo, durante periodos prolongados, la inestabilidad de la cerámica Y-TZP puede ser problemática.<sup>(22)</sup>

Ardlin <sup>(19)</sup> realizó un estudio para determinar la estabilidad química y el efecto del envejecimiento sobre la resistencia flexural de una porcelana tipo zirconia (YTZP). Empleó 40 muestras para realizar las pruebas de resistencia flexural mediante una prueba de flexión en tres puntos. La prueba de envejecimiento consistió en estudiar la estabilidad química mediante la inmersión en una solución de ácido

acético al 4% a 80 C durante 168 horas en vez de las 16 horas establecidas por la ISO <sup>(49)</sup>. Los especímenes fueron probados antes y después del tratamiento envejecedor para determinar si existían cambios en su resistencia flexural y/o pérdida de masa por área de superficie debido a solubilidad.<sup>(19)</sup>

La solubilidad de la cerámica presentó valores muy por debajo de los máximos establecidos por la ISO <sup>(49)</sup>, aún cuando se observaron cambios en la estructura cristalina y la superficie de la cerámica. Los valores de resistencia flexural obtenidos en los especímenes envejecidos no fueron afectados por estos cambios y no diferían significativamente ( $P > 0,05$ ) de los especímenes del grupo no tratado, manteniéndose siempre altos o muy altos en comparación con otras cerámicas de uso dental <sup>(19)</sup>.

Este estudio demuestra que la zirconia estabilizada con itrio mantiene sus altos valores de resistencia flexural a través del tiempo y que presenta buena estabilidad química. La zirconia puede ser empleada con confianza en tratamientos protésicos a largo plazo, tales como incrustaciones, coronas y puentes, ya que, aunque el ambiente y la carga oclusal

induzcan transformaciones en la cerámica, siempre presenta valores de resistencia flexural por encima de los necesarios para cumplir su función <sup>(19)</sup>.

Contradictoriamente, Kosmac y cols. <sup>(47)</sup> citan un estudio realizado por Drummond, quien observó una disminución significativa en la resistencia de una cerámica Y-TZP sometida a tratamiento envejecedor in vitro, por un periodo desde 104 a 304 días, con varias sustancias. El proceso de degradación fue independiente de la sustancia envejecedora empleada, y fue atribuida a la transformación de fases de tetragonal a monoclinica, sin embargo no se presentaron datos de la cantidad de transformación ocurrida.

En contraste, citan un estudio in vivo realizado por Ichikawa donde un material Y-TZP con pequeño contenido de alúmina y sílice no presentó ninguna degradación luego de estar en boca durante 12 meses. Según Kosmac y cols. esto es indicativo de que la composición, microestructura y condiciones de las pruebas juegan un rol primordial en el envejecimiento de las cerámicas a base de zirconia parcialmente estabilizadas con itrio. <sup>(47)</sup>

### III. CONCLUSIONES

1. Las cerámicas dentales son compuestos de oxígeno con metales livianos o metaloides unidos por uniones iónicas y/o covalentes, que son conformadas y consolidadas mediante un tratamiento a altas temperaturas y en cuya estructura final se diferencia una fase amorfa (vidrio) y una cristalina.

2. La estructura atómica de la cerámica determina que sean materiales rígidos, frágiles, refractarios y de alta dureza, con alta resistencia compresiva y escasa resistencia traccional. Su uso en odontología se debe principalmente a su biocompatibilidad y sus excelentes propiedades ópticas que se mantienen estables a través del tiempo.

3. En las restauraciones completamente cerámicas, se combina el uso de diversos tipos de cerámica dental: feldespáticas, reforzadas con leucita, de baja fusión, aluminosas y a base de zirconia. Cada una tiene sus propiedades características, que le permiten cumplir diferentes funciones.

4. Los principales sistemas totalmente cerámicos disponibles en Venezuela son: IPS Empress<sup>®</sup>, IPS Empress

2<sup>®</sup>, In-Ceram Alumina<sup>®</sup>, In-Ceram Spinell<sup>®</sup>, In-Ceram Zirconia<sup>®</sup>, Procera All-Ceram<sup>®</sup> y Cerec 1 y 2<sup>®</sup>.

5. Los sistemas Empress<sup>®</sup> se basan en la inyección de cerámica fundida en un molde refractario; In-Ceram<sup>®</sup> se basa en la infiltración con vidrio de un núcleo poroso de cerámicas de diferente composición (espinela, alúmina o zirconia), lo cual da como resultado una cerámica muy densa; y Procera All-Ceram<sup>®</sup> y Cerec<sup>®</sup> son sistemas de diseño y torneado guiado por computador, que tallan restauraciones a partir de bloques prefabricados de diferentes tipos de cerámica de alta resistencia.

6. La resistencia flexural es la propiedad mecánica que resulta de una prueba donde una muestra es soportada en sus extremos y sometida a una carga estática que viene desde arriba. Refleja una medida colectiva y simultánea de resistencia traccional, compresiva y al desgarro, y se expresa en unidades de fuerza por área, por lo general megapascales (MPa).

7. El modo de fractura más frecuente de las restauraciones cerámicas está relacionado directamente con la flexión de

su estructura. Al aplicar una carga en la superficie oclusal, se generan tensiones compresivas exactamente por debajo de esa zona, y simultáneamente se producen tensiones traccionales en la superficie interna de la corona. Aquí radica la importancia de conocer la resistencia flexural de estos sistemas.

8. Existen varios tipos de pruebas uniaxiales y biaxiales para medir la resistencia flexural.

9. En cuanto a los valores reportados de resistencia flexural, los sistemas cerámicos en orden ascendente son: IPS Empress<sup>®</sup>, IPS Empress 2<sup>®</sup>, In-Ceram Spinell<sup>®</sup>, In-Ceram Alúmina<sup>®</sup>, In-Ceram Zirconia<sup>®</sup> y Y-TZP troquelada.

10. Los tratamientos térmicos y mecánicos realizados sobre *cerámicas feldespáticas y feldespáticas reforzadas con leucita* parecen no beneficiar ni perjudicar su resistencia flexural, sin embargo, se recomienda realizar autoglaseado debido a que produce características superficiales deseables.

11. La resistencia flexural de *IPS Empress*<sup>®</sup> e *IPS Empress2*<sup>®</sup> no varía significativamente con el autoglaseado, arenado y desgaste, sin embargo, aumenta significativamente con el pulido.

12. La resistencia flexural de *InCeram Alúmina*<sup>®</sup> no varía con el pulido y el desgaste, pero disminuye con el arenado debido a que produce grandes defectos superficiales. Aparentemente la resistencia es independiente de la cantidad de fase monoclinica.

13. La resistencia flexural de la *Y-TZP* aumenta con el tallado y el arenado. No se ve afectada por el pulido. Ella es directamente proporcional a la cantidad de fase monoclinica, por lo que los beneficios logrados se pierden con los tratamientos térmicos posteriores, que producen reversión a fase tetragonal.

14. En todos los casos es recomendable realizar el pulido y/o tallado a baja velocidad, bajo refrigeración acuosa, con abrasivos no adheridos y/o piedras de grano fino.

15. Para eliminar las tensiones residuales que se inducen en la confección de restauraciones cerámicas, debe realizarse un tratamiento térmico donde se mantenga la restauración a una temperatura 100 K por debajo de su temperatura de transición vítrea durante 6 horas.

16. El empleo de técnicas adhesivas en el cementado de las restauraciones completamente cerámicas es altamente recomendado para optimizar su resistencia y longevidad.

17. El revestido de la subestructura de *Empress 2*<sup>®</sup> no disminuye su RF siempre y cuando se mantenga un espesor mínimo de 0,5 a 0,8 mm en la cerámica de núcleo.

18. Las restauraciones realizadas en *In Ceram*<sup>®</sup> y *Y-TZP* deben revestirse manteniendo siempre el mayor grosor posible de la subestructura y el menor grosor de porcelana de revestimiento, con una proporción mínima de 1:1.

19. Las propiedades mecánicas de la porcelana que conforma las superficies sufren cargas traccionales determina la resistencia flexural de la restauración. Por lo tanto, la subestructura no debe revestirse en las superficies

internas de las coronas, ni porciones gingivales de coronas y pónicos.

20. Aparentemente la rugosidad superficial sólo afecta la resistencia flexural cuando hay ausencia de otros factores (grietas, poros, defectos) que representen puntos más críticos de concentración de tensiones.

21. El tipo de prueba empleada y las características de su diseño, producen variaciones al medir la resistencia de un mismo material. La resistencia flexural húmeda es significativamente menor que la seca, y es un mejor reflejo comportamiento del material en el medio intrabucal.

22. Otros factores, tales como el color, la presencia de uniones y factores específicos de cada sistema, modifican la resistencia flexural de las restauraciones obtenidas.

*23. La resistencia flexural no puede considerarse como una propiedad intrínseca de los materiales cerámicos, ya que ella se ve modificada por diversos factores extrínsecos: procedimientos clínicos, de laboratorio y experimentales.*

#### IV. RECOMENDACIONES

Durante la elaboración del presente trabajo de grado, surgieron las siguientes inquietudes y aprendizajes que se sugieren como recomendaciones para futuras investigaciones:

1. Los defectos incorporados durante la fabricación de las cerámicas producen una alta variabilidad de la resistencia flexural de estos materiales, por lo tanto, la investigación de esta propiedad por sí sola no puede caracterizar adecuadamente estos materiales <sup>(51)</sup>. El Módulo de Weibull, es una propiedad que investiga la variabilidad de la resistencia flexural y se relaciona con la distribución y tamaño de los defectos en el material. Su estudio es un reflejo más veraz de la probabilidad de fracaso o supervivencia de los materiales cerámicos en su comportamiento clínico.<sup>(21,22)</sup>

2. Las pruebas de resistencia flexural reflejan el comportamiento del material bajo una fuerza estática y única. Sin embargo, las fuerzas que se ejercen durante las funciones bucales son de carácter cíclico <sup>(22)</sup>. En

este sentido, es de utilidad investigar el comportamiento de los materiales cerámicos bajo este tipo de cargas para poder establecer un mejor pronóstico de su comportamiento intrabucal.

3. En el presente trabajo, la disponibilidad de los sistemas cerámicos en Venezuela, fue investigada de manera informal, a través de interrogatorios realizados a los principales laboratorios dentales del país. Una investigación más formal, que refleje la disponibilidad y ubicación de las distintas tecnologías que ofrecen los laboratorios dentales en Venezuela, puede ser de gran utilidad para los odontólogos que ejercen la prostodoncia y odontología restauradora en nuestro país.

## V. REFERENCIAS

1. The Academy of Prosthodontics. The Glossary of Prosthodontic Terms. J Prosthet Dent 2005; 94: 1-104.
2. Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. 11<sup>va</sup> ed.. USA: Saunders; 2003.
3. Macchi R. Materiales Dentales. 3<sup>ra</sup> ed.. Buenos Aires: Editorial Medica Panamericana; 2000.
4. McLean J. The Science and Art of Dental Ceramics. Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1979.
5. Peutzfeldt A. Indirect resin and ceramic systems. Oper Dent 2001; Supl 6: 153-176.
6. Yamada H, Grenoble P. Editores. Dental Porcelain: The state of the art-1977. USA: USC; 1977.

7. Craig R, Powers J, Wataha J. Dental Materials: Properties and Manipulation. 8<sup>va</sup> ed.. China: Editorial Mosby; 2004.
8. O' Brien W. Editor. The Dental Clinics Of North America Symposium on Ceramics. Vol 9. N° 4. Philadelphia: Saunders; 1985.
9. Williams D, Cunningham J. Materiales en Odontologia Clinica. Buenos Aires: Editorial Mundi S.A.I.C. y F.; 1982.
10. Hsueh C, Lutrell C, Becher P. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. Dent Mat 2006; 22: 460 - 469.
11. Phillips R. Skinner's Science of Dental Materials. 7<sup>ma</sup> edición. Philadelphia: Editorial Saunders; 1973.
12. Roulet J, Janda R. Future Ceramic Systems. Oper Dent 2001; Supl 6: 211- 228.

13. Denry I, Holloway J, Rosenstiel S. Effect of Ion Exchange on the Microstructure, Strength, and Thermal Expansion Behavior of a Leucite-reinforced Porcelain” J Dent Res 1998; 77(4): 583-588.
14. White S, Miklus V, McLaren E, Lang L, Caputo A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all ceramic system. J Prosthet Dent 2005; 94: 125-131.
15. Denry I, Mackert J, Holloway J, Rosenstiel S. Effect of Cubic Leucite Stabilization on the Flexural Strength of Feldspathic Dental Porcelain. J Dent Res 1996; 75(12): 1928-1935.
16. Preston J. Perspectives in Dental Ceramics. Proceedings of the fourth international symposium on Ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1988.
17. Cattell M, Chadwick T, Knowles J, Clarke R, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. Dent Mat 2001; 17: 21-33.

18. Isgro G, Pallav P, van der Zel J, Feilzer A. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 465-473.
19. Ardlin B. Transformation toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mat* 2002; 18: 590-595.
20. Jin J, Takahashi H, Iwasaki N. Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dent Mater J* 2004; 23(4):490-496.
21. Guazzato M, Albakry M, Swain M, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 339-346.

22. Papanagiotou H, Morgano S, Giordano R, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 154-164.
23. Guazzatto M, Quach L, Albakry M, Swain M. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33: 9-18.
24. Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Flexural strength of CEREC 2 machined and jointed InCeram Alumina and InCeram Zirconia bars. *Dent Mat* 2001; 17: 260-267.
25. Pagniano R, Seghi R, Rosenstiel S, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 459-466.

26. Holand W, Scheiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 2000; 53: 297-303.
27. Schweiger M, Holand W, Frank M, Rheinberger V. IPS Empress 2: A New Pressable High-Strength Glass-Ceramic for Esthetic All-Ceramic Restorations. *Quintessence of Dental Technology* 1999; 22: 143-151.
28. Fradeani M, Barducci G. Lithium Disilicate Glass-Ceramic Restorations: Indications and Guidelines. *Quintessence of Dental Technology* 2000; 23: 51-60.
29. Chong K, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia Core Materials. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 183-188.
30. McLaren E, White S. Glass-Infiltrated Zirconia/Alumina-Based Ceramic for Crowns and Fixed Partial Dentures: Clinical and Laboratory Guidelines. *Quintessence of Dental Technology* 2000; 23: 63-76.

31. Fischer J. Estética y prótesis: consideraciones interdisciplinarias. Caracas: Actualidades Medico-Odontológicas C.A.; 1999.
32. Guazzatto M, Albakry M, Quach L, Swain M. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. Dent Mat 2005; 21: 454-463.
33. Sánchez M, Castillo R, Sánchez A, García M. Métodos CAD/CAM en prótesis. Gaceta Dental [en línea] 2007 febrero [fecha de acceso 10 de mayo de 2007]; (178). URL disponible en: <http://www.gacetadental.com>
34. Sánchez M, Castillo R, Sánchez A, García M. Métodos CAD/CAM en prótesis. Gaceta Dental [en línea] 2007 febrero [fecha de acceso 10 de mayo de 2007]; (178). URL disponible en: <http://www.gacetadental.com>

35. Garber D, Adar P, Goldstein R, Salama H. The Quest for the All-Ceramic Restoration. Quintessence of Dental Technology 2000; 23: 27-37.
36. [www.nobelbiocare.com](http://www.nobelbiocare.com)
37. Della Bona A, Anusavice K, DeHoff P. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. Dent Mat 2003; 19: 662-669.
38. Bhamra G, Palin W, Fleming G. The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material. J Dent 2002; 30: 153-160.
39. Albakry M, Guazzatto M, Swain M. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic materials. J Dent 2004; 32: 91-99.

40. Rizkalla A, Jones D. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. Dent Mat 2004; 20: 207-212.
41. Luthardt R, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and Properties of Ground YTZP Zirconia Ceramics. J Dent Res 2002; 81 (7): 487-491.
42. Fischer H, Schafer M, Marx R. Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. J Dent Res 2003; 82 (12): 972-975.
43. Griggs J, Thompson J, Anusavice K. Effect of flaw size and autoglaze treatment on porcelain strength. J Dent Res 1996; 75 (6): 1414-1417.
44. Binns D. The chemical and physical properties of dental porcelain. En: Dental Ceramics, proceedings of the first international symposium on ceramics. Mclean JW, editor. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc; 1983. p. 41-82

45. Ahmad R, Morgano S, Wu B, Giordano R. An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 421-429.
46. Fleming G, Jandu H, Nolan L, Shaini F. The influence of alumina abrasion and cement lute on the strength of a porcelain laminate veneering material. *J Dent* 2004; 32: 67-74.
47. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and Reliability of Surface Treated Y-TZP Dental Ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; 53:304-313.
48. Kitazaki H, Takahashi H, Hasegawa S, Nishimura F. Effect of amount of grinding on flexural strength of dental ceramics. *J Med Dent Sci* 2001; 48: 7-13.
49. ANSI/ ADA Specification No. 69 Dental Ceramic. (10-5-1991).

50. Lenz J, Thies M, Wollwage P, Schweizerhof K. A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. *Dent Mat* 2002; 18: 558-560.
51. Fischer H, Hemelik M, Telle R, Marx R. Influence of annealing temperature on the strength of dental glass ceramic materials. *Dent Mat* 2005; 21: 671-677.
52. Bindl A, Luthy H, Mormann W. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM generated posterior crowns. *Dent Mat* 2006; 22 (1): 29-36.
53. Fleming G, Narayan O. The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs. *Dent Mat* 2003; 19: 69-76.
54. Fleming G, Dickens M, Thomas L, Harris J. The in vitro failure of all-ceramic crowns and the connector area of fixed partial dentures using bilayered ceramic specimens: The influence of core to dentin thickness ratio. *Dent Mat* 2006; 22: 771-777.

55. Cattell M, Palumbo R, Knowles J, Clarke R, Samarawickrama D. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. *J Dent* 2002; 30:161-169
56. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain M. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/ zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004; 25: 5045-5052.
57. Fleming G, El-Lakwah S, Harris J, Marquis P. The effect of core:dentin thickness ratio on the bi-axial flexure strength and fracture mode and origin of bilayered dental ceramic composites. *Dent Mat* 2005; 21: 164-171.
58. Fleming G, El-Lakwah S, Harris J, Marquis P. The influence of interfacial roughness on bilayered ceramic specimen performance. *Dent Mat* 2004; 20: 142-149.

