

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS
RESTAURACIONES TOTALCERÁMICAS UBICADAS EN
EL SECTOR POSTERIOR DE LA CAVIDAD BUCAL**

Trabajo especial presentado ante la ilustre Universidad Central de Venezuela por el Odontólogo Juan Manuel Borges Castellano para optar al título de especialista en Prostodoncia.

Caracas, mayo de 2007

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

_____	_____
(Coordinador) Nombre y Apellido	FIRMA
C.I.	

_____	_____
Nombre y Apellido	FIRMA
C.I.	

_____	_____
Nombre y Apellido	FIRMA
C.I.	

Observación: _____

Caracas, mayo de 2007

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS
RESTAURACIONES TOTALCERÁMICAS UBICADAS EN
EL SECTOR POSTERIOR DE LA CAVIDAD BUCAL**

Autor: Od. Juan M. Borges Castellano
Tutor: Prof. Amarelys Pérez Sánchez

Caracas, mayo de 2007

DEDICATORIA

A Isabella, Sebastián y
Dalila por su paciencia y
comprensión en estos
años de ausencia.

AGRADECIMIENTOS

A la Profesora Amarelys Pérez Sánchez, Especialista en Prostodoncia, por su valiosa orientación y dedicación a lo largo del Postgrado y durante la realización de este trabajo especial de grado.

Al Profesor Jose Manuel Dos Santos, Especialista en Prostodoncia, por su colaboración en los inicios de la elaboración de este trabajo.

A mis colegas y amigos Irene Peraza Urrutia y Giulio Carrillo Taconi , por ayudarme en la búsqueda de parte de la literatura consultada en esta revisión.

A mi colega y amiga Elisabete Fernández Correia por su apoyo incondicional a lo largo de todo el curso de Especialización.

LISTA DE CONTENIDO

	Págin
	a
Dedicatoria.....	iv
Agradecimientos.....	v
Lista de Gráficos.....	ix
Lista de Tablas.....	xii
Resumen.....	xiii
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1. SISTEMAS CERÁMICOS USADOS PARA LA CONFECCIÓN DE RESTAURACIONES LIBRES DE METAL	3
1.1 Cerámica feldespática.....	4
1.2 Cerámica aluminosa.....	6
1.3 Vidrio Cerámica.....	7
1.4 Cerámica Infiltrada.....	11
1.4.1 In- Ceram Alúmina.....	11
1.4.2 In- Ceram Spinell.....	16
1.4.3 In- Ceram Zirconia.....	17

1.5 Cerámica en bloques para fresado.....	18
1.5.1 Procera All-Ceram.....	19
1.5.2 Cerec	23
1.5.3 Lava	25
1.5.4 Cercon	28
2. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS SISTEMAS CERÁMICOS EMPLEADOS EN LAS RESTAURACIONES TOTALMENTE CERÁMICAS	30
2.1 Tenacidad a la fractura	31
2.2 Resistencia flexural	32
3. FACTORES CLÍNICOS QUE INFLUYEN EN LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS RESTAURACIONES CERÁMICAS LIBRES DE METAL EN EL SECTOR POSTERIOR	38
3.1 Diseño de la preparación	39
3.2 Espacio interoclusal	44
3.3 Procedimientos de pulido y glaseado	46
3.4 Cementación y acondicionamiento de la superficie	47
3.5 Características de la restauración.....	66
3.6 Adaptación marginal	76
4. FACTORES INHERENTES AL MATERIAL QUE INFLUYEN EN LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE	82

LAS RESTAURACIONES TOTALMENTE CERÁMICAS	
EN EL SECTOR POSTERIOR	
4.1 Composición de la cerámica.....	83
4.2 Mecanismo de obtención	88
4.3 Solubilidad química	90
4.4 Tipo de falla	91
5. FACTORES INHERENTES AL PACIENTE QUE	96
INFLUYEN EN LA RESISTENCIA A LA FRACTURA LAS	
RESTAURACIONES TOTALMENTE CERÁMICAS EN EL	
SECTOR POSTERIOR	
5.1 Fuerzas masticatorias	96
5.2 Condición del diente pilar	98
III. DISCUSIÓN.....	101
IV. CONCLUSIONES.....	111
V. REFERENCIAS.....	114

LISTA DE GRÁFICOS

	Página
Gráfico 1. Técnica de cera perdida IPS Empress Tomado de Miyashita y Salazar, 2005	8
Gráfico 2. Pastillas de IPS Empress Tomado de Miyashita y Salazar, 2005	8
Gráfico 3. Núcleos después del prensado de la ceramica Tomado de Miyashita y Salazar, 2005	9
Gráfico 4. Infiltrado de núcleo de In-Ceram. Tomado de www.vita-zahnfabrik.com , 2007	13
Gráfico 5. Fresado de núcleo de In-Ceram Zirconio Tomado de www.vita-zahnfabrik.com , 2007	18
Gráfico 6. Escáner Procera Forte Tomado de www.nobelbiocare.com/images/ , 2007	20
Gráfico 7. Visualización 3D del diseño del núcleo en el sistema Cerec . Tomado de www.inlab.com , 2007	23
Gráfico 8. Sistema Cerec In Lab. Tomado de www.tandprotetik.se/gkg.html , 2007	24
Gráfico 9. Fresado de estructura de zirconio, Sistema Lava . Tomado de www.3mespe.com/es 2007	26
Gráfico 10 Valores de resistencia flexural. Tomado de Miyashita y Salazar, 2005	30

Gráfico 11.a Cerámica con alta tenacidad a la fractura. Tomado de www.dynacer.com/materials , 2007	32
Gráfico 11.b Cerámica con baja tenacidad a la fractura. Tomado de www.dynacer.com/materials , 2007	32
Gráfico 12 Esquema de una probeta en flexión de tres puntos. Tomado de Cuadrado y Abraham, 2007	34
Gráfico 13 Tenciones inducidas por una fuerza de flexión en una prótesis parcial fija de tres elementos. Tomado de Anusavice, 2004	36
Gráfico 14 Preparación de corona totalcerámica. Tomado de www.carterlab.com , 2007	40
Gráfico 15 Molecula bifuncional de silano. Tomado de Bayne, 2004	51
Gráfico 16 Sistema Rocatec. Tomado de www.3mespe.com , 2007	54
Gráfico 17. Radio de curvatura. Tomado de Oh y Anusavice, 2002	70
Gráfico 18 Tensión generada en la superficie gingival del conector. Tomado de Anusavice, 2004	71
Gráfico 19 Microfotografía de IPS Empress. Tomado de Guazzato et al, 2004	84
Gráfico 20 Microfotografía de ICA (polvo para mezcla). Tomado de Guazzato et al, 2004	85

Gráfico 21 Microfotografía de ICA (prensado al seco). Tomado de Guazzato et al, 2004	85
Gráfico 22 Microfotografía de ICZ. Tomado de Guazzato et al, 2004	86
Gráfico 23 Microfotografía de cerámica de zirconio estabilizada con itrio. Tomado de Guazzato et al, 2004	87

LISTA DE TABLAS

	Página
Tabla I. Características de los sistemas totalcerámicos para PPF. Tomado de Raigrodski, 2004.....	72

RESUMEN

Las prótesis totalmente cerámicas, ofrecen un mayor potencial estético, pero éste tipo de restauraciones son más susceptibles a la fractura, en especial en el sector posterior. La resistencia a la fractura de este tipo de prótesis está basada en las propiedades mecánicas de los componentes cerámicos, características de la restauración, cementación, tratamiento de superficie, espacio interoclusal, adaptación marginal y características de diente pilar. En vista de la diversidad de materiales con los cuales se pueden confeccionar estas restauraciones y a la rápida evolución que han presentado en los últimos años, la tarea de seleccionar el sistema a utilizar, se presenta complicada, debido a que las óptimas condiciones para asegurar su éxito no son del todo conocidas, por lo que resulta de vital importancia para el prostodoncista conocer los factores clínicos y de laboratorio que puedan tener un efecto sobre la resistencia a la fractura de las restauraciones totalmente cerámicas usadas en el sector posterior de la cavidad bucal.

I. INTRODUCCIÓN

La técnica de porcelana sobre metal se ha utilizado de forma extensiva a través del tiempo para la confección de prótesis parciales fijas. Si bien esta técnica ha sido mejorada, la demanda por materiales más estéticos con propiedades más biocompatibles se ha incrementado. En adición a esto el temor sobre efectos adversos de las aleaciones de uso odontológico, ha acelerado el desarrollo de alternativas a las restauraciones metálicas, como lo son los sistemas totalmente cerámicos.

Los materiales dentales cerámicos exhiben muchas propiedades deseables para un material restaurador, incluyendo biocompatibilidad, estética, disminución de la acumulación de placa, baja conductibilidad térmica, resistencia a la abrasión y estabilidad de color. Sin embargo, la fragilidad y la baja resistencia a la fractura son los puntos débiles de estos materiales. Es por esto que el éxito clínico de las prótesis fijas totalmente cerámicas no ha sido del todo aprobado, especialmente en la región posterior, cuando éstas son comparadas con las restauraciones metal-cerámicas.

Existe una carencia de estudios clínicos acerca de los materiales de última generación con énfasis en sus propiedades mecánicas, que le permita al clínico discernir adecuadamente sobre el uso de estos materiales.

Debido al aumento en la demanda de restauraciones estéticas en el sector posterior y a la mejora de las propiedades físicas de los recientes sistemas totalmente cerámicos, resulta imprescindible para el odontólogo restaurador poseer un conocimiento adecuado que permita una correcta indicación y manejo de todas aquellas variables relacionadas con estos sistemas.

Es por esto, que el objetivo de este trabajo especial de grado es el de analizar a través de una revisión bibliográfica los factores que influyen en la resistencia a la fractura de los sistemas totalmente cerámicos usados en el sector posterior, comparar sus propiedades mecánicas, estudiar los factores propios del material, los factores clínicos y los factores inherentes al paciente que de alguna u otra forma influyen en el éxito de estas restauraciones.

II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

1. SISTEMAS CERÁMICOS USADOS PARA LA CONFECCIÓN DE RESTAURACIONES LIBRES DE METAL

Durante años se ha utilizado la cerámica dental como material para restaurar la estructura dental perdida, o para la restitución de dientes faltantes en la cavidad bucal. El desarrollo de los sistemas cerámicos ha evolucionado desde finales del siglo XVIII cuando fue patentado el primer material cerámico para uso odontológico⁽¹⁾.

La porcelana odontológica convencional es una cerámica vitrificada, que tiene como principales componentes químicos, minerales cristalinos tales como feldespatos, cuarzo, alúmina (óxido de aluminio) en una matriz vitrificada. Las proporciones de cada uno varían según el tipo característico de cada porcelana⁽²⁾.

Los sistemas totalcerámicos para incrustaciones, coronas y prótesis parciales fijas (PPF) son muy versátiles debido a su adaptación marginal, resistencia al desgaste y mejoras en su resistencia a la fractura. Nuevos materiales restauradores y sistemas de cementación surgieron rápidamente en el mercado

odontológico en los últimos años. Muchos fueron modificados por los fabricantes para adaptarlos a las exigencias de los consumidores. Por esa razón, los materiales se sustituyen rápidamente, sin que muchas veces haya tiempo de realizar investigaciones a largo plazo⁽²⁾.

Existen varias formas de clasificar a las cerámicas dentales, estas pueden ser: de acuerdo a su uso o indicación, composición, método de fabricación, temperatura de fusión, microestructura, translucidez. Sin embargo, la versatilidad de los sistemas cerámicos dificulta el poder agruparlos dentro de una sola clasificación debido a que comparten características comunes entre los parámetros mencionados anteriormente⁽²⁾.

1.1 Cerámica feldespática

Las coronas totalmente cerámicas han sido usadas por más de sesenta años. La porcelana feldespática generalmente proporciona una excelente estética, biocompatibilidad y resistencia compresiva. Sin embargo, la falta de resistencia a la tensión resulta en fracturas frecuentes cuando están sujetas a fuerzas de

cizallamiento, por lo que estructuralmente no son una opción para rehabilitaciones totalmente cerámicas en el sector posterior⁽³⁾

La cerámica feldespática es un vidrio no cristalino basado en sílice (SiO_2) y en el feldespato de potasio ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) o feldespato sódico ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$). El vidrio, los opacificadores y pigmentos son adicionados para controlar la fusión, temperatura de sinterización, coeficiente de expansión térmica y solubilidad⁽⁴⁾.

El proceso de confección es realizado sobre modelos refractarios obtenidos por la duplicación de los modelos de trabajo o la aplicación de una lámina de platino con 0,025mm de espesor, adaptada a los troqueles para obtener la forma deseada. Sobre el modelo refractario o lámina de platino se aplica la cerámica feldespática dentinaria en dimensiones mayores para compensar la contracción de cocción. Son aplicadas y sinterizadas en capas sucesivas hasta colocar la capa de esmalte. Estas cerámicas están indicadas para la confección de coronas unitarias, incrustaciones con y sin protección cuspidea y carillas laminadas⁽⁴⁾.

1.2 Cerámica aluminosa

Para 1965, McLean había desarrollado una corona completa de porcelana, con una composición semejante a la cerámica feldespática⁽⁴⁾, pero con la diferencia que presentaba un núcleo interno de cerámica aluminosa conteniendo entre 40% y 50% de cristales de alúmina que detendrían la propagación de las grietas. Este núcleo de alúmina es recubierto por capas de porcelana convencional, resultando en una restauración, el doble de resistente (120 a 180 MPa) que las coronas de porcelanas convencionales^(4,5).

McLean reportó en un estudio a 5 años, una tasa de fractura de 2% para dientes anteriores, y de 15% en dientes posteriores utilizando este tipo de sistema cerámico. Debido a la alta tasa de fracturas en el sector posterior, la principal indicación de la porcelana aluminosa es en la zona anterior del maxilar, cuando la estética es un factor determinante y no esté disponible otro tipo de sistema cerámico⁽¹⁾.

1.3 Vidrio Cerámico

Los vidrios cerámicos son materiales policristalinos consistentes en una matriz de vidrio y una o más fases cristalinas producto de una nucleación controlada y crecimiento de cristales dentro del vidrio. Los vidrios cerámicos de uso dental pueden ser clasificados de la siguiente manera: cerámicas a base de mica como el sistema Dicor (Dentsply, Dreiech, Germany), cerámicas de vidrio a base de hidroxiapatita como el sistema Cerapearl (Kyocera, San Diego, CA), cerámica de vidrio a base de leucita como el sistema IPS Empress (Ivoclar, Shaan, Liechtenstein), vidrios cerámicos a base de litio y vidrio cerámico a base de fluorapatita del sistema IPS Empress 2 (Ivoclar, Shaan, Liechtenstein) ⁽⁶⁾.

El vidrio cerámico IPS Empress convencional es un material reforzado con leucita con un contenido cristalino cercano al $35 \pm 5\%$ por volumen⁽⁷⁾, es prensado al calor y usa el principio de cera perdida (gráfico 1). Modelos de cera son incluidos en revestimiento especial aglutinado por fosfato, puestos en el horno eléctrico junto con pastillas Empress 1 (gráfico 2) y calentados con elevación de temperatura a una velocidad de $3^{\circ}\text{C}/\text{min}$, hasta 850°C y mantenida por 90 min⁽⁴⁾.

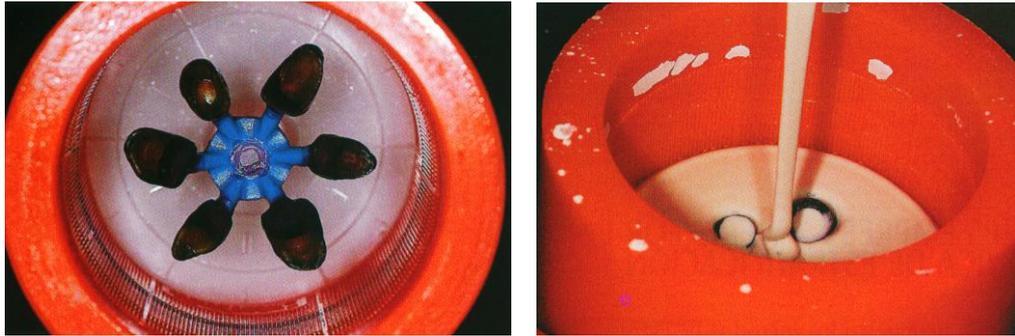


Gráfico 1 Técnica de cera perdida IPS Empress
Tomado de Miyashita y Salazar, 2005



Gráfico 2 Pastillas de IPS Empress
Tomado de Miyashita y Salazar, 2005

Posteriormente se coloca el molde en un horno de inyección EP500 o 600, posicionando las pastillas en el conducto juntamente con el émbolo de alúmina, mantenidos por 20min a la temperatura de 1.175°C, seguido de la aplicación de 5 bar de presión por 15 min. Después del enfriamiento se corta el molde con discos de

diamante. Dos técnicas son usadas para la confección de las restauraciones:

1. Obtenidas hasta su contorno final con los colores de las pastillas definidas, seguida de la aplicación del glaseado.
2. Con la obtención de un núcleo (gráfico 3) o infraestructura con 0,7mm de espesor, sobre el cual la cerámica de recubrimiento es aplicada hasta obtener la forma final de la restauración⁽⁴⁾.

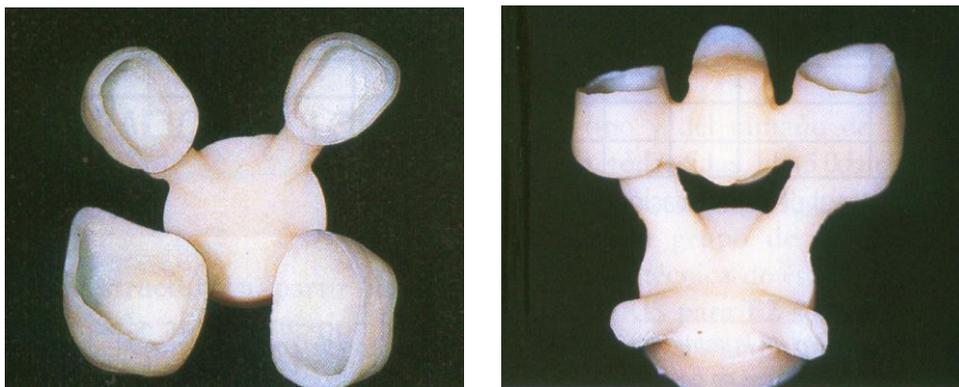


Gráfico 3 Núcleos después del prensado de la cerámica.
Tomado de Miyashita y Salazar, 2005

Este vidrio cerámico ha sido usado exitosamente en restauraciones estéticas como coronas totalmente cerámicas en la región anterior, incrustaciones y carillas. Sin embargo, la resistencia de este material no es suficientemente fuerte para la fabricación de PPF, por lo cual la casa fabricante introduce los vidrios cerámicos IPS Empress 2, para la fabricación de restauraciones

individuales como también para la elaboración de PPF en la región anterior que se extiendan hasta el segundo premolar⁽⁸⁾. La restauración final es elaborada sobre un núcleo de disilicato de litio con un contenido cristalino de $70 \pm 5\%$ por volumen⁽⁷⁾. Este incremento en el contenido cristalino forma una cerrada estructura entrecruzada, que aumenta significativamente la resistencia a la flexión (300-400MPa)⁽⁴⁾ y la dureza del material, afectando muy levemente su opacidad⁽⁷⁾.

Estos cristales de disilicato de litio, los cuales tienen forma alargada de 0,5 a 4mm de largo son el componente principal de la fase cristalina. Una segunda fase cristalina formada por cristales de ortofosfato de litio de 0,1 a 0,3mm de diámetro se encuentra localizada en la matriz vítrea y en la superficie de los cristales de disilicato de litio (pequeños orificios en la superficie de estos cristales)⁽⁴⁾.

El núcleo es cubierto con una cerámica de revestimiento a base de fluorapatita, que ofrece beneficios clínicos en términos de confección, pulido y reducción del desgaste de la estructura dental antagonista^(7,6,9).

Al igual que en el anterior, las restauraciones son obtenidas por el método de cera perdida, siendo el procedimiento básicamente el mismo que para las restauraciones Empress 1, con ciertas variaciones de temperatura y tiempos de cocción⁽⁴⁾.

1.4 Cerámicas Infiltradas

Estos sistemas se basan en la confección de una infraestructura de alúmina porosa, que posteriormente se infiltra con vidrio. Una cerámica feldespática, compatible térmicamente es aplicada por técnica de estratificación para terminar la restauración. Este sistema se divide en: In Ceram Alumina, In Ceram Spinell e In Ceram Zirconia⁽⁴⁾.

1.4.1 In-Ceram Alúmina

In Ceram Alúmina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)(ICA) es conocido por ser una cerámica de alta resistencia para ser usada en la confección de coronas anteriores, posteriores y estructuras PPF de tres elementos anteriores hasta el canino^(4,10,11,12).

Una mezcla densamente empacada de 70 a 85% de partículas de óxido de aluminio es aplicada a un modelo

refractario para la fabricación del núcleo, colocando la cerámica aluminica con la ayuda de un pincel. Una vez colocada ésta, es llevada al vacío por 40 seg. para remover las burbujas de aire. Se aplica luego una suspensión de óxido de aluminio, que algunos autores denominan santónico, sobre el troquel de yeso refractario, con pincel dando forma al núcleo o subestructura⁽⁴⁾.

El núcleo es llevado al horno Vita In Ceramat (VITA) según los ciclos de cocción: 6 horas a 120°C para remover el agua y los agentes aglutinantes; elevación de la temperatura a 1.120°C por 2 horas, mantenido por 2 horas más para la aproximación de las partículas y promover una mínima contracción. Terminada la cocción se aplica sobre la superficie externa el vidrio de aluminosilicato de lantano ($\text{LaAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$) mezclado con agua, con la finalidad de rellenar los poros de la alúmina. Se lleva al horno por 30 min a 200°C (coronas unitarias) y de 4 a 6 horas a 1.100°C (PPF). El vidrio se funde y penetra por capilaridad dentro de la estructura (gráfico 4)⁽⁴⁾.



Gráfico 4 Infiltrado de núcleo de In-Ceram.
Tomado de www.vita-zahnfabrik.com, 2007

Esta infiltración incrementa la resistencia de la cerámica por un efecto de interpenetración entre el vidrio y la estructura de alúmina limitando la propagación de grietas en la cerámica^(12,13,14). Por otro lado, la diferencia en los coeficientes de expansión térmica entre la alúmina y el vidrio genera tensión compresiva en la interfase alúmina-vidrio, mejorando la resistencia futura del material^(14,15). Mediciones de la resistencia flexural muestran que ICA (450-600 MPA)⁽⁴⁾ es tres o cuatro veces más fuerte que la cerámica feldespática^(12,13).

Esta estructura es luego recubierta con porcelana feldespática Vitadur- α , (Vita Zahnfabrik) para restaurar la morfología dental en razón a una estética y función adecuada^(10,12,13).

La alta resistencia flexural del ICA, puede llegar a valores por encima de los 605 MPa, dependiendo esto de la fuerza de unión entre las partículas de óxido de aluminio y la completa humectación de la microestructura de poros abiertos por infiltración del vidrio de lantano⁽¹⁰⁾.

Un estudio a cinco años evaluó el desempeño de 20 PPF de tres unidades, ubicadas en el sector posterior de la cavidad bucal y elaboradas con In-Ceram Alumina. Al finalizar este periodo 2 PPF presentaron fracturas en el conector distal, obteniendo un porcentaje de éxito del 90%⁽¹²⁾.

Sorensen et al determinaron la resistencia a la fractura de 61 PPF de tres unidades, consiguiendo que las ubicadas en el sector anterior no presentaban fallas al cabo de un periodo de tres años, pero las ubicadas en el sector posterior presentaron un porcentaje de fallas del 35% en este mismo periodo, por lo cual los autores concluyen que las PPF elaboradas en ICA no deben ser indicadas en el sector posterior, tal como lo advierte el fabricante⁽¹⁶⁾.

En un estudio retrospectivo Olsson et al evaluaron el comportamiento a largo plazo de 42 PPF elaboradas en In-Ceram Alúmina, 62% de éstas fueron confeccionadas en la región posterior, encontrando un porcentaje de éxito de 93% a cinco años y 83% a diez años⁽¹⁷⁾.

Por su parte Haselton et al, estimaron el éxito a cuatro años de 80 coronas elaboradas en ICA distribuidas de la siguiente manera: 67% en el sector anterior, 26% en el sector posterior, 6% sobre implantes anteriores y 1% sobre un implante posterior. Al cabo de este periodo un premolar presentó una pequeña fractura en la porcelana de recubrimiento y un molar tuvo que ser remplazado por fractura del núcleo, obteniendo un porcentaje de éxito para el sector anterior de 100% y de 88% en posterior⁽¹⁸⁾.

Por último, McLaren y White estudiaron la supervivencia a tres años de 407 coronas elaboradas en ICA, distribuidas tanto en el sector anterior como en el posterior, obteniendo una tasa de supervivencia para las primeras de 98% y 94% para las ubicadas en la región molar y premolar. La causa mas común de falla fue la fractura del núcleo, observándose el doble de casos con

respecto a la fractura de la porcelana de recubrimiento⁽¹⁹⁾.

1.4.2 In-Ceram Spinell

Una cerámica modificada, In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) (ICS) está constituida por un vidrio infiltrado de espinela magnésica ($MgAl_2O_4$) con una mayor fase cristalina. Esta provee mayor traslucidez a la corona mejorando la estética de la restauración final, permitiendo la confección de coronas anteriores, incrustaciones con y sin protección cuspidea y carillas laminadas. Una desventaja de esta cerámica es su baja resistencia a la flexión (280-380 Mpa), siendo cerca de un 25% inferior cuando se la compara con ICA^(4,13).

Sin embargo, en un estudio a cinco años Bindl et al, evaluaron el comportamiento clínico de 19 coronas elaboradas en ICS y 24 coronas elaboradas en ICA, todas ubicadas en el sector posterior de la cavidad bucal. Los núcleos de las coronas fueron maquinados de bloques de cerámica Vitablocs In-Ceram Spinell y Vitablocs In-Ceram Alúmina respectivamente, obteniendo al final del periodo una tasa de supervivencia de 92% para Alúmina y de

100% para Spinell. Los investigadores concluyen que ambos sistemas pueden ser usados en el sector posterior con excelentes resultados⁽¹³⁾.

1.4.3 In-Ceram Zirconia

In-Ceram Zirconia (ICZ) (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) ha sido desarrollada al añadir un 33% de óxido de zirconio parcialmente estabilizado (PSZ) al componente inicial, In-Ceram Alúmina, para proveer resistencia y rigidez al material del núcleo. Este material está indicado para la confección de PPF en el sector posterior⁽²⁰⁾ y posee valores de resistencia a la flexión cercanos a los 750MPa⁽⁴⁾.

El procedimiento de obtención de ICZ es semejante al de ICA, por la aplicación de una suspensión de óxido de aluminio en un troquel de yeso especial⁽⁴⁾ o como bloques prensados en seco parcialmente sinterizados para la posterior fabricación en el sistema CAD/CAM (Gráfico 5). Esta presentación en bloque es ofertado en distintas formas para adaptarse a los diferentes sistemas de CAD/CAM⁽²¹⁾.



Gráfico 5 Fresado de núcleo de In-Ceram Zirconio.
Tomado de www.vita-zahnfabrik.com, 2007

En un estudio a tres años Suárez et al, evaluaron el comportamiento clínico de 18 PPF de 3 a 4 unidades elaboradas con In-Ceram Zirconia en el sector posterior de la cavidad bucal, consiguiendo la pérdida de una sola prótesis al cabo de este periodo a causa de la fractura radicular de un diente pilar⁽²²⁾.

1.5 Cerámica en bloques para fresado.

El proceso CAD/CAM se refiere a CAD (Computer Assisted Design) y CAM (Computer Assisted Machine). El principio básico es la lectura a través de un escáner de la superficie de la preparación⁽⁴⁾. La imagen generada por el escáner es transferida a un ordenador con un programa en 3D, donde el operador verifica la correcta digitalización y centralización del troquel⁽¹⁾. Estas cerámicas se presentan en bloques que son desbastados por una unidad fresadora para darle forma a la restauración⁽⁵⁾.

La ventaja de éste tipo de restauración es la porosidad casi inexistente del material y la posibilidad de seleccionar un núcleo cerámico ya sea por sus características de resistencia a la fractura o por sus cualidades ópticas⁽¹⁾.

1.5.1 Procera All-Ceram

Las restauraciones Procera All-Ceram (Procera Sandvik AB, Estocolmo, Suecia) (PAC) están compuesta por un núcleo de óxido de aluminio de alta pureza y densamente sinterizado, que se combina con una porcelana de recubrimiento compatible. Esta porcelana contiene un núcleo compuesto por 99,9% de alúmina y su dureza es una de las mayores entre las porcelanas usadas en odontología⁽¹⁾, obteniendo valores de resistencia flexural de 687 MPa^(3,8).

Una característica única del sistema Procera es la capacidad del escáner (Grafico 6) para copiar la superficie del diente tallado y transmitir los datos a una unidad para la fabricación de un troquel más grande a través de un proceso de CAD-CAM⁽¹⁾. La próxima etapa es elegir el tipo de material, alúmina o zirconio y el espesor deseado⁽¹⁾.



Gráfico 6 Escáner Procera Forte. Tomado de www.nobelbiocare.com/images/,2007

Los datos son enviados vía Internet a una de las fábricas de Procera. Actualmente, todos los núcleos para Latinoamérica son fabricados en Fair IAEN, New Jersey, EEUU, los pilares para implantes en zirconio y alúmina en Stockholm Suecia, y los pilares de titanio en Karskoga⁽⁴⁾.

El núcleo de porcelana formado es prensado en seco en el troquel, sinterizado y recubierto. Así, la contracción del 15-20% habitual durante el sinterizado, se compensará mediante la construcción de un patrón cerámico de mayor tamaño, que se contraerá durante el sinterizado hasta obtener el tamaño que se desee para ajustar en el diente preparado⁽¹⁾.

El espesor del núcleo varía según su indicación: 0,4mm para coronas anteriores y de premolares; 0,6mm para coronas en molares. Sobre este núcleo se aplica cerámica feldespática: Ducera All-Ceram (DeguDent, Hanau/Wolfgang, Germany), Vitadur Alfa (VITA, Zahnfabrik) y Cerabien (Noritake, Tokio, Japón), por la técnica de estratificación⁽⁴⁾.

El sistema Procera permite la elaboración de PPF confeccionada en zirconio de dos a cuatro unidades en cualquier región de la cavidad bucal. La estructura es maquinada de forma individualizada a partir de un bloque de zirconio, posibilitando una excelente combinación de estética y resistencia⁽²³⁾.

En un estudio prospectivo a 5 y 10 años, se evaluó el comportamiento clínico de 87 coronas en 50 pacientes confeccionadas en PAC, obteniendo una tasa de éxito de 97,7% en 5 años y de 92,2% en diez años. De las cuatro coronas fracturadas, dos fueron colocadas en pacientes bruxómanos y una tuvo un espesor en su cara oclusal inadecuado de solo 0,8mm⁽²⁴⁾.

Por su parte Fradeani et al, obtuvieron resultados similares al evaluar el comportamiento de 50 coronas anteriores y 155 coronas ubicadas en el sector posterior de la cavidad bucal elaboradas en PAC, en un periodo de cinco años, obteniendo una tasa de supervivencia de 100% para las del sector anterior y de 95,15% para las ubicadas en la zona premolar/molar⁽²⁵⁾.

En un estudio a seis años acerca del comportamiento de coronas individuales totalmente cerámicas, cuyos núcleos fueron fabricados con PAC, se obtuvo que de un total de 107 coronas: 59 en incisivos, 29 en premolares, 20 en molares y 2 en caninos, fueron removidas dos coronas anteriores y cuatro posteriores. Cuatro de estas presentaron fractura de la porcelana de revestimiento y del núcleo, mientras que dos presentaron únicamente fractura de la porcelana de revestimiento. La tasa de supervivencia para las coronas anteriores fue de 96.7% y para las coronas del sector posterior fue de 91%. Se consiguieron fracturas menores dentro de la porcelana en cuatro casos adicionales⁽²⁶⁾.

1.5.2 Cerec

Este sistema utiliza la captación de la imagen de la preparación directamente de la cavidad bucal, con la ayuda de una microcámara. La imagen captada es procesada por la unidad CAD para el diseño de la restauración y su ejecución con la ayuda del ordenador CAM⁽⁴⁾. El elemento clave en esta tecnología es la captura de la imagen por infrarrojo, usando una cámara como escáner topográfico óptico, el cual produce una señal eléctrica y genera datos en tres dimensiones (3D) en la pantalla de un computador (gráfico 7)⁽²⁷⁾.

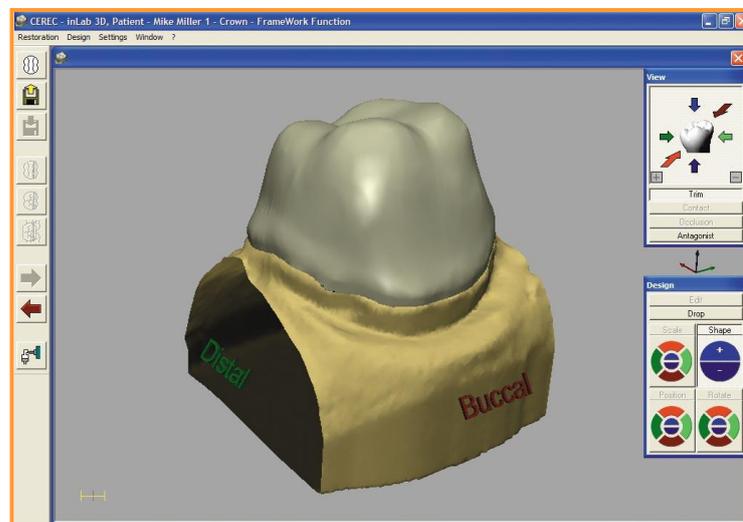


Gráfico 7 Visualización 3D del diseño del núcleo en el sistema Cerec .
Tomado de www.inlab.com, 2007

El proceso de fresado se realiza con una punta diamantada y un disco para desgaste (Cerec 2) o dos puntas diamantadas en una unidad modular (Cerec 3). Los

materiales cerámicos usados para éste sistema pueden ser Bloques Vita MK II Vitablocks, Ivoclar ProCad, Vita MK II Esthetic Line y Dicor MGC⁽⁴⁾.

El sistema Cerec In Lab (gráfico 8) es introducido en el mercado en el año 2002, diseñado específicamente para su aplicación en laboratorios. El sistema posibilita la fabricación de núcleos e infraestructuras de hasta 3 unidades con los bloques ICZ, ICA e ICS. Este sistema utiliza la lectura de troquel con láser en una unidad compacta que también es responsable del fresado⁽⁴⁾.



Gráfico 8 Sistema Cerec In Lab. Tomado de www.tandprotetik.se/gpage.html, 2007

Luego de la captación de la imagen (10 min. para una corona y 20 min. para infraestructura de PPF), los

datos son procesados de forma similar al utilizado en el consultorio. El fresado se realiza a través de puntas diamantadas obteniendo una restauración unitaria en 15 min. y 50 min. para la infraestructura de una PPF. Una vez culminado el fresado se realiza la infiltración con vidrio y se aplica la cerámica de estratificación Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG. Bad, Sackingen, Germany) seguido de la caracterización y el glaseado⁽⁴⁾.

1.5.3 Lava

El sistema Lava All-Ceramic (3M ESPE, St.Paul, Minn) utiliza la tecnología CAD/CAM para confeccionar coronas unitarias anterior y posterior y PPF de 3 o 4 unidades, a partir de un núcleo de óxido de zirconio. La confección de Lava se basa en el sistema CAD/CAM, con la colocación del troquel de yeso alineado en el dispositivo de soporte del escáner. La lectura es realizada a láser en toda la preparación. Los datos para una PPF son obtenidos de la lectura de los 2 pilares. Con esta información el programa proyecta las dimensiones del pónico. El bloque de zirconio presintetizado es puesto en el equipo (Lava Milling Unit) según la

característica de la estructura a ser confeccionada (gráfico 9)⁽⁴⁾.



Gráfico 9 Fresado de estructura de zirconio, Sistema Lava . Tomado de www.3mespe.com/es, 2007

El bloque es fresado en 35 min. para las coronas unitarias y 75 min. para PPF. La estructura fresada es retirada, sometida al acabado e inmersa en el líquido LavaShade, asociando el color según la escala Vita por 2min. la restauración es sinterizada a 1.105°C por 7 horas y a la resultante se le aplica la cerámica de recubrimiento Venner Lava Ceram dando contorno final a la restauración⁽⁴⁾.

Debido a sus atractivas propiedades mecánicas, este material ha despertado el interés en la manufactura de prótesis fijas totalmente cerámicas, intentando reemplazar dientes en la región premolar y molar⁽²⁸⁾. La alta resistencia flexural y tenacidad a la fractura de esta

cerámica es aproximadamente el doble que la cerámica para núcleo a base de alúmina⁽²⁹⁾.

Existen muy pocos estudios clínicos acerca de la eficacia de PPF de 3 unidades en el sector posterior de la cavidad bucal elaboradas con zirconio. En un estudio prospectivo a tres años, se evaluó la eficacia de veinte PPF de 3 unidades confeccionadas con el sistema Lava en pacientes que habían perdido el segundo premolar o el primer molar. Las preparaciones se hicieron de forma estandarizada, con una reducción oclusal de 1,5 a 2mm, reducción axial de 1 a 1,5mm, terminación cervical en hombro redondeado de 1mm de ancho y ángulos internos redondeados. Al ser examinadas las restauraciones al cabo de este periodo, se comprobó un buen rendimiento en términos de resistencia a la fractura, integridad marginal, decoloración marginal y presencia de caries secundaria. Solo cinco PPF presentaron cierto desgaste a nivel del pilar posterior todos correspondientes al segundo molar. Ninguna delaminación de la porcelana de recubrimiento o fractura de la subestructura fue detectada en el conector o en los retenedores⁽³⁰⁾.

1.5.4 Cercon

El sistema Cercon (DeguDent, Hanau/Wolfgang, Germany) es introducido en el mercado en el 2001 como una cerámica compuesta por zirconio con transformación estructural cuando es sometida a una fuerza. Con el uso de aditivos como el óxido de itrio, el zirconio puede mantener una estructura cristalina tetragonal a temperatura ambiente. Cuando es sometido a una fuerza externa, ocurre una transformación instantánea a una estructura cristalina monoclinica. En la forma monoclinica el cristal es un 4% mayor en volumen en relación con la forma tetragonal, ofreciendo una mayor resistencia a la propagación de grietas. Este sistema esta indicado para la confección de coronas anteriores y posteriores y de PPF de 3 o más elementos⁽⁴⁾.

El método de obtención es a través de la confección de un patrón de cera elaborado sobre los troqueles de las preparaciones⁽¹⁾. Este encerado es cubierto con una capa de polvo de plata y se lleva al escáner del equipo para la lectura. Esta se realiza a láser con precisión de 10 μm , con tiempo de lectura de 12 min. para una PPF de 4 unidades⁽⁴⁾.

El bloque de zirconio presinterizado que es puesto en el equipo Cercon Brain (Denstply, Ceramco) posee un código de barras que contiene el factor de ampliación y otros parámetros que son controlados por el ordenador. El bloque que es desbastado en primera instancia a groso modo y luego más en detalle a nivel oclusal y gingival posee en este momento un tamaño mayor, para compensar el 20% de contracción que tendrá lugar durante el sinterizado posterior a 1.350°C. El tiempo de fresado es de unos 35 min. para una corona y de 80 min. para una PPF de cuatro unidades. La estructura resultante es colocada en un horno Cercon Heati (Denstply, Ceramco) a 1.350°C durante 3 horas aproximadamente⁽¹⁾.

La restauración sinterizada es removida y sometida al acabado con refrigeración, arenado, aplicación de cerámica fluida y de la cerámica feldespática de baja fusión, dando contorno final a la restauración que presenta valores promedios de resistencia flexural de 900 MPa⁽⁴⁾. Gráfico 10

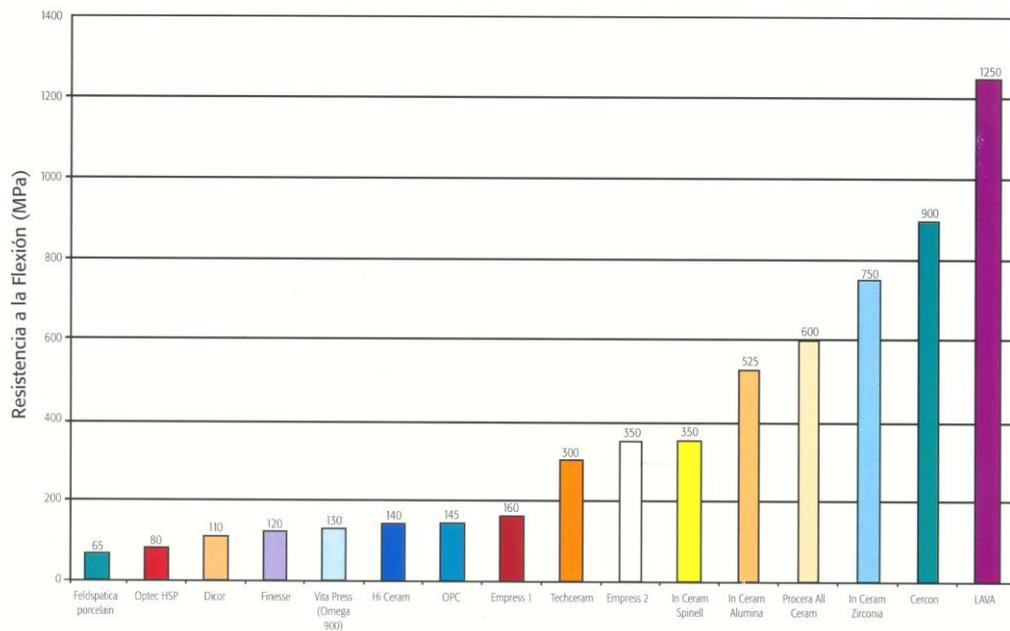


Gráfico 10 Valores de resistencia flexural
Tomado de Miyashita y Salazar, 2005

2. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS SISTEMAS CERÁMICOS EMPLEADOS EN LAS RESTAURACIONES TOTALMENTE CERÁMICAS.

La relación entre las propiedades mecánicas de la cerámica y su comportamiento clínico esta influenciada por muchas variables, algunas de estas como la tenacidad a la fractura y la resistencia, son los primeros parámetros investigados para comprender el potencial clínico y los límites de la cerámica dental⁽³¹⁾.

2.1 Tenacidad a la fractura

La tenacidad a la fractura (TF) es definida como la resistencia mecánica de un material a la propagación de grietas y a la resultante falla catastrófica⁽⁸⁾. A diferencia de la resistencia, la cual depende del tamaño inicial de la fisura presente sobre la superficie de un espécimen particular; la TF de un material es generalmente independiente del tamaño inicial de la fisura, de la forma del espécimen y de la concentración de tensión que actúa en su superficie. La TF es por consiguiente una propiedad más significativa comparada con la resistencia cuando se validan la idoneidad de un material por sus componentes estructurales⁽³¹⁾.

Las técnicas empleadas para determinar la TF son generalmente divididas en dos grupos. En un grupo se incluyen los mecanismos de fractura convencional usando prefisuras inducidas o muescas. El segundo grupo de técnicas, también clasificadas como técnicas de microgrietas, están basadas en la presencia de una indentación producida con un indentador Vickers o Knoop (gráfico 11 a y b). Esta indentación puede ser usada como un defecto dominante en la prueba de resistencia del espécimen (resistencia a la indentación) o para producir

fisuras radiales (indentación de fractura). Con el método de resistencia a la indentación, la TF es determinada por asociación de una fórmula de resistencia estándar con un apropiado análisis del mecanismo de fractura. En la técnica de indentación de fractura es realizada una medición directa de la longitud de la fisura y usada para calcular la TF⁽³¹⁾.

La TF se expresa en unidades de fuerza por la raíz cuadrada de la longitud de la fractura, es decir, MPa.m^{1/2}, o su equivalente, MN.m^{-3/2} (31).

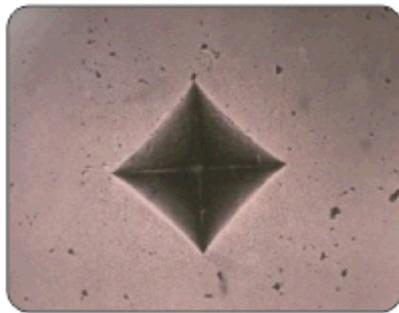


Gráfico 11a Cerámica con alta tenacidad a la fractura. Tomado de www.dynacer.com/materials, 2007

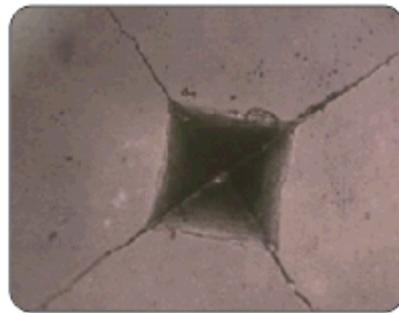


Gráfico 11b Cerámica con baja tenacidad a la fractura. Tomado de www.dynacer.com/materials, 2007

2.2 Resistencia flexural

La resistencia es definida, como la última tensión necesaria para causar la fractura o la deformación plástica y es fuertemente afectada por el tamaño de las fallas y defectos presentes en la superficie del material.

La incapacidad de la cerámica de reducir las tensiones en la punta de la grieta por deformación, explica el porque ellas son muchos más débiles en tensión que en compresión y el porqué las restauraciones dentales normalmente fallan en áreas de tensión. Por lo tanto, la resistencia flexural es considerada más significativa comparada con la resistencia a la compresión cuando se evalúan las propiedades de fragilidad de los materiales dentales⁽³¹⁾.

Básicamente, la resistencia flexural es una prueba de resistencia que consiste en una barra sujeta a ambos lados, o un disco sujeto sobre un círculo de soporte inferior, sometido a una carga estática, el valor de la fuerza de este último se denomina resistencia a la flexión biaxial. Al medir la resistencia flexural de una barra sometida a tres puntos, de algún modo se miden simultáneamente las fuerzas de tracción, compresión y cizallamiento (gráfico 12); sin embargo, en el caso de muestras lo suficientemente finas, la tensión de tracción es la dominante y actúa sobre la superficie inferior⁽¹⁾.

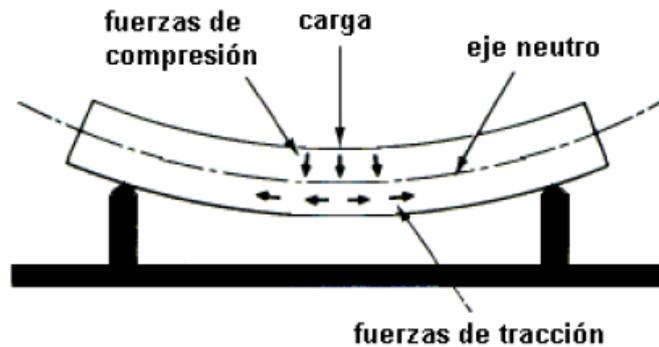


Gráfico 12 Esquema de una probeta en flexión de tres puntos. Tomado de Cuadrado y Abraham, 2007

La resistencia a la fractura de las cerámicas es frecuentemente expresada en términos de fuerza, la cual es comúnmente medida en estudios in vitro. Sin embargo, la medición de la resistencia de las cerámicas varía considerablemente dependiendo del tamaño de la grieta, poros y otros defectos del procesado, además de exhibir una ductilidad limitada (mínima o ninguna deformación plástica). Por consiguiente, la fragilidad a la fractura puede ocurrir por defectos existentes sujetos a concentraciones de tensiones localizadas, debido a la naturaleza discontinua en ciertas zonas del material⁽³²⁾.

La especificación N° 69 de la ADA trata acerca del límite de resistencia flexural de los materiales para núcleos cerámicos, el cual debe ser de por lo menos 100MPa. Al evaluar la resistencia flexural de tres

sistemas totalmente cerámicos (IPS Empress, ICA y PAC) Esquivel-Upshaw et al, encontraron una diferencia significativa entre las tres cerámicas, obteniendo valores de 176.9 MPa, 323.4 MPa y 464.3 MPa respectivamente. Todos los materiales cerámicos estudiados sobrepasan el mínimo valor exigido por la ADA⁽³³⁾.

La fractura de la PPF totalcerámicas es el resultado de complicados patrones de tensiones inducidas durante el proceso de masticación. Debido a la naturaleza frágil de la cerámica, las fuerzas tensionales son pobremente toleradas resultando a menudo en fractura de la misma. La falla en este tipo de prótesis ocurre con frecuencia a nivel del conector a lo largo del área gingival. Este tipo de fractura ocurre como consecuencia de la tensión flexural dentro del conector^(34, 35). En contraste con una prótesis parcial fija a extensión en la cual la tensión se desarrolla dentro del área oclusal del conector⁽³⁴⁾.

Gráfico 13

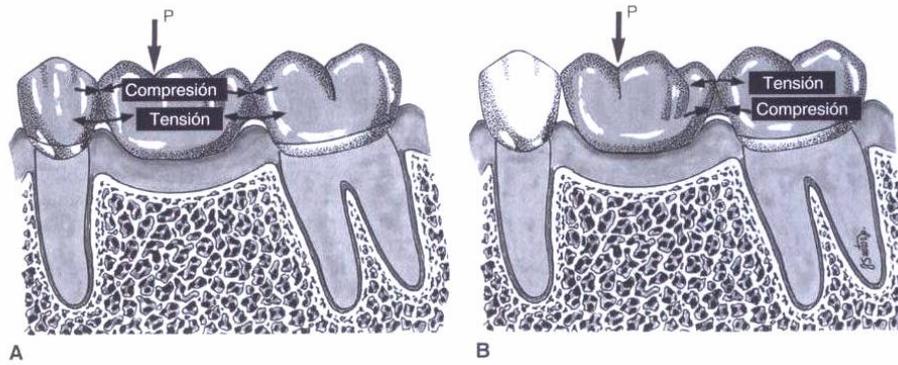


Gráfico 13 Tensiones producidas por una fuerza de flexión sobre una prótesis parcial fija de tres elementos.

Tomado de Anusavice, 2004

Guazzato et al, compararon la resistencia a la flexión biaxial y la tenacidad a la fractura (TF) de ICA e ICZ, obteniendo valores de resistencia a la flexión muy similares entre ambas, 600 MPa y 620 MPa respectivamente. Así mismo, los valores de TF medidos en base a la resistencia a la indentación fueron de 3.2 MPa. $m^{1/2}$ para ICA y 4.0 MPa. $m^{1/2}$ para ICZ. Al realizar la comparación de la TF en base a la indentación de fractura los resultados fueron de 2.7 MPa . $m^{1/2}$ y 3.0 MPa . $m^{1/2}$ respectivamente, por lo que los autores concluyen que no existe diferencia significativa en cuanto a la resistencia flexural biaxial y la TF (indentación de fractura) entre los dos materiales, sin embargo, ICZ fue más resistente al ser medida la TF por el método de resistencia a la indentación⁽³¹⁾.

Por su parte Chong et al, compararon la resistencia flexural de los núcleos de ICA e ICZ así como la resistencia de los núcleos con la respectiva cerámica de recubrimiento (Vitadur α), encontrando una diferencia significativa de 243MPa a 421MPa entre ambos sistemas respectivamente⁽¹¹⁾.

Al analizar la resistencia a la fractura (FS) de cuatro materiales para núcleos cerámicos: ICA, ICZ, ICS y PAC mediante análisis de elemento finito, Proos et al determinaron el comportamiento de estos materiales bajo cargas de tensiones repartidas de forma uniforme debajo del área de contacto. La magnitud de la tensión utilizada fue relacionada con la fuerza de mordida normal recomendada para estos diseños de investigación, los autores concluyeron que esta última fue significativamente inferior a los valores de resistencia a la fractura presentes en los cuatro sistemas estudiados⁽³⁶⁾.

Por su parte Rosentritt et al, estudiaron la influencia de la tensión simulada sobre la resistencia a la fractura de prótesis parciales fijas en el sector posterior de la cavidad bucal. Ellos evaluaron el comportamiento al

termociclado y a la carga mecánica, variando los parámetros de carga como: fuerza de masticación (cantidad y frecuencia), carga térmica, movimiento lateral de la mandíbula y la composición del muñón, encontrando que al combinar la carga mecánica con el proceso de termociclado, la resistencia de las prótesis se reducía de 1832N a 410N. El duplicar la frecuencia de masticación o el adicionar un movimiento lateral no tuvo efectos en los resultados, en cambio el incremento en la fuerza masticatoria y la variación en el material usado para la confección del muñón, redujo la resistencia a la fractura de las prótesis estudiadas⁽³⁷⁾.

3. FACTORES CLÍNICOS QUE INFLUYEN EN LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS RESTAURACIONES CERÁMICAS LIBRES DE METAL EN EL SECTOR POSTERIOR.

La adecuada selección de un sistema cerámico para determinadas situaciones clínicas puede proporcionar mayor longevidad de esa restauración. A pesar de que todos estos sistemas promueven buenos resultados estéticos, algunos son más indicados en la región posterior, mientras que otros debido a su mayor translucidez son indicados en la región anterior⁽⁴⁾.

Rekow et al, evaluaron la interacción de diferentes variables clínicas en el comportamiento del complejo corona-cemento-diente, mediante la elaboración de un modelo de elemento finito. Las variables estudiadas fueron: material utilizado, cantidad de reducción en la preparación, tipo de cemento, posición de la carga, altura cuspeada y estructura dental remanente. Los autores consideran que estas variables no son independientes unas de otras, por lo que es preciso estudiar la interacción presente entre ellas, llegando a la conclusión, que el tipo de material cerámico y su espesor son los factores que influyen mayormente en el comportamiento ante las cargas de este tipo de restauraciones⁽³⁸⁾.

3.1 Diseño de la preparación

Las preparaciones para prótesis fija son regidas por principios biológicos y mecánicos. Los sistemas cerámicos presentan variadas características que los diferencian unos de otros en cuanto a sus características mecánicas y químicas. Estas características resultan en conceptos aplicados a las preparaciones, adaptados a los

requerimientos de cada uno de estos sistemas cerámicos⁽²⁾.

La cantidad del desgaste de la preparación es semejante al de las restauraciones metal-cerámicas convencionales. Las paredes axiales deben tener una reducción de 1,5mm. Cuando el sustrato dental presente una gran alteración de color, el desgaste debe ser aumentado a 1,8mm. La reducción oclusal debe ser de 2mm. Para éste tipo de restauraciones la línea de terminación indicada es en hombro redondeado con un ancho de 1,2mm⁽²⁷⁾. Gráfico 14

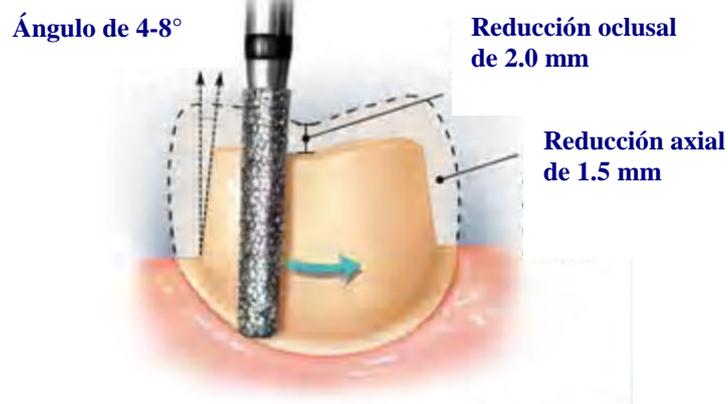


Gráfico 14 Preparación de corona totalcerámica.

Tomado de www.carterlab.com, 2007

Las incrustaciones deben tener un eje de inserción definido, paredes levemente divergentes hacia oclusal (6 a 8°), istmo de la caja oclusal con un tercio de la

distancia intercuspeada o 2mm de ancho como mínimo. La profundidad de la caja oclusal debe tener como mínimo 2mm con paredes planas⁽²⁷⁾.

Existe una relación entre el diseño de las preparaciones para incrustaciones totalmente cerámicas y su resistencia a la fractura. En un estudio in vitro se diseñaron preparaciones para recibir incrustaciones elaboradas en IPS Empress II con tres diferentes angulaciones en sus paredes axiales, 5, 10 y 20 grados, sometiendo las restauraciones a cargas de fractura, obteniendo valores de carga de 70 N, 48 N y 33 N respectivamente, observando una diferencia significativa entre las tres angulaciones, siendo la de 5° la más resistente de todas⁽³⁹⁾.

Wolfart et al, evaluaron el comportamiento clínico de 81 PPF, de las cuales 36 eran retenidas por coronas completas, mientras que 45 fueron retenidas por restauraciones tipo incrustación. El 92% de las restauraciones estaban situadas en la región posterior y solo el 8% lo estaban en la anterior. Todas las restauraciones se elaboraron con cerámica a base de disilicato de litio IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent). El

mínimo de espesor de cerámica oclusal fue de 1.5mm y el espesor del conector fue de 16mm² (4mm de alto por 4mm de ancho) para el sector posterior y de 12mm² (4mm de alto por 3mm de ancho) para el sector anterior. La tasa de supervivencia al cabo de 4 años para las PPF retenidas por coronas fue de 100% mientras que para las retenidas por incrustaciones fue de 89%. De estas últimas (6 en total) en 3 de ellas la falla fue de tipo adhesivo y en las tres restantes fue por fractura⁽⁴⁰⁾.

Por su parte Bindl et al evaluaron la supervivencia a siete años de 208 coronas totalmente cerámicas en el sector posterior, elaboradas a partir de bloques de cerámica feldespática (Vitablocs Mk II, Vita) mediante el uso de CAD/CAM (CEREC 2, Sirona) con tres diferentes tipos de preparaciones, en donde los muñones con una altura mayor a 3mm, un ángulo de convergencia de 3° y una preparación en hombro con un ancho de 1 a 1,2mm fue tomado como una preparación clásica (n=70). Los muñones con menos de 3mm de altura y paredes con defectos de orientación existentes fueron tomadas como preparaciones de retención reducida (n=52). Los dientes tratados endodónticamente con pérdida completa de la corona clínica, con ausencia de muñón y en los cuales se

tomó la cámara pulpar como elemento de retención (n=86) se clasificaron como el tercer grupo de preparación para este estudio⁽⁴¹⁾.

Los resultados de este estudio arrojan una tasa de supervivencia de 97.0%/94.6%, premolar/molar, para el diseño clásico, 92.9%/92.1% para las preparaciones reducidas y 68.8%/87.1% para las restauraciones endodónticas. Al aplicar el análisis estadístico no se consiguió diferencia significativa entre los grupos a excepción del grupo con preparación endodóntica realizada sobre premolares. Los autores concluyen que este último tipo de preparación es aceptable al restaurar coronas sobre molares e inadecuado al ser usados sobre premolares⁽⁴¹⁾.

Además de contar con un material con excelentes propiedades mecánicas, es necesario para prevenir el riesgo de fractura de las coronas totalcerámicas, el proveer de un diseño apropiado a la preparación y un adecuado espacio para el agente cementante⁽⁴²⁾.

3.2 Espacio interoclusal

La insuficiente reducción oclusal durante la preparación del diente puede resultar en la elaboración de una corona con una resistencia inadecuada para soportar las fuerzas intraorales⁽⁴³⁾.

Existe una clara relación, que al incrementar el grosor del material del núcleo, incrementamos su resistencia. Por lo que se recomienda diseñar un núcleo grueso con una capa de porcelana de recubrimiento⁽⁴⁴⁾. White et al determinaron la resistencia flexural de la cerámica a base de zirconio (Lava System Frame) y su respectiva porcelana feldespática de recubrimiento (Lava Ceram veneer ceramic) consiguiendo valores que oscilaban entre los 635 a 786MPa, dependiendo de la relación entre el espesor del núcleo y la porcelana de revestimiento, incrementándose a medida que se incrementaba la porción del núcleo de zirconio, mejorando de este modo la resistencia de la porcelana⁽⁴⁴⁾.

Por su parte Harrington et al investigaron el efecto de diferentes espesores de porcelana de recubrimiento sobre la resistencia a la fractura de coronas elaborada en PAC, para lo cual dividieron los especímenes en cinco

grupos, el primero de ellos sin porcelana de recubrimiento, el grupo dos con un espesor de 0,4mm, el grupo tres con 0,9mm, el grupo cuatro con 1,4mm, y en el grupo cinco de control las coronas fueron elaboradas con un núcleo de ICA con una capa de porcelana de recubrimiento de 0,4mm. Los núcleos de todas las restauraciones presentaban el mismo espesor (0,6mm)⁽⁴³⁾. Los resultados de esta investigación demuestran que al aumentar el espesor de la porcelana de revestimiento aumentaba a su vez la resistencia a la fractura de la corona. El análisis estadístico demostró que no existía diferencia significativa entre la resistencia a la fractura del grupo dos y el grupo cinco (de control), ambos con espesores de porcelana de 0,4mm. Al examinar el modo de fracturas de los especímenes se revela que el 92% de estas ocurre en las capas de porcelana de recubrimiento. Solo el 8% de los especímenes elaborados en Procera exhibían fracturas por debajo de la capa de porcelana de recubrimiento⁽⁴³⁾.

Resultados similares fueron obtenidos por Webber et al, quienes determinaron el efecto del incremento en el grosor de la porcelana de recubrimiento (0,4mm o 0,9mm) sobre la resistencia a la fractura de restauraciones

hechas con PAC e ICA con un núcleo de 0,6mm de espesor, obteniendo los mayores valores de resistencia en los especímenes de PAC con 0,9mm de porcelana de revestimiento (2401,4 N), mientras que el mismo sistema pero con un espesor de porcelana de revestimiento de 0,4mm obtuvo los valores de resistencia mas bajos (2197,6 N), sin embargo, no existió diferencia significativa entre estos valores, ni los obtenidos con los especímenes elaborados en ICA⁽⁴⁵⁾.

Al evaluar la interacción de seis variables sobre el comportamiento del complejo corona-cemento-diente en las restauraciones totalmente cerámicas Rekow et al, concluyen, que el tipo de material cerámico y el espesor del núcleo con cerámica de recubrimiento son los factores que afectan fundamentalmente el comportamiento de las restauraciones ante la acción de las cargas⁽³⁸⁾.

3.3 Procedimientos de Pulido y Glaseado

Otro factor que afecta la resistencia flexural de los componentes cerámicos es el acabado de superficie de la cerámica. Esta depende de la preparación final de la cerámica de recubrimiento y de los procedimientos de glaseado y pulido a que fuera sometida⁽⁴⁶⁾.

La eliminación de los defectos superficiales o la reducción de su tamaño y número, puede dar lugar a un gran incremento en la resistencia. La disminución de la profundidad del defecto en la superficie de la cerámica es una de las razones que justifica el pulido y glaseado de las porcelanas dentales⁽¹⁾.

En tal sentido Fischer et al estudiaron el efecto que tenía el acabado de superficie, sobre la resistencia flexural, en los sistemas Empress 1, Empress 2, Symbio Ceram (Degussa Dental, Rosbach, Germany) y Vita Akzent (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany). Los especímenes fueron arenados en su superficie externa con partículas óxido de aluminio de 50 μm , 110 μm y 250 μm . Un cuarto grupo fue completamente pulido y usado como control. Como resultado se observó que a medida que aumentaba la rugosidad superficial, disminuía gradualmente la resistencia flexural de los especímenes⁽⁴⁶⁾.

3.4 Cementación y acondicionamiento de la superficie

Los materiales totalcerámicos requieren de agentes cementantes específicos. Debido a los distintos

comportamientos clínicos que presentan estos materiales, la elección adecuada del cemento es fundamental para asegurar la longevidad de la restauración⁽²⁾.

Un efectivo tratamiento de superficie, es considerado un paso esencial para el éxito clínico de las restauraciones totalmente cerámicas. El análisis estructural de la superficie tratada, muestra diferentes patrones de acondicionamiento en base a la concentración, tiempo de aplicación y tipo de agente⁽⁴⁷⁾. La alteración de la superficie topográfica puede resultar en cambios del área de superficie y en la humectabilidad de la porcelana. Este cambio puede afectar la energía superficial de la cerámica, disminuyendo el ángulo de contacto entre el cemento y la superficie de la restauración, mejorando de esta forma el potencial adhesivo de la resina^(48,49).

Se ha sugerido, que las restauraciones totalcerámicas deben ser cementadas a la estructura dentaria con cementos resinosos para poder alcanzar una adecuada estabilidad y resistencia a la fractura, de la restauración y del diente pilar⁽⁵⁰⁾.

Dos teorías tratan de explicar el incremento en la resistencia a la fractura obtenido al cementar las restauraciones con cemento resinoso. Marquis (1992) citado por Fleming sugiere que este cemento modifica la propagación de fallas, incrementando la resistencia de la restauración. En contraste Nathanson (1993) citado por Fleming promulga que la contracción de polimerización del cemento resinoso genera tensión molecular, lo cual reforzaría la porcelana⁽⁵¹⁾.

Pagniano et al evaluaron el efecto que producía una delgada capa de cemento resinoso sobre la resistencia flexural biaxial de Empress 2, determinando que el uso del ácido fluorhídrico seguido de su correspondiente silanización, incrementaba la resistencia flexural en un 47,6% con respecto al grupo que no presentaba tratamiento alguno⁽⁷⁾.

La adhesión entre la cerámica dental y los cementos resinosos, es la resultante de la interacción físico-química a través de la interfase que envuelve al adhesivo y la superficie cerámica. La unión de las cerámicas a base de disilicato de litio es obtenida por dos mecanismos simultáneos: la retención micromecánica proveída por el

grabado ácido de la superficie cerámica y el acoplamiento químico por la aplicación de un agente silanizador⁽⁴⁹⁾.

Al preparar la superficie de la cerámica Empress 2, el ácido fluorhídrico ataca la fase vítrea, disolviéndola de la superficie a una profundidad de unos pocos micrómetros, exponiendo los cristales de disilicato de litio de la matriz vítrea. Por otra parte el agente acoplador silano, presenta características bifuncionales, promoviendo una interacción química entre el sílice en la fase vítrea de la cerámica y los grupos metacrilatos de la resina⁽⁴⁹⁾. Grafico 15

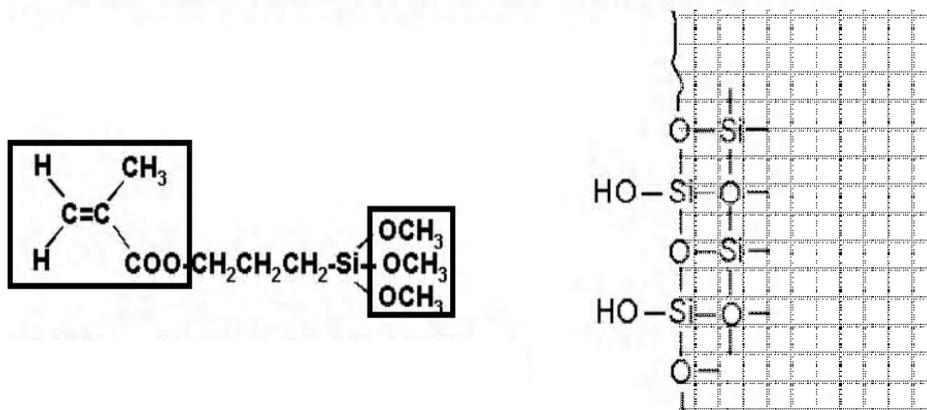


Gráfico 15 Molécula bifuncional de silano.

Tomado de Bayne, 2004

Al evaluar la influencia del acondicionamiento de superficie del Sistema Empress 2 sobre la resistencia de unión de tres cementos (RelyX Unicem 3M ESPE, Multilink

Ivoclar Vivadent y Panavia F Kuraray), se comprobó que el uso de ácido fluorhídrico y un agente acoplador (Monobond, Vivadent) mejoraba significativamente la resistencia de unión independientemente del cemento utilizado⁽⁴⁹⁾.

El tratamiento de superficie en las restauraciones con ICA fue estudiado por Özcan et al, combinando cuatro diferentes tipos de cemento: Panavia 21(Kuraray/ Morita, Tustin, CA), Variolink (Ivoclar-Vivadent), Sonocem(3M ESPE) y Dyract Cem(Caulk/ Dentsply) y tres distintos sistemas de acondicionamiento de superficie (ácido fluorhídrico al 6%, arenado con partículas de óxido de aluminio de 110- μm y cubierta de sílice triboquímica), todos los especímenes fueron sometidos a termociclado, obteniendo valores de resistencia de unión en un amplio rango que iba desde 1.2MPa para el VariolinK con grabado ácido, hasta 24.5MPa para el mismo cemento pero con tratamiento de superficie a base de una cubierta de sílice. Con todos los materiales de cementación, el tratamiento con cubierta de sílice obtuvo los mayores valores de adhesión⁽⁵²⁾.

Los cementos resinosos de curado dual han sido empleados para la cementación de coronas de porcelana y restauraciones indirectas. La mayoría de los cementos duales no alcanza grados similares de conversión o valores de dureza cuando son evaluados en presencia o ausencia de fotopolimerización. Otros factores como el tipo de monómero y el contenido de relleno deben también ser tomados en cuenta. Particularmente, los cementos de polimerización dual han mostrado resistencia similar al desgaste y resistencia flexural cuando son evaluados por curado dual y por autocurado. Algunos de los más recientes productos han presentado resultados similares en término de dureza y grados de conversión cuando ambos modos de activación son comparados⁽⁵³⁾.

Se ha observado en estudios in vitro, como el grado de polimerización de los cementos resinosos fotocurados y de curado dual se ve influenciado por el tiempo de exposición, la intensidad de la fuente de luz usada, el espesor de la restauración y el color de la porcelana⁽⁵⁴⁾.

Los diferentes medios de cementación han sido relacionados con la frecuencia de fracturas de las restauraciones totalcerámica. Se han reportado diversas

técnicas que buscan mejorar la resistencia de unión de los agentes cementantes a la superficie cerámica. Estos métodos actúan acondicionando la superficie, facilitando el acoplamiento del agente cementante. Ozcan et al, evaluaron el efecto de tres diferentes métodos acondicionadores de superficie (ácido fluorhídrico, aire abrasivo con partículas de óxido de aluminio y cubierta de sílice Rocatec System ESPE), sobre la fuerza de unión a un cemento resinoso (Variolik II, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), consiguiendo que ésta resistencia de unión variará dependiendo del tipo de cerámica a emplear, indicando al ácido fluorhídrico como el agente de elección a usar en las cerámicas con matriz vítrea dentro de su estructura. Igualmente demostraron que el arenado con partículas de óxido de aluminio provee de una mayor resistencia de unión a las cerámicas con alto contenido de alúmina y zirconio, aumentando aun más esta unión si previamente eran sometidas las superficies a una cubierta de sílice (Rocatec Pre Abrasive 3M ESPE)(gráfico 16) y a un proceso de silanización⁽⁵⁵⁾.



Gráfico 16 Sistema Rocatec .
Tomado de www.3mespe.com 2007

La cementación de una restauración de zirconio puede ser realizada con cemento de fosfato de zinc o cemento de vidrio ionomérico modificado. Sin embargo, las ventajas de los agentes cementantes resinosos como sellado marginal, buena retención y mejoras en la resistencia a la fractura ha hecho de este cemento el más frecuentemente utilizado⁽⁵⁶⁾.

Un gran número de agentes cementantes, silano y acondicionadores de superficie han sido recomendados para estas restauraciones en los últimos años. Sin embargo, indicar recomendaciones específicas para el zirconio es más difícil debido al problema en obtener una unión segura entre el agente resinoso y este tipo de cerámica de alta resistencia. Algunos agentes cementantes muestran mejor capacidad de unión que

otros lo que quizás dependa de su capacidad de humectación⁽⁵⁶⁾.

El uso de silano es recomendado para los vidrios cerámicos en los que forman cadenas de siloxano con el sílice en la superficie de la cerámica mejorando la resistencia de unión entre la cerámica y el agente cementante. Esta reacción química no es posible para las cerámicas de zirconio. Se ha sugerido que la silanización probablemente mejore la capacidad de humectación de la superficie, resultando en un pequeño incremento en la resistencia de unión⁽⁵⁶⁾.

Otra forma de establecer una unión firme entre la superficie de zirconio y el cemento resinoso puede ser el fusionar perlas de vidrio (porcelana) a la superficie de zirconio. Sin embargo, este tratamiento debe realizarse cuidadosamente para no arriesgar la construcción de la corona o el ajuste con la superficie dentaria⁽⁵⁶⁾.

Derand et al investigaron la fuerza de unión de un cemento resinoso (Variolink II) a la superficie de zirconio (Procera Zircon, Nobel Biocare, Sweden) con diferentes tipos de acondicionamiento de superficie a saber:

tratamiento con solución de silano, plasma-spray (hexametildisiloxano, Plasma Electronic, Germany) y tratamiento con micro perlas de porcelana de baja fusión sobre la superficie⁽⁵⁶⁾. Los autores observaron que al aplicar el tratamiento con plasma spray mejoró la fuerza de unión en un factor de tres. Sin embargo, mediante el tratamiento con micro perlas de porcelana de baja fusión los valores de fuerza de unión se incrementaron en un factor de diez comparados con las superficies no tratadas⁽⁵⁶⁾.

Otro estudio determinó la resistencia de unión de tres cementos resinosos: Anavia 21, Twinlook (Heraeus Kulzer) y Superbond C&B(SunMedical Tokio) a la cerámica de zirconio y la influencia de cinco tratamientos de superficie: 1- Corte con disco de diamante y tratamiento con Rocatec, 2- Aire abrasivo con partículas de óxido de aluminio de 250- μm , 3- Aire abrasivo con partículas de óxido de aluminio de 50- μm , 4- Aire abrasivo con partículas de óxido de aluminio de 50- μm y grabado con ácido fluorhídrico al 38% por 12 minutos y 5- Texturizado con piedra de diamante. Todas las superficies fueron silanizadas (Espesil,ESPE). Los autores encontraron la mayor resistencia de unión con Superbond

C&B (S-B) sin importar el tratamiento de superficie. La resistencia de unión menor fue observada con Twinlook. Entre los tratamientos de superficie el que obtuvo mayores valores fue el uso de Rocatec, previo arenado con oxido de aluminio. El tratamiento con ácido fluorhídrico no mostró una influencia significativa sobre la resistencia de unión de estos cementos a la cerámica de Zirconio⁽⁵⁷⁾.

De igual forma Hummel et al, estudiaron la durabilidad de la resistencia de unión de los cementos resinosos a la superficie de PAC, encontrando que esta mejoraba considerablemente si previo a la cementación el espécimen era arenado, tratado con cubierta de sílice y silanizado. El uso del arenado además de crear microretenciones en la superficie, limpia esta de contaminantes que puedan afectar la unión química del cemento, por lo que el uso de partículas de óxido de aluminio se convierte en un paso indispensable para limpiar y activar la cerámica de alúmina previo al uso de métodos de unión químicos⁽⁵⁸⁾.

La durabilidad clínica de estas restauraciones deberían ser evaluadas mediante estudios in vivo, pero

este tipo de estudios consumen mucho tiempo, dinero y son difícil de estandarizarse. Para simular las condiciones en el laboratorio, se han desarrollado simuladores de masticación que imitan las cargas termomecánicas fisiológicas. La resistencia a la fractura de las restauraciones totalcerámicas es dependiente de la fatiga producida en estos simuladores, disminuyendo la resistencia de las mismas⁽⁵⁰⁾.

En un estudio clínico se evaluó la influencia de tres cementos resinosos (Super-Bond C&B, Panavia F y Rely X Unicem) sobre la resistencia a la fractura de coronas posteriores elaboradas en ICA, antes y después de ser sometidas a cargas termocíclicas, consiguiendo la mayor resistencia y la menor variación antes y después del termociclado con el cemento S-B 2726N/2673N, mientras que las restauraciones cementadas con PF fueron las más afectadas por el termociclado, obteniendo valores de 2520N/2083N.(74) PF y RX consisten en un monómero de dimetacrilato modificado por un ácido fosfórico multifuncional tal como Bis-GMA y relleno inorgánico de vidrio y sílice. Exhiben a su vez una alta resistencia compresiva y a la tensión diametral, mientras que la resistencia de S-B es imposible de medir debido a su bajo

módulo de elasticidad; este cemento no contiene relleno inorgánico y su ingrediente principal es la resina 4-META/MMA-TBB⁽⁵⁰⁾.

Para que una restauración funcione satisfactoriamente a largo plazo, se ha postulado que el agente cementante debe presentar suficiente resistencia mecánica para resistir la fractura y la fatiga a cargas cíclicas por muchos años. Sin embargo, el estudio de Komine et al entra en conflicto con esta idea. El autor asume que la ductilidad del cemento resinoso S-B tendría la capacidad de absorber los choques masticatorios y distribuir de una mejor manera las fuerzas en el complejo diente-cemento-cerámica durante el termociclado. S-B contiene largas cadenas flexibles de alto peso molecular, lo que tenderá a aumentar los valores de tenacidad a la fractura, cuando se lo compara con las cadenas cruzadas de los materiales frágiles contenidas en otros cementos resinosos⁽⁵⁰⁾.

Lüthy et al estudiaron el efecto del termociclado sobre la resistencia de unión de seis cementos a la cerámica de zirconio ZrO_2 – TZP, los cementos a comparar fueron: Ketac-Cem (3M ESPE, Seefeld, Germany) (KC),

Nexus (Kerr, Orange, USA) (N), Rely X Unicem (3M ESPE, Seefeld, Germany) (Unicem), Super-Bond C&B (Sun Medical, Kyoto, Japan) (S-B), Panavia 21 (Kuraray, Osaka, Japan) (P21) y Panavia F (Kuraray, Osaka, Japan) (Pan F). Todos los especímenes fueron tratados con cubierta de sílice Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Germany). De los seis cementos, (KC) y (N) mostraron la más baja resistencia de unión, mientras que los cuatro cementos resinosos presentaron los mejores resultados. La mayor resistencia de unión fue obtenida por (P21) tanto en los especímenes termociclados como no termociclados⁽⁵⁹⁾.

Atsu et al evaluaron la resistencia de unión de Panavia F a la cerámica de óxido de zirconio con cinco diferentes tratamientos de superficie, consiguiendo los mejores resultados con el arenado de partículas de óxido de aluminio de 125µm, seguido por el tratamiento con cubierta de sílice (CoJet System), aplicación de agente de acoplamiento y agente de unión⁽⁶⁰⁾.

Por su parte Kim et al valoraron la influencia de tres tratamientos de superficie a IPS Empress 2, ICA y Zi-Ceram (Dental Graphics Co, Seoul, Korea) obteniendo

como resultado que el tratamiento óptimo para ICA y para la cerámica de zirconio es el de la cubierta de sílice (Rocatec Soft, 3M ESPE), mientras que para el IPS Empress 2 lo fue la abrasión con partículas de óxido de aluminio de 50- μm y el acondicionamiento con ácido fluorhídrico al 4%⁽⁶¹⁾.

Las condiciones de envejecimiento pueden influenciar la resistencia de unión de los cementos resinosos a los sistemas totalmente cerámicos. Algunos cementos son más afectados por el termociclado, mientras que otros son más sensibles al almacenamiento en agua por largo tiempo. La degradación hidrolítica en la interfase de unión entre el cemento resinoso y la superficie cerámica por un lado y dentro de la propia resina, entre la matriz y las partículas de relleno, representan las razones de más peso que explicarían la disminución de la resistencia de unión⁽⁶²⁾.

En un estudio en el que se analizó el efecto de diferentes condiciones de envejecimiento sobre la resistencia de unión del cemento Panavia a la cerámica de Zirconio estabilizada con itrio, se demostró que el termociclado presentaba un impacto mucho mayor que el

almacenamiento en agua a temperatura constante y que al aumentar los días de almacenaje y los ciclos del termociclado, el tipo de falla pasaba de una falla cohesiva a una de tipo adhesiva⁽⁶²⁾.

Blatz et al por su parte evaluaron la resistencia de unión de Procera AllZirkon a dos cementos resinosos (Panavia F y Rely X) con y sin tratamiento de termociclado, llegando a la conclusión de que almacenado en agua y el tratamiento térmico cíclico, disminuía significativamente la resistencia de unión de la zirconio a estos dos cementos⁽⁶³⁾.

Similar resultado fue obtenido por Attia y Kern quienes evaluaron la resistencia a la fractura de 2 sistemas cerámicos; Empress 2 y ProCAD, en especímenes cementados con cemento resinoso, encontrando que la resistencia de las restauraciones, disminuía a medida que aumentaba el número de cargas cíclicas⁽⁶⁴⁾.

En un estudio a cuatro años Krämer et al, compararon dos sistemas adhesivos usados en la cementación de 94 restauraciones incrustaciones

fabricadas con IPS Empress. Los adhesivos y cementos utilizados fueron EBS Multi/Compolute (3M ESPE) y Syntac/Variolink II (Ivoclar Vivadent), obteniendo una tasa de fracasos de 4% en 4 años y sin presentar diferencias significativas entre ambos. Sin embargo, EBS Multi/Compolute produjo un número mayor de sensibilidad postoperatoria, aunque esa diferencia no fue significativa⁽⁶⁵⁾.

Bottino et al, evaluaron el efecto de tres tratamientos de superficie, 1.- abrasión con partículas de óxido de aluminio de 110- μm ; 2.- cubierta de sílice (Rocatec System 3M/ESPE); 3.- cubierta de sílice (CoJet System 3M/ESPE) sobre el incremento en la fuerza de unión de un cemento resinoso (Panavia F) a bloques de cerámica de Zirconia infiltrada con vidrio (In-Ceram Zirconia), encontrando que no había diferencia significativa entre el tratamiento 2 y 3, (23.0 ± 6.7 MPa; 26.8 ± 7.4 MPa), mientras que para el grupo 1 donde sólo se trataron los especímenes con aire abrasivo, el valor de la fuerza de unión disminuyó a 15.1 ± 5.3 MPa⁽⁶⁶⁾.

La resistencia a la fractura fue evaluada por Bindl et al en restauraciones monolíticas posteriores realizadas

mediante CAD/CAM con tres sistemas cerámicos, una porcelana feldespática (Mk II, Vita Zahnfabrik, Germany), una Vitro-cerámica rica en leucita (ProCAD, Ivoclar, Vivadent) y una cerámica a base de disilicato de litio (Empress II), las cuales fueron cementadas con dos tipos de cemento, DeTrey Zinc (DeTrey Dentsplay) un cemento de fosfato de zinc y Panavia 21(Kuraray). Las coronas cementadas con este último presentaron una mayor resistencia que las cementadas con fosfato y entre los diferentes sistemas cerámicos, la cerámica a base de disilicato de litio presentó los mayores valores de resistencia⁽⁶⁷⁾.

La capa de cemento del fosfato de zinc mostró múltiples grietas bajo carga al comenzar la fractura con las tres cerámicas. La desintegración de la capa de cemento parece ser la prueba del limitado soporte que a la cerámica le puede ofrecer el cemento de fosfato. Por otro lado la película del cemento resinoso, no mostró las múltiples grietas, indicando un incremento en la resistencia de este material de cementación cuando se lo compara con un cemento de fosfato de zinc. Las propiedades mecánicas del cemento son un factor crucial para el soporte de las coronas total cerámicas. Los

valores de resistencia a la compresión del Panavia 21 y del fosfato de zinc son de 320 MPa y 121 MPa respectivamente⁽⁶⁷⁾.

El cemento de vidrio ionomérico modificado con resina, muestra un incremento en la degradación marginal como resultado de la atrición y de la fractura marginal del mismo. Comparado con otros agentes cementantes como el policarboxilato de zinc y el fosfato de zinc, los cementos de vidrio ionomérico muestran una pérdida de material significativamente menor después de ciclos continuos de erosión⁽³⁴⁾.

Estudios comparativos en vivo y en vitro entre cementos de vidrio ionomérico modificado con resina y cementos resinosos, muestran un mejor comportamiento de estos últimos. La falla en los cementos de vidrio ionomérico modificado con resina radica en la unión adhesiva entre la interfase cerámica y el cemento lo que conlleva a la fractura o pérdida de la prótesis. Los cementos resinosos exhiben una tasa de falla del 2 % mientras que los vidrios ionoméricos modificados con resina muestran una tasa de falla del 15%⁽³⁴⁾.

Al evaluar la adaptación marginal y la resistencia a la fractura de coronas en molares elaboradas en cerámica prensada (Carrara, Elephant) cementadas con cemento resinoso (Variolink) o con un cemento de vidrio ionomérico modificado con resina (Fuji Plus GC), Behr et al, observaron que la resistencia a la fractura aumentaba considerablemente con el cemento resinoso y que las coronas cementadas con vidrio ionomérico presentaban un deterioro marginal significativo, si se las comparaba con las cementadas con el cemento resinoso⁽⁶⁸⁾.

3.5 Características de la restauración

La mayoría de las restauraciones cerámicas deberían diseñarse de forma que sean capaces de hacer frente a sus debilidades, es decir, a su baja resistencia, fragilidad y susceptibilidad a los defectos presentes en la superficie. El diseño debe evitar la exposición de la cerámica a grandes esfuerzos de tensión, así como la concentración de tensiones en ángulos abruptos o cambios bruscos en su volumen⁽¹⁾.

Arnelund et al realizaron un estudio retrospectivo a cinco años, donde se evaluó el comportamiento de 317 incrustaciones con o sin protección cuspidea, elaboradas

con IPS Empress y Vitadur Alpha, encontrando un porcentaje de éxito al cabo de este periodo del 92 %. El porcentaje de falla entre las incrustaciones con o sin protección cuspeida no fue estadísticamente significativo encontrando un 2 % del total de las fallas para las incrustaciones con protección y un 6 % de fallas en las incrustaciones sin protección⁽⁶⁹⁾.

Igualmente Otto et al evaluaron a 10 años el comportamiento de 187 restauraciones tipo incrustaciones con y sin protección cuspeida elaboradas con cerámica feldespática (Vita MK II) usando un sistema asistido por computadora (Cerec-1) y cementadas con cemento resinoso. Al cabo de este periodo un total de 15 fallas (8%) se presentaron en 11 pacientes. De estas el 53% se debieron a fracturas del material cerámico, 20% a fractura de la estructura dental remanente, 20% a la presencia de caries secundarias o nuevas caries y 7% a problemas endodónticos. Por otro lado solo tres pacientes presentaron fracturas en más de una restauración, dos de estos pacientes eran bruxómanos⁽⁷⁰⁾.

Schulz et al evaluaron el comportamiento clínico a 9 años de 109 incrustaciones elaborados en cerámica

Mirage y cementadas con cemento resinoso, consiguiendo un porcentaje de éxito de 84%; de éstas, 14 de las restauraciones fracasaron por fractura y 3 por requerir tratamiento endodóntico⁽⁷¹⁾.

La resistencia a la fractura de las PPF esta directamente relacionada con el tamaño, forma, posición de los conectores, largo de la brecha y tipo de material restaurador⁽⁸⁾.

La forma de las PPF no es uniforme. Su contorno es una compleja combinación de múltiples convexidades y concavidades dependientes de la geometría del diente y de su alineamiento en la arcada^(72,73). Por razones biológicas y estéticas el área del conector es una estrecha constricción, que en una PPF de tres unidades representa un sitio de alta concentración de tensiones si se lo compara con otras áreas de la prótesis. La distribución de tensiones en las prótesis cerámicas puede verse afectada por un cambio en el contorno de los componentes de las prótesis; este efecto puede ser más significativo en los sitios donde este cambio ocurre de forma abrupta⁽⁷²⁾.

La magnitud en la concentración de tensiones locales puede verse incrementada significativamente en las regiones de grandes curvaturas tales como superficies con muescas u otro cambio abrupto en el contorno. Este efecto puede ser más significativo en los materiales frágiles como la cerámica que contiene pequeñas fallas y grietas en una variedad de tamaños y orientación. Este factor es más crítico en las PPF del sector posterior donde la altura del conector es limitada debido a las coronas clínicas cortas y a las grandes cargas que son producidas en el área posterior. Por otra parte, los técnicos dentales tienden a crear nichos estrechos en el sitio del conector buscando mejorar la estética⁽⁷²⁾.

Oh a et al evaluaron el efecto del radio de curvatura del conector sobre la resistencia a la fractura de PPF de tres unidades, para lo cual diseñaron los especímenes con radio de curvatura en los nichos oclusales y gingivales de 0,9mm y 0,25mm, intercambiando estas medidas entre ambos nichos (gráfico 17). Los autores concluyen que el aumento en el radio del nicho gingival de 0,25 a 0,9mm incrementó el promedio de carga de falla en un 140%, mientras que la modificación del radio de curvatura del nicho oclusal, tuvo solo un efecto menor

sobre la susceptibilidad a la fractura de este tipo de PPF⁽⁷²⁾.

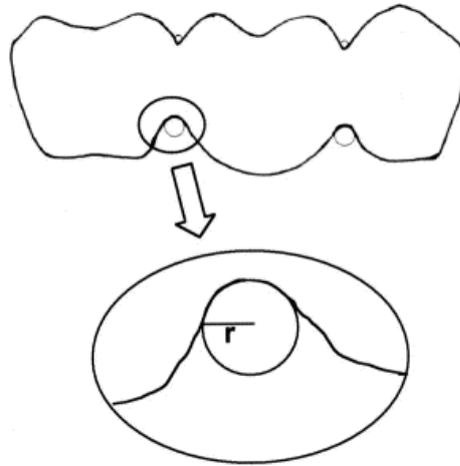


Gráfico 17 Radio de curvatura.

Tomado de Oh y Anusavise, 2002

La prueba a la flexión de tres puntos, es la mas comúnmente utilizada para determinar el módulo de ruptura o la resistencia flexural transversa de una viga hecha de un material frágil. Cuando una fuerza oclusal es aplicada directamente a través del eje largo de una PPF totalcerámica, sobre el punto medio del arco (póntico), una tensión compresiva es desarrollada en el aspecto oclusal del conector en la cresta marginal, mientras que una fuerza tensional se desarrolla a nivel de la superficie gingival de el conector⁽⁸⁾. Gráfico 18

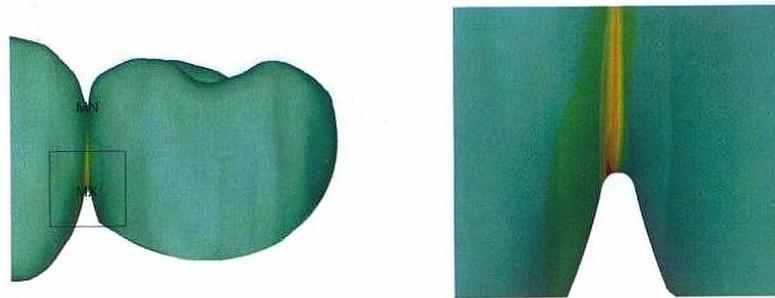


Gráfico 18 Tensión generada en la superficie gingival del conector.

Tomado de Anusavice, 2004

Se ha demostrado en estudios tanto in vitro como in vivo que el tipo de falla en las PPF totalcerámica ocurre casi de manera exclusiva por la fractura de los conectores. Para prevenir dicha fractura los conectores deben tener suficiente altura y espesor. La resistencia y por consiguiente las dimensiones críticas mínimas de estos conectores, dependen exclusivamente del tipo de material cerámico utilizado para la subestructura de la restauración^(8,73).

Para asegurar el éxito a largo plazo de una PPF metal-cerámica las dimensiones críticas mínimas recomendadas para los conectores son en altura ocluso-gingival de 2,5mm y de anchura buco-lingual de 2,5mm, lo cual provee un área de superficie al conector de $6,25\text{mm}^2$. Estas dimensiones son suficiente para diseños en el sector anterior y posterior de la cavidad bucal, sin

embargo, este no es el caso de las PPF totalcerámica, donde cada sistema tiene un área de conector recomendada⁽⁸⁾. Tabla I

Sistema (fabricante)	Material del núcleo	Resistencia Flexural (MPa)	Tenacidad a la Fractura KIC (MPa/m ^{1/2})	Área de superficie del conector
Empress II (Ivoclar North America, NY)	Disilicato de Litio	300-400	2.8- 3.5	12-20 mm ²
In-Ceram Alúmina (Vita Zahnfabrick, Bad Sackingeng, Germany)	Vidrio cerámico de alúmina	236-600	3.1-4.61	12 mm ²
In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrick, Bad Sackingeng, Germany)	Vidrio cerámico de alúmina con 35% de zirconio parcialmente estabilizado	421-800	6-8	12-20 mm ²
Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Goteborg Sweden)	Alúmina de alta pureza densamente sinterizada	487-699	4.48-6	6 mm ²
Cercon (Dentsply Ceramco, Burlington, NJ)	Y-TZP	900-1200	9-10	7-11 mm ²
DCS-President DC-Zirkon (Dentsply Austenal, York, Pa)	Y-TZP	900-1200	9-10	16 mm ²
Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)	Y-TZP	900-1200	91-10	9 mm ²

Tabla I Características de los sistemas totalcerámicos para PPF. Tomado de Raigrodski, 2004

Para facilitar la selección del paciente candidato a portar una PPF totalcerámica, el clínico debe confirmar que exista suficiente espacio para el diseño de un adecuado conector y de la cerámica de revestimiento, antes de elegir este tipo de restauración. Una medida de 4mm realizada con una sonda periodontal desde la papila

interproximal al reborde marginal del diente pilar, para una PPF posterior, es una altura adecuada para el conector de los sistemas cerámicos de última generación. Una vez disponible el espacio para el conector, nos aseguramos de evitar diseñar restauraciones con una distancia interoclusal inadecuada, lo cual podría comprometer las demandas de nicho abierto necesarias par facilitar el control de placa y el mantenimiento de una higiene oral adecuada⁽⁸⁾.

En 1990 las PPF de tres unidades eran confeccionadas con cerámica de alúmina infiltrada con vidrio. El área mínima recomendada de sección transversal del conector es de 12mm². En 1998 las prótesis parciales fijas de 3 unidades hechas de cerámica a base de disilicato de litio fueron introducidas para reponer hasta el primer premolar perdido, donde el área de sección transversal recomendada es de 16mm² ⁽⁷⁴⁾.

La cerámica de zirconio esta actualmente disponible para PPF de tres unidades en el sector posterior, con un conector de sección transversal recomendado de 7mm² altamente estético⁽⁷⁴⁾.

Esquivel-Upshhaw et al, evaluaron en un estudio a dos años la tasa de éxito clínico de 30 PPF en el sector posterior de la cavidad bucal, elaboradas con cerámica a base de disilicato de litio, las cuales fueron diseñadas siguiendo las especificaciones del fabricante, con unas dimensiones de los conectores de 4mm de altura por 4mm de ancho para la región premolar y de 4mm de alto por 5mm de ancho para la zona molar, obteniendo una tasa de éxito de 93%. Dos de las 30 PPF presentaron fractura al cabo de este periodo, una atribuible a la gran fuerza masticatoria del paciente y la otra a una altura insuficiente del conector anterior de la prótesis que no superaba los 3mm⁽³⁴⁾.

Lüthy et al determinaron la capacidad de carga de estructuras para PPF de cuatro unidades en el sector posterior hechas con tres distintos sistemas cerámicos: Empress 2, ICA y Cercon-Zirconia. El diseño de la estructura correspondió a una PPF de cuatro unidades cuyos pilares eran el primer premolar y el segundo molar. La forma de los conectores fue casi rectangular con una sección transversal de 7.3mm², una altura ocluso-gingival de 2.8mm y un ancho buco-lingual de 2.7 mm⁽⁷⁴⁾.

El rango de carga durante la masticación normal está comprendido entre los 50 a los 250N. En el caso de hábitos parafuncionales como bruxismo se ha reportado valores que van desde los 500 a los 880N, pero quizás pueda ser mayor de 1000N dependiendo del método de medición y de la localización en la arcada⁽⁷⁴⁾.

Los resultados de este estudio demuestran que al aplicar una fuerza de 500N sobre la estructura de Empress 2 hubo una probabilidad de falla de 100%. La misma carga al ser aplicada sobre las estructuras de In-Ceram Zirconia mostró una falla de 53% y las estructuras de Cercon-Zirconio resultaron en una probabilidad de falla de solo 5%. Una fuerza masticatoria de 880N muestra un 100% de probabilidad de falla para las estructuras de Empress 2 e In-Ceram Zirconia, mientras que en las estructuras de Cercon-Zirconio es de 97%. Este comportamiento conlleva a las siguientes conclusiones: El sistema Empress 2 e In-Ceram Zirconia no son recomendados para PPF de cuatro unidades en la región posterior; el diseño de un conector con área de sección transversal de 7.3mm^2 es muy pequeña para PPF de cuatro unidades en el sector posterior, pero puede proveer suficiente resistencia para una PPF de tres

unidades. El añadir un segundo pónico requiere entonces incrementar el área de sección transversal⁽⁷⁴⁾.

El uso de pónicos a extensión ha sido siempre controversial. Algunos investigadores aseguran que este diseño incrementa el riesgo a las fracturas, mientras que otros no comparten esta negativa opinión. El estudio de diseños a extensión en PPF totalcerámicas es prácticamente nulo. En un estudio retrospectivo se evaluó el comportamiento de PPF elaboradas en In-Ceram Alumina con pónicos a extensión encontrando que no existía diferencia en cuanto a la resistencia a la fractura entre prótesis a extensión con 1 o 2 retenedores, encontrando excelentes resultados incluso en dientes posteriores⁽¹⁷⁾.

3.6 Adaptación Marginal

La adaptación marginal es uno de los criterios más importantes para determinar el éxito de las restauraciones totalmente cerámicas⁽⁷⁵⁾. Una brecha marginal de 50 a 120µm es considerada clínicamente aceptable con respecto a la longevidad. La falta de adaptación de las coronas totalcerámicas puede afectar su resistencia a la fractura, reduciendo la longevidad. Además de otros

efectos adversos conocidos, el pobre adaptado puede causar acúmulo de placa bacteriana con daño a los tejidos adyacentes, caries en los márgenes de la preparación, incrementar la disolución del agente cementante y la pérdida de retención de la restauración^(75,76).

Además de la resistencia a la fractura, la discrepancia marginal y la filtración son responsables de disminuir la longevidad de las coronas totalmente cerámicas. La discrepancia marginal y los defectos en la superficie del cemento han sido los responsables de la acumulación de placa, la cual es la primera causa en la etiología de la enfermedad periodontal y de la caries. La filtración en los márgenes de la corona es causada principalmente por la falta de adhesión, por la falla del sellado en la interfase diente-restauración⁽⁷⁷⁾ y por la contracción de fraguado del cemento⁽⁷⁸⁾ lo cual abrirá el camino hacia el interior de los túbulos dentinales y de la cámara pulpar, pudiendo generar caries secundaria, sensibilidad pulpar y necrosis resultando así en una falla de esta restauración⁽⁷⁷⁾.

Los diferentes tipos de agentes cementantes varían considerablemente en cuanto a su solubilidad, resistencia y habilidad para adherirse a la superficie dental⁽⁷⁷⁾. Albert et al, estudiaron el efecto de diferentes cementos sobre la microfiltración y la adaptación marginal de coronas totalmente cerámicas elaboradas en PAC y cementadas en molares extraídos con cuatro tipos de cementos: un fosfato de zinc (Fleck`s; Mizzy), un vidrio ionomérico tipo I (Fuji I GC), un vidrio ionomérico modificado con resina (Rely-X 3M/ESPE) y un cemento resinoso (C&B Metabond; Parkell); las cuales compararon con coronas metal porcelana cementadas con los mismos agentes⁽⁷⁸⁾.

Como resultado los investigadores encontraron que había una asociación importante entre el tipo de cemento y el grado de microfiltración. La brecha marginal de las coronas de PAC fue significativamente mayor (54 μm) y presentaban mayor microfiltración que en las coronas metal porcelana (29 μm). En ambos tipos de coronas el uso de cemento resinoso, resultó en un menor porcentaje de microfiltración, mientras que el cemento de fosfato de zinc presentó los mayores valores de esta⁽⁷⁸⁾.

Diferentes diseños de líneas de terminación han sido descritas para estas preparaciones dentales, pero no está del todo claro cual línea de terminación puede ofrecer las mejores ventajas. Suárez et al, determinaron la influencia de dos líneas de terminación (chaflán y hombro redondeado) en la adaptación marginal de coronas elaboradas en Procera AllCeram, encontrando que no había una diferencia significativa en la brecha marginal, discrepancia horizontal o adaptación interna de las paredes axiales, entre los dos tipos de líneas. Sí se encontró diferencia en la adaptación en el plano vertical, donde el hombro redondeado presentó una pobre adaptación⁽⁷⁶⁾.

Los fabricantes de In-Ceram recomiendan una preparación en chaflán con un ángulo de 120 grados o alternativamente una preparación en hombro con un suave ángulo redondeado interno. Estudios indican que la preparación en hombro es la ideal para las restauraciones totalmente cerámicas y enfatizan el hecho de que este tipo de terminación aumenta la resistencia a la fractura de estas coronas. Un número significativo de pruebas se han realizado con preparaciones en hombro y en chaflán y sometidas a tensiones hasta su fractura. Se ha observado

que la carga necesaria para fracturar las coronas asentadas sobre una preparación en hombro es tres veces mayor que la requerida para fracturar las coronas sobre preparaciones en chaflán⁽¹²⁾.

Por su parte Gu et al, evaluaron la discrepancia marginal y la filtración de coronas totalmente cerámicas (Empress 2), las cuales fueron cementadas con 3 tipos de cemento; un fosfato de zinc (Harvard Cement), un compómero (Dyract Cem Plus Dentsply/DeTrey) y un cemento resinoso (Panavia F). Los especímenes fueron sometidos a pruebas de termociclado y de cargas cíclicas simulando su funcionamiento en la cavidad bucal. El cemento resinoso mostró la mínima filtración entre todos los cementos seguido por el compómero y en último lugar el fosfato de zinc que mostró una severa filtración extendiéndose a través de los túbulos dentinales llegando inclusive a la cámara pulpar. En cuanto a la discrepancia marginal no hubo diferencia ni efecto en las pruebas de fatiga con los 3 tipos de cemento⁽⁷⁷⁾.

Ferreira et al evaluaron como el agente cementante (Fosfato de Zinc SS White, Vidrio Ionomérico mejorado con resina Fuji Plus y un Cemento Resinoso Panavia F) y

las líneas de terminación (chaflán profundo y hombro redondeado) afectaban la discrepancia marginal de tres sistemas totalcerámicos (E2, ICA y PAC), obteniendo el menor valor de discrepancia con el sistema PAC, casi la mitad que con los otros dos sistemas cerámicos. No se observó una diferencia significativa con los dos tipos de líneas de terminación y ni con el tipo cemento utilizado, siendo de por sí el propio sistema cerámico el factor de más peso al momento de medir la discrepancia marginal de los especímenes⁽⁷⁹⁾.

Sin embargo, Boening et al evaluaron la adaptación marginal de coronas elaboradas en PAC, reportaron que la adaptación de las coronas tanto en el sector anterior como en el posterior, estaba en el rango clínico aceptable, siendo esta medida mayor en el sector posterior de la cavidad bucal y que los valores eran similares a los presentes en otros sistemas totalcerámicos⁽⁸⁰⁾.

Otro estudio comparó la adaptación marginal de tres sistemas totalcerámicos (Celay In-Ceram, ICA y E2) con un grupo control metal-cerámica, obteniendo para E2 los valores más bajos y homogéneos de discrepancia

marginal $46\pm 16\mu\text{m}$, incluso menores que los del grupo control $87\pm 34\mu\text{m}$, Celay In-Ceram $83\pm 33\mu\text{m}$ e ICA $112\pm 55\mu\text{m}$ ⁽⁸¹⁾.

4.0 FACTORES INHERENTES AL MATERIAL QUE INFLUYEN EN LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS RESTAURACIONES TOTALCERÁMICAS EN EL SECTOR POSTERIOR

Existen factores como la microestructura y la técnica de fabricación que afectan las propiedades mecánicas de las cerámicas⁽⁶⁴⁾. Estructuralmente todos los materiales son cristalinos, parcialmente cristalinos o amorfos. Las porcelanas son actualmente policristalinas, debido a que están conformadas por un gran número de pequeños cristales o granos, separados unos de otros por los límites de esos granos. Resulta importante comprender la relación que existe entre la composición química, la estructura atómica, el proceso de fabricación y las propiedades de las cerámicas policristalinas⁽⁴⁸⁾.

El rol del proceso de fabricación es producir microestructuras con las características químicas y propiedades más deseables. En cada paso del procesamiento existe un riesgo potencial de originar

fallas indeseables en la microestructura del cuerpo de la cerámica que pueden comprometer sus propiedades y fiabilidad. De esta forma, la microestructura hace referencia a la naturaleza, tamaño, forma, cantidad y distribución de los elementos estructurales o fases en las cerámicas y ejerce un profundo efecto en las propiedades físicas de estas⁽⁴⁸⁾.

4.1 Composición de la cerámica

Guazzato et al. al estudiar la resistencia a la fractura y la microestructura de una selección de materiales totalmente cerámicos, encontraron diferencias en el patrón de fractura de esta y relacionan este comportamiento con la presencia y disposición de cristales dentro del material. Al observar la microestructura de una vidrio cerámica reforzada con leucita, ésta consiste en una matriz de vidrio en la cual se hallan dispersos cristales tetragonales de leucita. La microfractura se presenta con mayor frecuencia en la matriz y es menos frecuente en los cristales o granos. La propagación de la fractura presenta en este caso dos patrones, intergranular e intragranular⁽⁸²⁾. Gráfico 19

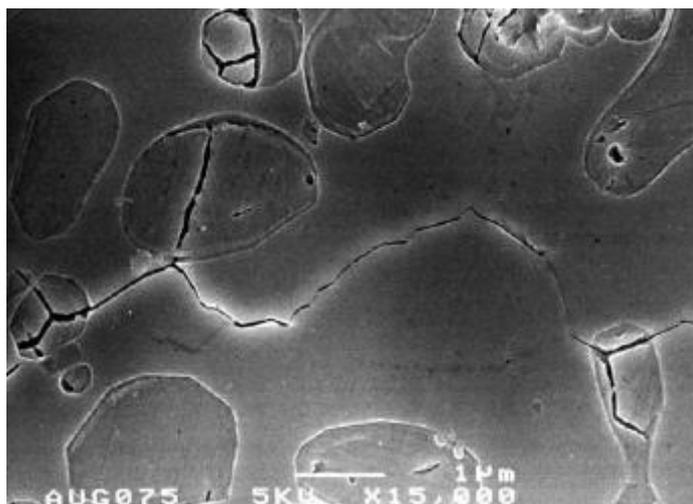


Gráfico 19 Microfotografía de IPS Empress. La fisura se propaga a través de los cristales y de la matriz de vidrio. Tomado de Guazzato et al, 2004

Por su parte la cerámica basada en cristales de disilicato de litio, presentó un número mayor de cristales, mejor alineados y densamente condensados. El patrón de fractura fue también intergranular e intragranular, con predilección de las zonas donde los cristales se encontraban orientados de forma aleatoria⁽⁸²⁾.

La cerámica infiltrada con alúmina fue estudiada en dos presentaciones. La primera se presenta en polvo para ser mezclada con agua, y la segunda es proporcionada por el fabricante como un material prensado al seco para ser usado en máquinas fresadoras⁽⁸²⁾.

En el primero de los casos los cristales se presentan de forma alargada orientados hacia una misma dirección,

que también es descrita por la línea de fractura. El patrón es intergranular, cuando la fractura ocurre de la forma antes descrita, pero puede presentarse intragranular cuando la fractura atraviesa el grano (gráfico 20). En el segundo caso los granos se presentan en forma de facetas y esferas y el patrón de fractura es predominantemente intergranular⁽⁸²⁾. Gráfico 21

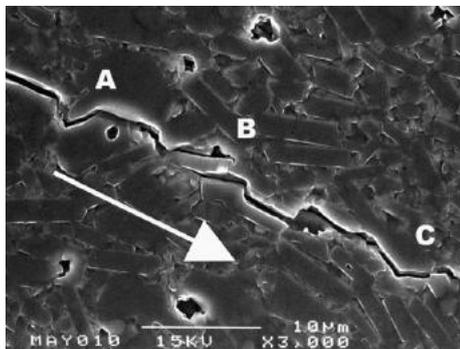


Gráfico 20 Microfotografía de ICA (polvo para mezcla). La fisura se presenta intergranular e intragranular. Tomado de Guazzato et al, 2004

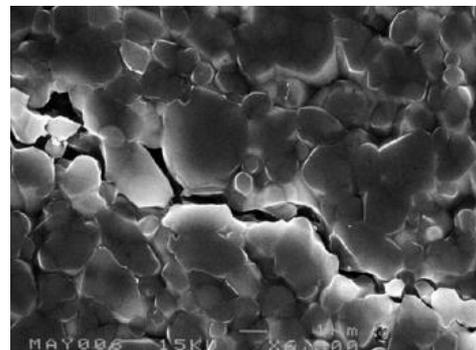


Gráfico 21 Microfotografía de ICA (prensado al seco). La fisura es desviada por los granos de alúmina. Tomado de Guazzato et al, 2004

Con respecto a la cerámica a base de zirconio, fueron estudiadas las infiltradas en sus dos presentaciones, prensada al seco y en polvo, en las que los granos de alúmina se presentan de forma aleatoria y los granos de zirconio se observan de dos formas: planos y alargados y de forma esférica. Aquí la propagación de la fractura es consistentemente intragranular a través de

los granos de zirconio y intergranular a los granos de alúmina⁽⁸³⁾.Gráfico 22

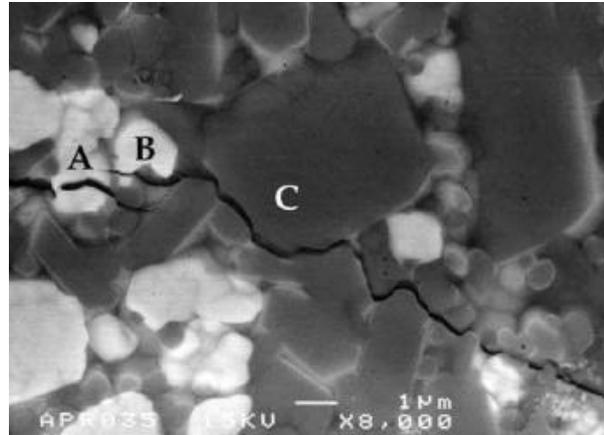


Gráfico 22 Microfotografía de ICZ. Fractura transgranular a través de los granos de zirconio e intergranular entre los granos de alúmina.
Tomado de Guazzato et al, 2004

Por otra parte al analizar el comportamiento de la cerámica a base de zirconio estabilizado con itrio DSC, esta presenta un patrón de fractura intragranular a través de sus granos densamente sinterizados con ausencia casi absoluta de porosidad menor al 1%. Los autores concluyen que el incremento en el contenido de cristales esta asociado a una mejora en las propiedades mecánicas, sin embargo, en materiales con igual contenido cristalino, la diferencia en cuanto a la resistencia a la fractura radica en el porcentaje de porosidad y en la disposición de los cristales⁽⁸³⁾.Gráfico

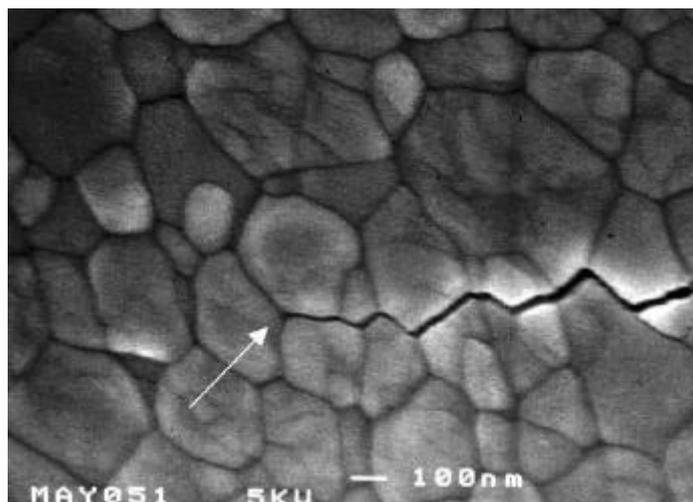


Gráfico 23 Microfotografía de cerámica de zirconio estabilizada con itrio. El patrón de fractura es siempre intergranular. Tomado de Guazzato et al, 2004

El zirconio puede existir en tres fases: la fase cúbica, solo es estable a muy altas temperaturas en forma de zirconio puro; la fase tetragonal intermedia, la cual puede estar estabilizada a temperatura ambiente, dependiendo de su concentración y del tamaño de grano de la cerámica; y la monoclinica que es estable a bajas temperaturas. La transformación de la fase martensítica tetragonal a monoclinica exhibe un volumen de expansión de 4%. Esta transformación genera una tensión alrededor de la punta de la grieta resultando en un cierre parcial de la misma e impartiendo una resistencia significativa al material cerámico^(8,31,84,85,86).

Un efecto contrario ocurre en la cerámica de zirconio pura sin óxidos estabilizantes, un revés en la transformación de fase tetragonal a monoclinica puede ocurrir durante el enfriamiento. Esta transformación ocurre a una temperatura de 100°C con una expansión volumétrica simultánea de 1% a 5%. La tensión generada por la expansión causa fisuras en la cerámica pura de zirconio, la cual puede fracturar a temperatura ambiente⁽⁸⁴⁾.

4.2 Mecanismo de obtención

Las restauraciones confeccionadas en ICA al ser elaboradas mediante la técnica de polvo-liquido, pueden presentar ciertos inconvenientes aparte de la cantidad de tiempo requerido para su confección. Esta técnica al ser realizada de forma manual, colocando el polvo del núcleo con pincel, genera inconsistencias en la homogeneidad del núcleo que se traducen en diferentes espesores del material⁽¹⁴⁾.

Para mejorar esta situación la tecnología In-Ceram también esta disponible en bloques prefabricados industrialmente de alúmina parcialmente sinterizados para ser usados en equipos CAD/CAM. Comparado con el ICA

convencional presenta un tiempo de confección considerablemente corto, reduciéndose la infiltración a solo 40 min, debido a la gran capilaridad que presentan estos bloques y mejorando las propiedades mecánicas del material⁽¹⁴⁾.

Otro sistema de restauraciones a base de zirconio usado para la fabricación de PPF es el Lava (3M ESPE), el cual usa un programa de diseño y de confección asistido por computadora (CAD/CAM). En este sistema las subestructuras y núcleos son fabricados a partir de bloques de óxido de zirconio parcialmente sinterizados, en lugar de los bloques completamente sinterizados, los cuales pueden introducir grietas y daños en la microestructura de óxido de zirconio. Las subestructuras talladas sobre bloques parcialmente sinterizados son de un tamaño mayor el cual se compensara por una contracción de 20 a 25% que sufrirá la estructura al momento de su cocción final. Los bloques vienen en siete tonos diferentes correspondientes a la guía Vita-Lumin por lo que permite ir desarrollando un color específico inclusive desde la fabricación de la subestructura⁽³⁰⁾.

4.3 Solubilidad Química

La solubilidad química es una propiedad que afecta de forma directa la resistencia como también los valores de estética de la restauración. Superficies irregulares pueden iniciar fallas eventuales de la restauración debido a la propagación de fisuras a través de la misma. La especificación N° 69 de la ADA acepta un máximo de pérdida en peso de un 0.5% para los materiales de núcleos cerámicos⁽³³⁾.

En un estudio se determinó la solubilidad química en ambiente controlado de tres sistemas totalcerámicos (ICA, IPS Empress y PAC), los valores de los dos últimos estaban dentro de la normativa de la especificación N° 69 de la ADA, mientras que ICA excedió la especificación en 0.2%⁽³³⁾.

La estabilidad a largo plazo de las cerámicas está fuertemente relacionada a la propagación de grietas y a la tensión por corrosión causada por el agua de la saliva que reacciona con el vidrio, resultando en la descomposición de la estructura e incrementando la propagación de grietas en los sistemas que contienen vidrio. La cerámica de zirconio tetragonal policristalino

estabilizada con itrio Y-TZP es libre de vidrio por lo que su microestructura policristalina no es afectada por este fenómeno⁽⁸⁾.

4.4 Tipo de falla

La investigación y el análisis de la falla tratan de descifrar el por qué un componente, estructura, o sistema fracasa en la función para la cual fue diseñado. La fractura del material es la causa principal del fracaso en las cerámicas. El análisis de falla incluye el examen del componente fracturado para investigar las circunstancias que rodean a este evento, con la expectativa de dilucidar la causa de la falla indicando si fué el resultado de una deficiencia en el diseño, deficiencia del material (proceso de fabricación) o condiciones que inducirían a tensiones in situ. Existen defectos en los materiales de restauración introducidos durante el procesamiento, maquinado o resultado de las condiciones de servicio (desgaste, impacto), que representan un defecto estructural por el cual el proceso de fractura puede comenzar⁽⁸⁷⁾.

La fractura en los materiales de restauración es en muchos casos el resultado de sistemas de múltiples grietas por diferentes causas, pero a menudo es el

resultado de una grieta primaria que puede ser el origen de la fractura inicial⁽⁸⁸⁾. Esta señal característica es indicativa de la trayectoria de la grieta y a menudo es visible sobre la superficie fracturada. Esto puede ser usado para descubrir el origen y desarrollo del proceso de fractura. El origen tendrá entonces una localización (sitio en el cual la fractura comienza) y un defecto específico o irregularidad en ese sitio. La aparición de estas marcas puede depender de la naturaleza de la carga (tensión, fatiga, torsión, cizalla), de la presencia de concentración de tensiones, factores del medio ambiente y la microestructura del material^(87,89).

Pallis et al compararon el origen de la falla de tres sistemas cerámicos (E2, PAC, ICZ), observando que para el sistema E2 el origen de la falla se situaba comúnmente en la interfase entre el núcleo cerámico y la porcelana de revestimiento, mientras que en las otras dos cerámicas, la falla se originaba entre el núcleo cerámico y la capa de agente cementante⁽⁹⁰⁾.

La combinación de resistencia de los núcleos cerámicos y la estética de las porcelanas de revestimiento, permiten al técnico dental usar técnicas de

capas para construir restauraciones altamente estéticas y de carácter individual. La porcelana de revestimiento consiste en un vidrio y una fase cristalina de fluorapatita o leucita. El núcleo cerámico está comúnmente compuesto por disilicato de litio, óxido de aluminio o bien óxido de zirconio⁽⁹¹⁾.

Al revisar la literatura la tasa de fallas de estas restauraciones revelan que la delaminación de la porcelana de revestimiento es uno de los tipos de falla más comunes. La resistencia de este tipo de restauración está determinada por el componente más débil. Usualmente estas restauraciones deben presentar una fuerte unión entre el núcleo y la cerámica de revestimiento, lo cual le permitirá resistir la tensión masticatoria, previniendo la delaminación y la fractura de la cerámica de revestimiento⁽⁹¹⁾.

Muchas variables pueden afectar la resistencia de unión entre el núcleo y la cerámica de revestimiento, tales como: la superficie de acabado del núcleo, la cual puede afectar las propiedades mecánicas de retención, la generación de tensión residual por diferencias en el coeficiente de expansión térmica (CET), el desarrollo de

fallas y defectos estructurales en la interfase núcleo-cerámica y las propiedades de humectabilidad y contracción volumétrica de la cerámica de revestimiento. Los efectos individuales o combinados de estas variables pueden influenciar la resistencia de unión entre el núcleo-cerámica afectando la tasa de éxito de esta restauración⁽⁹¹⁾.

Aboushelib et al evaluaron la resistencia de unión entre el núcleo y la cerámica de revestimiento y la fuerza cohesiva de tres sistemas totalmente cerámicos. Los sistemas núcleos/cerámica fueron los siguientes: Cercon-Zirconia/Cercon Ceram, Empres 2/Eris veneer, Empress 2/Empress 2 veneer, Vita Blocs Mark II/Vitadur Alpha. Este estudio concluyó que los sistemas Empress2/Eris veneer y Empress 2/Empress 2 veneer mostraron mayor resistencia de unión que el sistema Cercon. El sistema Vita Blocs Mark II no tuvo diferencia significativa con éste último⁽⁹¹⁾. El tipo de falla de Cercon fue de tipo interfacial en un 90%, mientras que en los dos sistemas Empress 2 la falla fue enteramente de tipo cohesivo en la cerámica de revestimiento⁽⁹¹⁾.

Los más recientes análisis de elemento finito muestran que las mayores tensiones pueden ocurrir en los márgenes del núcleo cuando fuerzas no simétricas son aplicadas, siendo esta la causa más común de fracturas en vivo⁽⁹²⁾.

Las fallas más comunes de las PPF totalmente cerámicas ocurren en los ángulos líneas ocluso-proximales entre el pónico y el retenedor. Siendo esto así, la dimensión ocluso-gingival del conector y el ancho de este debe ser maximizada tanto como sea posible. Desafortunadamente el área para el conector en PPF es generalmente muy limitada en la región posterior. Bajo condiciones clínicas el contacto oclusal y los tejidos gingivales definen los límites de las dimensiones del conector. Adicionalmente, un espacio gingival debe ser mantenido para el acceso a la higiene oral y evitar una enfermedad periodontal iatrogénica. Si el mínimo de dimensión vertical del conector no está disponible el clínico debe considerar la remoción del tejido blando para ganar espacio en altura al conector y mejorar esta situación. Debido a que el material de núcleos cerámicos es significativamente más fuerte que la porcelana de recubrimiento, en algunos casos es recomendable no

aplicar porcelana de recubrimiento en el sitio de los conectores, esto maximizaría la resistencia conferida por la cerámica del núcleo⁽³⁵⁾.

5 FACTORES INHERENTES AL PACIENTE QUE INFLUYEN EN LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS RESTAURACIONES TOTALCERÁMICAS EN EL SECTOR POSTERIOR

5.1 Fuerzas masticatorias

Numerosas investigaciones han tratado de indagar acerca de las fuerzas máximas usadas durante la masticación. Es sabido que la fuerza de mordida varía dependiendo de la región de la cavidad bucal. Una gran fuerza es generada a nivel del primer molar, mientras que a nivel de los incisivos esta decrece en un tercio de la presente en la zona molar. Los valores de fuerza de mordida máxima varían de 216 a 847 N. Para la región incisal es mucho menor con valores de 108 a 299 N⁽³⁵⁾.

Las fallas catastróficas resultan del último ciclo de carga que excede la capacidad de la porción restante de porcelana sin afectar. Esto es diferente en las restauraciones metal-cerámicas, las cuales presentan un mecanismo inherente de absorción de tensiones en el

metal de la subestructura que limita la propagación de la fractura. Como regla el límite de resistencia por fatiga cíclica aplicada a la cerámica dental, es aproximadamente un 50% de la máxima resistencia a la fractura. Siendo esto así, es razonable asumir que la resistencia a la fractura debe estar dentro de un rango de 1000 N requeridos para poder predecir un buen pronóstico en las PPF totalmente cerámicas⁽³⁵⁾.

Tinschert et al, determinaron la resistencia a la fractura de PPF de tres unidades simulando la falta de un segundo premolar superior, las restauraciones fueron elaboradas en ICA, ICZ, IPS Empress 2 y DC-Zirkon (DCS Dental/Vita), todas las prótesis fueron cementadas con fosfato de zinc y aplicada una carga medida en N a nivel del pónico, obteniendo como resultado que la cantidad de carga necesaria para provocar la fractura de la restauración presentó una diferencia significativa entre los cuatro sistemas. Los valores más altos de resistencia fueron exhibidos por DC-Zirkon, superando los valores de carga en 2000 N, seguidos de ICZ y IPS Empress 2 e ICA, que obtuvo los valores más bajos no alcanzando los 1000 N⁽³⁵⁾.

Durante el proceso de masticación, la mandíbula realiza movimientos de lateralidad y protrusivos, esto permite a la punta de la cúspide opuesta en el maxilar, ejercer fuerzas multidireccionales sobre la prótesis. Como resultado puede ocurrir una fractura en el conector que es la parte más vulnerable de la PPF⁽⁹³⁾.

5.2 Condición del diente pilar

Se debe tener precaución al extrapolar datos de laboratorio a situaciones clínicas debido a que muchas variables en vivo no pueden ser controladas en los estudios de laboratorio. Aunque muchos de los modelos para experimentación in vitro reproducen las condiciones clínicas del paciente, la mayoría de estos no simulan los movimientos del diente pilar con su ligamento periodontal. Considerando este hecho el clínico que indica una PPF totalmente cerámica debe tener en cuenta el grado de movilidad que presentan sus dientes pilares. Cuando una fuerza oclusal ejerce una carga, el diente experimenta una deflexión debido a la compresión de las fibras de Sharpey's. La magnitud de este efecto no es bien conocida, pero los modelos rígidos de metal usados en los estudios de laboratorio probablemente incrementen la resistencia de las PPF evaluadas⁽³⁵⁾.

La concentración de una fuerte carga en el área del conector incrementa el riesgo a una fractura catastrófica. Por lo tanto, es imprescindible evaluar los posibles dientes pilares en función de su salud periodontal, con énfasis en su movilidad. Pilares que exhiben un incremento en su movilidad no deben ser usados como soporte para PPF totalcerámica⁽⁸⁾.

Otro aspecto a evaluar en el diente pilar es el material con que fue confeccionado el muñón, en caso de ser reconstruido. La inherente fragilidad de la cerámica, puede verse alterada por la estructura de soporte de la restauración. La influencia de la composición del muñón sobre la resistencia a la fractura de las coronas totalcerámicas, fue estudiado por Azer et al, quienes evaluaron la resistencia a la compresión de coronas cuyos muñones fueron restaurados con amalgama o resina compuesta, usando como grupo control, muñones tallados sobre dentina. Los especímenes fueron comparados bajo cargas cíclicas en agua y al seco, observando que existía una diferencia significativa en la resistencia a la fractura cuando eran aplicadas cargas cíclicas sobre las restauraciones, siendo esta diferencia

mucho mayor al estar sometidas a condiciones de humedad. Igualmente los autores refieren que no consiguieron diferencias significativas entre los tres tipos de muñones, cuando fueron comparados bajo las mismas condiciones⁽⁹⁴⁾.

III. DISCUSIÓN

El uso clínico de la cerámica se consagró a lo largo de la historia por presentar varias características deseables, como sustituto de los dientes naturales, entre las cuales destacan translucidez, fluorescencia, estabilidad química, coeficiente de expansión térmica cercano al de la estructura dentaria, compatibilidad biológica y resistencia a la abrasión. Sin embargo, al evaluar la longevidad de las restauraciones totalcerámicas, conseguimos que la principal causa de fracasos en estos sistemas esta relacionada con la fractura del material y con la poca adaptación marginal de las restauraciones.

El tratamiento de superficie y la elección del tipo de agente cementante, son factores clínicos con gran influencia en la resistencia a la fractura de las restauraciones totalcerámicas y por ende han sido muy estudiados en la última década.

La continua mejora de estos sistemas, ha hecho necesario adecuar los agentes cementantes a las nuevas características de los materiales, a fin de lograr el mejor

comportamiento y la mayor longevidad de las restauraciones.

Un cemento resinoso autocurado tiene un tiempo de curado más lento que un cemento activado por luz, por lo que es razonable considerar que una restauración cementada con un cemento resinoso autocurado es más susceptible a una falla si es expuesto a cargas mecánicas tempranas, comparado con un cemento de curado dual fotoactivado. Cargas de pequeña magnitud generan tensión en la interfase del cemento durante el chequeo y ajuste oclusal, o durante el acto de deglución, por lo que es importante determinar como éstas cargas afectan la resistencia de unión. En este sentido Ferreira et al. determinaron la influencia del modo de polimerización del cemento resinoso en restauraciones totalmente cerámicas a las cuales se les aplicó pequeñas cargas cíclicas, 15 minutos después de cementados, obteniendo mayor resistencia de unión con los cementos de curado dual que con los de autocurado⁽⁵³⁾.

Sin embargo, Sjögren et al en un estudio a diez años evaluaron el comportamiento de 66 incrustaciones clase II (Vita Mark II), cementados con un cemento resinoso de

curado dual o con un cemento resinoso de curado químico. Al cabo de este período el 89% de las incrustaciones presentaban características aceptables, mientras que el 11% requirió su reemplazo, estos últimos cementados en su totalidad con el cemento dual. Los autores atribuyen este hecho al curado insuficiente por la atenuación de la fuente de luz a causa del espesor y la opacidad de las restauraciones. Como consecuencia, el agente de cementación no puede resistir las tensiones generadas en la región posterior, fracturándose más fácilmente al ser sometidos a cargas intermitentes⁽⁵⁴⁾.

El ambiente creado por los cementos de reacción ácido-básica como el cemento de fosfato de zinc, policarboxilato de zinc y vidrio ionomérico modificado con resina, podrían propagar defectos preexistentes en la porcelana. Algunos autores afirman que el cemento resinoso incrementa la resistencia de las prótesis totalmente cerámicas al poder rellenar estas imperfecciones superficiales^(34,51,54).

En las restauraciones de zirconio estabilizado con itrio se usan bloques prefabricados de cerámica para su confección, la cual puede ser de dos formas: a) Mediante

el fresado de una restauración agrandada de un bloque homogéneo de cerámica de zirconio la cual es sinterizada y reducida a la dimensión final deseada. b) Mediante el fresado de la restauración directamente con las dimensiones finales de un bloque prefabricado de zirconia de alta densidad. Para mejorar la apariencia estética las estructuras fresadas o copiadas son recubiertas con una cerámica adecuada para este tipo de restauración. Sin embargo, al ocurrir esto la restauración es llevada a altas temperaturas y durante este proceso la estructura es expuesta a la humedad^(1,83,85,95).

El comportamiento de los sistemas cerámicos está en relación directa con su composición y con la forma de obtención de la restauración final. Se ha demostrado que la cerámica de zirconio estabilizada con itrio es inestable en el tiempo y sus propiedades mecánicas son objeto de una progresiva y esporádica degradación de la fase tetragonal en una fase monoclinica, este fenómeno es influenciado por la temperatura, vapor, tamaño del grano, micro y macro grietas del material y la concentración de óxidos estabilizados. Por consiguiente, si la temperatura y el vapor influyen en la transformación de fases, la posibilidad de que las propiedades mecánicas del zirconio

estabilizado con itrio sean afectadas durante la colocación de la porcelana de recubrimiento no debe ser excluida^(1,28,83,84,85,95).

Por otra parte, el fresado puede introducir tensiones compresivas residuales sobre la superficie, incrementando así la resistencia flexural del zirconio, pero a su vez puede generar grietas en la superficie que causan degradación de la resistencia^(1,28,83,85,95).

En tal sentido Sundh et. al, evaluaron el efecto de las cargas cíclicas sobre la resistencia a la fractura de restauraciones parciales fijas de tres unidades, elaboradas con zirconio estabilizado con itrio, simulando la ausencia del primer molar inferior. Se determinó que la carga necesaria para fracturar las sub-estructuras de zirconio, fue significativamente mayor que las de las mismas sub-estructuras que fueron sometidas al calor de cocción, necesario para la colocación de la cerámica de revestimiento. Entre las posibles explicaciones los autores sugieren que la formación de la capa compresiva sobre la superficie como efecto del maquinado, podría ser atenuada por el calor al momento de colocar la cerámica de revestimiento, disminuyendo así la tensión residual.

Otra posible explicación radica en la transformación de la fase metaestable tetragonal dentro de la fase monoclinica, y la alteración del tamaño del grano durante el tratamiento calor-revestido⁽²⁸⁾.

Se ha reportado un comportamiento inusual e indeseable de la cerámica Y-TZP que ocurre aproximadamente a 250°C. La presencia de agua o un medio ambiente húmedo y de temperaturas relativamente bajas parecen ser la causa de la transformación del zirconio tetragonal estabilizado a la fase monoclinica en la superficie de la cerámica. Este fenómeno llamado degradación a baja temperatura (DBT) es relacionado a la metaestabilidad de la fase tetragonal a temperatura ambiente y es responsable de la formación de micro y macro grietas, pérdida de resistencia y deterioro de las propiedades mecánicas. La DBT, también conocida como “transformación de endurecimiento”, fenómeno mencionado anteriormente, resulta de la transformación reversa del material de la fase tetragonal a la monoclinica con una simultánea expansión volumétrica. La transformación de endurecimiento que es iniciada por una grieta es deseable, debido a que el exceso de volumen sella la grieta. Sin embargo, la DBT es por lo general

considerada desfavorable debido a que el exceso de volumen causa micro y macro grietas sobre la superficie procedentes del interior, reduciendo así las propiedades mecánicas del material^(44,84).

La transformación de endurecimiento es un fenómeno según el cual los cristales de zirconio tetragonal, al ser cargados mecánicamente experimentan una reorganización entrecruzada cambiando a la forma monoclinica, aumentando su tamaño y tendiendo por consiguiente a detener el crecimiento de grietas, fortaleciendo así la estructura. La transformación de endurecimiento afecta primariamente el crecimiento de grandes grietas, o grietas de varios milímetros de largo, por lo que para las prótesis dentales este fenómeno no es de mucho beneficio^(44,85).

El sistema Cercon y el sistema Lava, utilizan bloques de zirconio parcialmente sinterizado para ser tallados en sub-estructuras (núcleos), mientras que las sub-estructuras de DC-Zirkon y DCS-President son talladas en bloques completamente sinterizados. Con el zirconio parcialmente sinterizado, el tamaño de la estructura obtenida presenta un aumento de 20%-25%, el

cual será compensado por la contracción de la estructura en el sinterizado final. Los fabricantes de los sistemas parcialmente sinterizado señalan que las microfisuras introducidas a la estructura durante el proceso de fresado son disipadas al momento de realizarse el sinterizado final, mientras que los fabricantes de los sistemas completamente sinterizados afirman que debido a que no ocurre ninguna contracción, ya que no existe un proceso de sinterización, la adaptación marginal de estas estructuras sería superior a las de zirconio parcialmente sinterizado⁽⁸⁾.

Resulta indispensable para el odontólogo poseer conocimientos científico-técnico y buen sentido clínico, pues las investigaciones pueden discrepar en cuanto a los valores de resistencia a la fractura en un mismo material, dependiendo del diseño de las pruebas realizadas.

En tal sentido Kelly, en un análisis sobre la relevancia clínica de los sistemas utilizados tradicionalmente para evaluar la resistencia a la fractura de las restauraciones totalcerámicas, advierte que muchos de estos son inapropiados debido a que no recrean todos los factores presentes en la realidad

clínica, tales como el rol que cumple el cemento, el agente de unión, la oclusión, el material de elaboración del muñón, la intensidad y duración de la carga y la forma de la restauración. Extrapolar la interacción de estos factores clínicos a los estudios de laboratorio resultaría casi imposible, al igual que predecir el éxito de estas restauraciones mediante pruebas de laboratorio⁽⁹⁶⁾.

Otro factor a tomar en cuenta al momento de validar los estudios *in vitro*, que tratan de evaluar las propiedades mecánicas de las cerámicas dentales, es el tipo de material sustituto de la estructura dentaria, el cual soportará la restauración o material a estudiar. En tal sentido Rosentritt et al, compararon la resistencia a la fractura de coronas elaboradas en Empress 2 sobre molares humanos de diferentes tamaño, dientes artificiales metálicos y dientes artificiales de polímero de cristal líquido, consiguiendo que se necesitaba una fuerza de 1.838 N y 1.392 N para producir la fractura de las coronas elaboradas sobre metal y polímero respectivamente, mientras que para las coronas elaboradas sobre dientes humanos los valores fueron significativamente menores, alcanzando un promedio de 888 N, menos de la mitad de los troqueles metálicos⁽⁹⁷⁾.

Es así como al momento de escoger un sistema totalcerámico para una restauración en el sector posterior, debemos ver más allá de los resultados arrojados por los estudios in vitro y manejar todas las variables que puedan afectar el comportamiento clínico y la resistencia a la fractura de estos materiales.

IV. CONCLUSIONES

1. Las características químicas y microestructurales de las cerámicas influyen en las propiedades mecánicas de los materiales para núcleos.
2. La ventaja de las restauraciones elaboradas por CAD/CAM, radica en la porosidad casi inexistente del material y la posibilidad de seleccionar un núcleo cerámico ya sea por sus características de resistencia a la fractura o por sus cualidades ópticas.
3. Los datos clínicos disponibles sugieren que las fallas ocurren con mayor frecuencia en las áreas de los conectores y el pónico por presentar mayor concentración de tensiones en relación con las demás áreas de la prótesis.
4. La eliminación de los defectos superficiales o la reducción de su tamaño y número, mediante el procedimiento de glaseado y pulido, puede dar lugar a un gran incremento en la resistencia a la fractura.

5. La adaptación marginal es influenciada por el método de obtención del núcleo cerámico y esta puede incrementar la solubilidad del agente cementante.
6. La elección adecuada del cemento es fundamental para asegurar la longevidad de la restauración. Los sistemas totalcerámicos requieren de agentes cementantes específicos, debido a las distintas composiciones químicas que presentan estos materiales.
7. La aplicación del tratamiento de superficie debe estar en concordancia con la composición química del sistema cerámico, para así obtener los mayores valores de resistencia de unión en el complejo diente-cemento-restauración.
8. Al momento de diseñar una PPF totalcerámica se debe tomar en cuenta la condición estructural y periodontal de los dientes pilares que aseguren la longevidad de la restauración.
9. Los valores de resistencia a la fractura en un mismo material pueden discrepar, dependiendo del diseño de

las pruebas realizadas, por lo que se debe tener cuidado al extrapolar datos de laboratorio a situaciones clínicas.

10. El sistema ideal no existe. La correcta selección y aplicación de un determinado sistema es sin duda, más importante que la selección de propio sistema.

V. REFERENCIAS

1. Anusavice K. Ciencia de los materiales dentales. Madrid. Elsevier. 2004.
2. Bottino M, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en rehabilitación oral. Sao Paulo. Editora artes médicas Ltda. 2001.
3. Segal B. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. J Prosthet Dent. 2001; 85 (6): 544-550.
4. Sobrinho L, Borges G, Coelho M, Consani S. Materiales cerámicos. En: Miyashita E, Salazar A. Odontología estética el estado del arte. Sao Paulo. Editora artes médicas Ltda. 2005: 155-180.
5. Shillingburg H Jr., Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fundamentos esenciales en prótesis fija. Barcelona. Editorial Quintessence, S.L. 2002.
6. Oh S, Dong J, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. Int J Prosthodont. 2000; 13 (6): 468-472.
7. Pagniano R Jr., 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 (5): 459-466.
8. Raigrodski A. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004; 92 (6): 557-562.
9. Barros V, Vicentini H, Vieira M. Sistema de cerámica prensada. En: Miyashita E, Salazar A. Odontología estética el estado del arte. Sao Paulo. Editora artes médicas Ltda. 2005: 225-247.
10. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann W. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. Dent Mater. 2001; 17 (): 260-267.
11. 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 (2): 183-188.
12. Steyrn P, Jönsson O, Nilder K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. 2001; 14 (4): 379-384.

13. Bindl A, Mörmann W. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (5): 451-456.
14. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater.* 2002; 18 (3):216-220.
15. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager E. Probability of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2000; 13 (5): 420-424.
16. Sorensen J, Kang S, Torres T, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc.* 1998; 26 (): 207-214.
17. Olsson K, Fürst B, Andersson B, Carlsson G. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (2): 150-156.
18. Haselton D, Diaz-Arnold A, Hillis S. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2000; 83 (4): 396-401.
19. McLaren E, White S. Survival of In-Ceram crows in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2000; 83 (2): 216-222.
20. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain M. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont.* 2004; 17 (2): 142-149.
21. Guazzato 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 Mater.* 2005; 21 (5): 454-463.
22. Suárez M, Lozano J, Salido M, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004; 17 (1): 35-38.
23. Dinato J, Brum R, Ulzefer E. Sistema Procera. En: Miyashita E, Salazar A. *Odontología estética el estado del arte.* Sao Paulo. Editora artes médicas Ltda. 2005: 271-304.
24. Ödman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (6): 504-509.

25. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005; 36 (): 105-113.
26. Walter M, Wolf B, Wolf A, Boening K. Six-year clinical performance of all-ceramic crowns with alumina cores. *Int J Prosthodont.* 2006; 19 (2): 162- 163.
27. Buso L, Miyashita E, Noruyuki A, Ribeiro G. Odontología restauradora computarizada: Cerec 3D. En: Miyashita E, Salazar A. *Odontología estética el estado del arte.* Sao Paulo. Editora artes médicas Ltda. 2005: 632-661.
28. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005; 21 (): 476-482.
29. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res.* 2007; 86 (2): 142-146.
30. Raigrodski A, Chiche G, Potiket N, Hochstedler J, Mohamed S, Billiot S, Mercante D. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006; 96 (4): 237-244.
31. Guazzato M, Albakry M, Swain M, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (4): 339-346.
32. Oh W, Park J, Anusavice K. Fracture toughness (K_{IC}) of a hot-pressed core ceramic based on fractographic analysis of fractured ceramic FPDs. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (2): 135-140.
33. Esquivel-Upshaw J, Chai J, Sansano S, Shonberg D. Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (3): 284-288.
34. Esquivel-Upshaw J, Anusavice K, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004; 17 (4): 469-475.
35. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (3): 231-238.

36. Proos K, Swain M, Ironside J, Steven G. Finite element analysis studies of an all-ceramic crown on a first premolar. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (4): 404-412.
37. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater.* 2006; 22 (): 176-182.
38. Rekow E, Harsono M, Janal M, Thompson V, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater.* 2005; 22 (2): 125-132.
39. Esquivel-Upshaw J, Anusavice K, Reid M, Yang M, Lee R. Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (2): 109-114.
40. Wolfart S, Bohlsen F, Wegner S, Kern M. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2005; 18 (6): 497-505.
41. Bindl A, Richter B, Mörmann W. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont.* 2005; 18 (3): 219-224.
42. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (3): 244-248.
43. Harrington Z, McDonald A, Knowles J. An in vitro study to investigate the load at fracture of Procera AllCeram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (1): 54-58.
44. 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 (2): 125-131.
45. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent.* 2003; 89 (2): 154-160.
46. Fischer H, Schäfer M, Marx R. Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. *J Dent Res.* 2003; 82 (12): 972-975.

47. Bona A, Anusavice K, Mecholsky J Jr. Apparent interfacial fracture toughness of resin/ceramic systems. *J Dent Res.* 2006; 85 (11): 1037-1041.
48. Bona A, Anusavice K. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (2): 159-167.
49. Pisani-proenca J, Erhardt M, Valandro L, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona M, Del Castillo-Salmeron R, Bottino M. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2006; 96 (6): 412-417.
50. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub J. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2004; 92 (4): 359-364.
51. Fleming G, Maguire F, Bhamra G, Burke F, Maruis P. The strengthening mechanism of resin cements on porcelain surfaces. *J Dent Res.* 2007; 85 (3): 272-276.
52. Özcan M, Alkumru H, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (4): 335-339.
53. Witzel M, Braga R, Singer J, Azevedo C. Bond strength between polymer resin-based cement and porcelain-dentin surfaces: influence of polymerization mode and early cyclic loading. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (2): 145-149.
54. Sjögren G, Molin M, Dijken J. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont.* 2004; 17 (2): 241-246.
55. Özcan M, Vallittu P. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003; 19 (8): 725-731.
56. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater.* 2005; 21 (12): 1158-1162.
57. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000; 13 (2): 131-135.

58. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater.* 2004; 20 (1): 498-508.
59. Luthy H, Loeffel O, Hammerle C. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006; 22 (1): 195-200.
60. Atsu S, Kilicarslan M, Kucukesmem H, Aka P. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent.* 2006; 95 (6): 430-436.
61. Kim B, Bae H, Shim J, Lee K. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent.* 2006; 94 (4): 357-362.
62. Wegner S, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (3): 267-272.
63. Blatz M, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 2004; 91 (4): 356-362.
64. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2004; 92 (6): 551-556.
65. Krämer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R. Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. *Dent Mater.* 2006; 22 (1): 13-21.
66. Bottino M, Valandro L, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont.* 2005; 18 (1): 60-65.
67. Bindl A, Lüthy H, Mörmann W. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006; 22 (1): 29-36.
68. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (5): 538-542.
69. Arnelund C, Johansson A, Ericson M, Häger P, Fyrberg K. Five-year evaluation of two resin-retained ceramic systems: a

- retrospective study in a general practice setting. *Int J Prosthodont.* 2004; 17 (3): 302-306.
70. Otto T, Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (2): 122-128.
71. Schulz P, Johansson A, Arvidson K. A retrospective study of mirage ceramic inlays over up to 9 years. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (5): 510-514.
72. Oh W, Anusavice K. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002; 87 (5): 536-542.
73. Fischer H; Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res.* 2003; 82 (3): 238-242.
74. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L, Hammerle C. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005; 21 (10): 930-937
75. Wolfart S, Wegner S, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (6): 587-592.
76. Suárez M, Villaumbrosia P, Pradíes G, Lozano J. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finis lines. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (3): 229-232
77. Gu X, Kern M. Marginal Discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (2): 109-116.
78. Albert F, El-Mowafy O. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont.* 2004; 17 (5): 529-535.
79. Quintas A, Oliveira F, Bottino M. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finis lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent.* 2004; 92 (3): 250-257.
80. Boening K, Wolf B, Schmidt A, Kästner K, Walter M. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000; 84 (4): 419-424.

81. Yeo I, Yang J, Lee J. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2003; 90 (5): 459-464.
82. Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain M. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004; 20 (5): 441-448.
83. Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain M. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004; 20 (5): 449-456.
84. 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 (3): 154-164.
85. Luthardt R, Holzhüter M, Rudolph H, Herold V, Walter M. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004; 20 (7): 655-662.
86. Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002; 81 (7): 487-491.
87. Scherrer S, Quinn J, Quinn G, Kelly J. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *Int J Prosthodont.* 2006; 19 (2): 185-192.
88. Pallis K, Griggs J, Woody R, Guillen G, Miller A. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 2004; 91 (6): 561-569.
89. Bona A, Mecholsky J Jr., Anusavice K. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater.* 2004; 20 (10): 956-962.
90. Tan S, Chai J, Wozniak W, Takahashi Y. Flexural strength of a glass-infiltrated alumina dental ceramic incorporated with silicon carbide whiskers. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (4): 350-354.
91. Aboushelib M, Jager N, Kleverlaan C, Feilzer A. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2005; 21 (5): 984-991.

92. Quinn J, Quinn G, Kelly R, Scherrer S. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater.* 2005; 21 (): 920-929.
93. Taskonak B, Mecholsky J Jr., Anusavice K. Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. *J Dent Res.* 2006; 85 (3): 277-281.
94. Azer S, Drummond J, Campbell S, Zaki A. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 2001; 86 (6): 624-631.
95. 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 Mater.* 2002; 18 (8): 590-595.
96. Kelly J. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81 (6): 652-661.
97. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont.* 2000; 13 (5): 387-391.

