

Análisis de la resistencia flexural a la fractura de restauraciones coronarias completas anteriores de porcelana pura

Analysis of the flexural fracture resistance of anterior all-ceramic crown restorations

Resumen

Problema. La influencia del tallado de diferentes diseños de la terminación marginal de la preparación dentaria, y distintos espesores incisales cerámicos sobre la resistencia a la fractura de los sistemas de cerámica pura estudiados, es actualmente controvertida.

Objetivo. El propósito de este estudio fue realizar una investigación *in vitro* para determinar la resistencia a la fractura de restauraciones coronarias completas de tres sistemas cerámicos estudiados, sobre preparaciones simuladas de incisivos centrales superiores.

Materiales y métodos. Se evaluaron tres sistemas de cerámica pura, con dos tallados diferentes de la terminación periférica de la preparación dentaria y dos espesores incisales cerámicos distintos. Se realizaron pilares metálicos como modelos de trabajo para evaluar la resistencia a la fractura, que fueron acondicionados para establecer condiciones reproducibles prácticamente y una efectiva transferencia de fuerzas simulando una unión adhesiva completa entre las coronas y las estructuras de los pilares que las soportan.

La evaluación de la resistencia a la fractura se realizó a través de un test de carga progresiva en una máquina universal de ensayos; el criterio para la cesación de carga fue la falla de la porcelana por fractura catastrófica de la corona.

Resultado. El diseño de las preparaciones marginales y el espesor cerámico incisal ejercen influencia significativa en la resistencia final de las restauraciones de porcelana pura.

Conclusión. Los sistemas cerámicos actuales poseen una resistencia superior al requerimiento clínico en el sector bucal anterior, siendo un factor de debilidad cuando la porcelana de revestimiento supera 1 mm de espesor a nivel incisal. Estas observaciones y nuevos estudios nos ayudarán a obtener restauraciones más resistentes y duraderas.

PALABRAS CLAVE: *porcelana, resistencia, flexión, espesor, márgenes.*

Summary

Objectives. The influence of different designs of the finish line of dental preparation, and different incisal ceramic thicknesses on the resistance to fracture of the all-ceramic systems is currently unknown. The aim of this study was to perform an *in vitro* research to determine the fracture resistance of all-ceramic crown restorations, made using three ceramic systems, on simulated upper central incisor preparations.

Materials and Methods. Three all-ceramic systems were assessed, In-Ceram, IPS Empress2 and Procera, with two different designs of the finish line of the dental preparation and two different incisal ceramic thicknesses. Metal simulated tooth preparations were used as working models for evaluating fracture resistance, and conditioned to establish reproducible conditions and an effective transfer of forces, simulating a complete adhesive joint between the crowns and the structures of the fixtures bearing them.

The assessment of fracture resistance was performed by a progressive load test in a universal testing machine. The criterion for stopping loading was the failure of the ceramic from catastrophic fracture of the crown.

Result. The design of the preparations marginal and incisal ceramic thickness significantly influenced the final strength of the ceramic restorations.

Conclusion. Current ceramic systems have a resistance that is higher than clinical requirements in the anterior buccal sector, and one factor of weakness is when the ceramic veneer is more than 1 mm thick at incisor level, above the ceramic copings of 0.8 mm. These observations and new studies will help us to obtain more resistant and lasting complete crown restorations.

KEY WORDS: *all-ceramic, resistance, flexion, thickness, margins, finish line, adhesion.*

NALDINI,

PABLO ALFREDO *

FERNÁNDEZ BODEREAU,
ENRIQUE**

TORASSA,
DANIEL***

BESSONE,
LAURA****

* *Profesor Asistente Clínica de
Prótesis Fija.*

** *Profesor Titular Clínica de
Prótesis Fija.*

*** *Profesor Adjunto Clínica de
Prótesis Fija.*

**** *Profesor Asistente Clínica
de Prótesis Fija.*

*Facultad de Odontología,
Universidad Nacional de
Córdoba, Argentina.*

Introducción

La demanda de restauraciones dentales estéticas ha hecho de las coronas puras de porcelana una de las restauraciones más utilizadas y solicitadas. Uno de los factores de éxito más importantes para las restauracio-

nes totales de porcelana es la resistencia alcanzada.

Los sistemas actuales para la confección de coronas cerámicas¹ deben cumplir con los requisitos esenciales de toda restauración: resistencia, durabilidad, precisión, función y estética.

*Fecha de recepción:
Abril 2011*

*Fecha de aceptación y versión final:
Septiembre 2011*

En 1903, Land introduce las coronas de porcelana feldespática cocida sobre láminas o matrices metálicas, las cuales tenían aceptables cualidades estéticas pero carecían de una adecuada adaptación marginal y de resistencia. En la década de 1960, Weintern M. y col. desarrolla y patenta el sistema de coronas de porcelana cocida sobre metal, significando el avance más importante de este siglo en el ámbito de la cerámica dental, haciendo que se extienda e intensifique su empleo, por su resistencia y durabilidad. Sin embargo su cofia metálica afecta frecuentemente su translucidez, disminuyéndola, comprometiendo su estética al aumentar su reflectabilidad y producir oscurecimientos por iones metálicos y, a menos que realicemos margen de porcelana a nivel cervical es inevitable la exhibición de la emergencia de la cofia metálica interna.²

Las ventajas estéticas y biológicas de las porcelanas llevaron a mejorar sus propiedades mecánicas. El rol de la preparación dentaria para una corona de cerámica es proveer soporte a la restauración,²⁻⁶ con una adecuada preparación que debe contemplar, básicamente, la longitud del pilar, el tipo de margen y el espesor de reducción facial y lingual.⁷⁻⁸ Además debemos realizar una selección adecuada del paciente, conocer la resistencia del material y el tipo de cemento.⁹⁻¹⁴ Existen contraindicaciones para su uso en la región anterior cuando hay actividad parafuncional, insuficiente soporte de la preparación dentaria, insuficiente espesor de la porcelana en su aspecto lingual (< 0,8 mm) y sobremordidas profundas.¹⁵

Con la investigación y los avances tecnológicos se produjeron cambios que permitieron lograr mejores resultados en las cualidades mecánicas y estéticas, ampliando sus indicaciones.¹⁶⁻³⁰

La porcelana reforzada con alúmina fue introducida por McLean y Hughes en 1965; en ésta, la matriz vítrea de porcelana es dispersada con cristales de alta resistencia, tales como alúmina (óxido de aluminio). Como resultado, la resistencia y la elasticidad del material compuesto de vidrio-cristal se incrementan progresivamente con la porción de la fase cristalina.³¹⁻³³

Los diferentes sistemas y materiales de cementación también influyen en la resistencia final de la corona,³⁴ se sabe que cuando se logra la unión de ésta al pilar se duplica su resistencia.³⁵⁻³⁶ Asimismo, la resistencia a la fractura depende del módulo elástico del sustrato o pilar que soporta la porcelana.

Hoy la oferta de diferentes sistemas cerámicos nos obliga a realizar un profundo análisis comparativo.³⁷⁻⁴⁸ Esta información o conocimiento tiene directa implicancia clínica, conduciéndonos a preparaciones dentarias racionales en función del sistema restaurador que se utilizará.⁴⁹⁻⁵¹

El objetivo del presente trabajo es realizar una investigación in vitro de carácter descriptivo y co-

relacional para determinar la resistencia flexural a la fractura de los sistemas cerámicos estudiados, evaluando diferentes variables de diseños marginales y espesores incisales. El estudio se realiza sobre restauraciones coronarias completas de incisivos centrales superiores (ICS) específicamente, por ser este grupo dentario el de mayor indicación para restauraciones cerámicas puras. Los objetivos específicos son establecer la resistencia a la fractura de cada sistema cerámico estudiado en Newton (N), determinar la gravitación que ejercen sobre la resistencia diferentes tallados de la terminación periférica de la preparación dentaria, como son hombro recto de 90° sexagesimales con ángulo interno redondeado y chamfer de 120° sexagesimales, y distintos espesores incisales cerámicos, interpretar las fracturas producidas según las variables introducidas en cada grupo, para que nos asistan a fijar conceptos de preparaciones dentarias con respaldo científico.

Materiales y métodos

Se evaluaron tres sistemas de cerámica pura: In-Ceram Alúmina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), denominado Sistema 1, de realización por estratificación; IPS Empress2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenshein), denominado Sistema 2, de fabricación por presión y vacío, y Procera Alúmina (Nobel Biocare AB), denominado Sistema 3, cuya confección se basa en la tecnología de diseño y producción asistida por computación (CAD/CAM), por ser de disímiles tecnologías de fabricación, y por disponibilidad y utilización en nuestro medio.

Como se indicó, se analizó la resistencia a la fractura flexural de los tres sistemas cerámicos arriba descritos. Para ello se realizaron 120 pilares metálicos que forman dos grupos de 60 pilares cada uno. Un grupo con terminación periférica en hombro recto de 90° sexagesimales con el ángulo interno redondeado (grupo I), y el segundo grupo con terminación periférica en chamfer de 120° sexagesimales (grupo II). A su vez, las muestras de cada grupo tienen dos dimensiones incisales diferentes que resultan según el espesor incisal cerámico asignado a las coronas realizadas, los cuales fueron de 1,5 mm y de 3 mm, estableciendo dos subgrupos respectivamente (Fig. 1) y conteniendo 40 pilares metálicos para cada sistema cerámico.

Para evaluar la resistencia a la fractura, los pilares de los modelos de trabajo deben poseer una fortaleza suficiente, debido a que la resistencia a la fractura depende del módulo de elasticidad del sustrato que soporta la porcelana; es por ello que los pilares se confeccionaron en metal resistente (VeraBond, Nickel-chromium alloy, AalbaDent, Cordelia CA. USA) para que pudieran ser insertados en la máquina de ensayos y soportar la carga.⁵²⁻⁵⁶ Los pilares metáli-

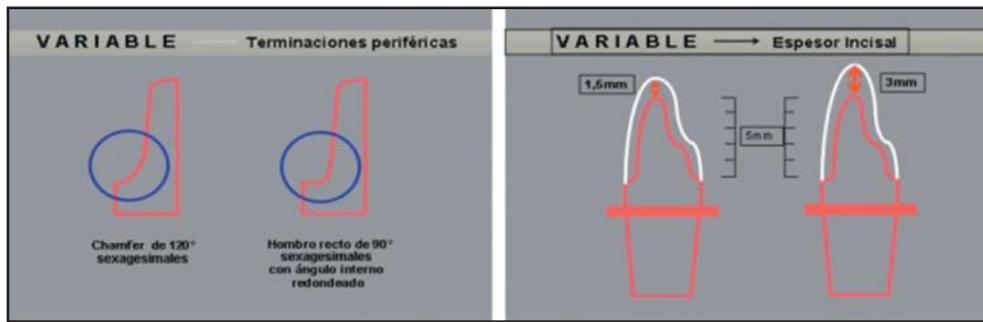


Fig. 1. Variables: hombro recto de 90° sexagesimales con el ángulo interno redondeado (grupo I) y en chamfer de 120° sexagesimales (grupo II), espesor incisal de 1,5 mm (sub. I1) y espesor incisal de 3 mm (sub. I2).

cos usados en este estudio son homogéneos en su composición, proporcionando un sustrato consistente para todos los grupos, permite duplicar su tamaño y forma idéntica, disminuyendo las variaciones entre los grupos y dentro de ellos, y permitiendo controlar las variables de las dimensiones de las preparaciones, el grado de convergencia de las paredes axiales y las dimensiones de los márgenes.⁵⁷⁻⁵⁹

Para su confección se utilizó un símil diente correspondiente a un ICS (Frassaco, Germany) para el tallado de un pilar, cuya preparación tiene una altura de sus paredes axiales preparadas de aproximadamente 6 mm, con una convergencia de las paredes proximales de 6° sexagesimales; la reducción vestibular y palatina fue de 1,2 mm.

La reducción incisal fue de 2 mm con su borde redondeado. La línea de preparación cervical asume los contornos clínicos de la encía marginal, y su configuración corresponde a los grupos I y II respectivamente. La preparación del pilar finalizada posee un diámetro mesiodistal de 3,5 mm.

La medición de la angulación en la preparación marginal se realizó mediante soporte informático a través del programa Corel Draw (Corel Corporation).

Una vez confeccionado el tallado sobre el símil diente, se realizó su duplicación y mutación en metal por colado, como se detallará más adelante, obteniendo así una muestra idéntica en metal.

El pilar original confeccionado sobre el diente análogo posee una prolongación apical simulando la raíz dentaria de 13 mm de longitud, con sus paredes levemente convergentes hacia apical de conformación oval. A esta prolongación se le adicionó un tope circunferencial a modo de anillo que sirvió para posicionar verticalmente los pilares metálicos al zócalo receptor o platina, que se conecta con la máquina universal de ensayos, permitiendo de esta manera ubicar horizontal y verticalmente, de modo idéntico, todos los troqueles.

A los pilares originales de los grupos I y II se los duplicó a través de una impresión con un material

para duplicación de modelos basado en polivinil siloxano (Elite Double Super Soft Polivinil Siloxane Zhermack, Co., Italy). Cada impresión fue vaciada con resinas acrílicas de baja variación volumétrica (Duralay, Dental MFG Co. Worth, Ill, USA), consiguiendo patrones acrílicos, siendo investidos con revestimiento de alta temperatura (Vellavest T. Referencia No. 54205. Bego Bremen Goldschlägerei Wilh. Herbst GMBH & Co.), para su posterior calcinación y colado en centrífuga, con aleación metálica de níquel-cromo (VeraBond, Nickel-chromiun alloy, AalbaDent, Cordelia CA, USA). Finalmente se eliminó el revestimiento por arenado con partículas de óxido de aluminio de 110 mm de tamaño a 3 bar de presión (Korox. Bego Bremen Goldschlägerei Wilh. Herbst GMBH & Co.).

Los núcleos de las muestras (coronas) de los tres sistemas fueron fabricados con un espesor de 0,8 mm en todas sus paredes.⁶⁰

Posteriormente las coronas fueron completadas con la aplicación de porcelana de dentina y esmalte de recubrimiento estético, con una técnica tradicional de condensación,⁶¹ de acuerdo con las respectivas recomendaciones de los fabricantes.

Con un calibre de espesores con resolución de 0,01 mm se registró el espesor de sus paredes en doce puntos de la restauración, a nivel cervical, medio e incisal, correspondiente a las caras Bucal, Lingual, Mesial y Distal respectivamente, obteniendo en Bucal y Lingual 1,5 mm nivel cervical, medio e incisal, en Mesial y Distal 1,5 mm, 2 mm y 3 mm a nivel cervical, medio e incisal respectivamente.

Además se registró el espesor incisal de cada muestra respectivamente. Los registros de espesores tuvieron una tolerancia de +/- 0,08 mm.

Después de obtener los espesores deseados, la superficie interna de las coronas fue acondicionada previamente a la cementación,⁶²⁻⁶⁷ cada sistema según instrucciones del fabricante:

Sistema In-Ceram: las muestras se acondicionaron procediendo a un arenado con óxido de aluminio de grano máximo de 50 mm, (Renfert Strahlmittel, 1594-1205. Renfert, Germany) a una presión de 2,5 bar durante 5 segundos a una

distancia de 10 mm; estos especímenes fueron limpiados ultrasónicamente con agua destilada durante 10 minutos y secados con aire, libre de aceite y humedad, por aproximadamente 30 segundos. Se colocó un agente acoplante silano (Monobond-S. Vivadent Ets. Schaan, Liechtenstein) durante 40 segundos, aplicándose aire posteriormente por aproximadamente 30 segundos.

Sistema IPS Empress 2: se inicia con un grabado con ácido fluorhídrico al 4,9% (IPS Ceramic Etching Gel. Ivoclar. Schaan, Liechtenstein) por 20 segundos, lavado con spray de agua por 60 segundos y secado con aire, libre de aceite y humedad, por aproximadamente 30 segundos. Se colocó un agente acoplante silano (Monobond-S. Vivadent Ets. Schaan, Liechtenstein) durante 40 segundos, aplicándose aire posteriormente por aproximadamente 30 segundos.

Sistema Procera: ídem In-Ceram.

Los pilares metálicos obtenidos fueron acondicionados primero con partículas abrasivas, impulsadas por presión de aire, de alúmina de 110 µm para limpiar y producir rugosidades en la superficie; luego fueron limpiados ultrasónicamente con agua destilada durante 10 minutos y secados con aire, libre de aceite y humedad, por aproximadamente 30 segundos. Las superficies preparadas se cubrieron con un agente acoplante (Metalprimer, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein).

Usando este procedimiento fue posible establecer condiciones reproducibles prácticamente y una efectiva transferencia de fuerzas simulando una unión adhesiva completa entre las coronas y las estructuras de los pilares que la soportan, condiciones que no pueden ser realizadas usando dientes naturales debido a su variabilidad anatómica y de resistencia. Además, se debe tener en cuenta la importancia del módulo de elasticidad del sustrato que soporta una corona pura de por-

celana, debido a que el módulo elástico condiciona la resistencia a la fractura de la cerámica.²⁸

El cementado se realizó con cemento de resina de autocurado (Multilink, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein).

Las coronas fueron rellenas completamente con el cemento y asentadas sobre los troqueles, ejerciendo una fuerza axial sobre el ángulo incisal de aproximadamente 30 N. La carga axial fue provista por un aparato diseñado a tal efecto, interponiendo un block de silicona (Elit. Zhermack. 45021 Badia Polesine Rovigo) durante 5 minutos, con el fin de evitar tensiones residuales dentro del cemento que produzcan un efecto rebote, produciendo o incrementando un desajuste marginal.

El exceso de cemento fluido fue removido con un pincel pequeño, y la zona de la interfase fue cubierta con gel de glicerina (Oxiguard II. Kuraray Co., Ltd. 1-12-39, Umeda, Kita-Ku, Osaka 530, Japan) para prevenir la inhibición por oxígeno. Las muestras fueron almacenadas en agua destilada durante 48 horas a 37°C; luego cada espécimen fue sometido a un test de resistencia a la fractura (Fig. 2).

El punto de carga fue de aplicación palatina a 1 mm del ángulo incisal, interponiendo una hoja de 0,5 mm de espesor de un material plástico irrompible para compensar cualquier diferencia en el punto de carga. Esta carga fue aplicada en un ángulo de fuerza de 45° sexagesimales al eje longitudinal del pilar, según la norma cefalométrica que establece un ángulo íterincisivo de 135° sexagesimales, debido a que éstos normalmente están colocados con un ángulo labial con respecto a la dirección de cierre, por lo que la carga axial resulta casi imposible.⁶⁸⁻⁶⁹

La mensuración de la resistencia a la fractura se realizó a través de un test de carga progresiva en una máquina universal de ensayos (Instron 4486) con un émbolo de carga a una velocidad de aumento de fuerza de 0,5 mm por minuto, a temperatura ambiente y humedad relativa del 40%. El criterio para la cesación de carga fue la falla de la corona de porcelana por fractura catastrófica, la cual fue automáticamente registrada por la máquina de ensayo (Fig. 3).

Para el análisis estadístico, debido a la cantidad y distribución asimétrica de los datos, se utilizó el test de Kruskal-Wallis para comparar tres o más grupos con distribución asimétrica, y el test "U" de Mann-Whitney para comparar dos grupos con distribución asimétrica.

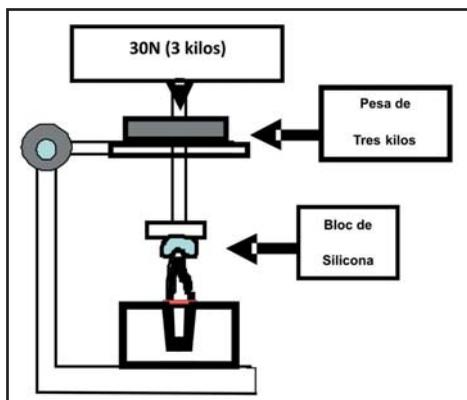


Fig. 2. Aparato diseñado para ejercer fuerza axial sobre el ángulo incisal de aproximadamente 30 N, interponiendo un block de silicona durante 5 minutos.



Fig. 3. Punto de incidencia de la aplicación de la carga

Resultados

En el Cuadro 1 podemos observar los valores de resistencia a la fractura de cada subgrupo, expresado en término medio, mediana y rango.

Variable Sistema 1 vs. 2 y 3

El Sistema 1 es más resistente que los Sistemas 2 y 3, con una diferencia estadísticamente significativa. Los Sistemas 2 y 3 presentan similar resistencia (Cuadro 2).

Variable hombro recto vs. chamfer

En los subgrupos que poseen un espesor incisal de porcelana de 1,5 mm, se observa que

en los tres sistemas el subgrupo II1 (chamfer) es más resistente que el hombro recto, siendo significativo en el Sistema 1 (Cuadro 3).

En los subgrupos con espesor incisal de 3 mm, se observa que no hay variaciones significativas entre hombro recto y chamfer (Cuadro 4), siendo el patrón de fractura a nivel de la porcelana de revestimiento de menor resistencia (ver patrón de fractura).

Variable espesor incisal 1,5 mm vs. 3 mm

En la resistencia general de los subgrupos con altura incisal de 1,5 mm versus 3 mm, se observa que una corona con altura incisal de 1,5 mm es sig-

CUADRO 1. VALORES DE RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CADA SUBGRUPO

Sistema	Subgrupo	Término medio	Mediana	Rango
1	I1	1447,75	1483	1219-1534
	I2	925,25	909,5	698-1132
	II1	1623,5	1679	1376-1882
	II2	848,87	861,5	452-1400
2	I1	1086,37	1113	728-1482
	I2	837,5	791,5	619-1166
	II1	1189,25	1177	822-1478
	II2	683,5	591	415-907
3	I1	1196,75	1298	725-1486
	I2	600,62	577	431-804
	II1	1248,12	1247	964-1468
	II2	624,37	660	524-728

Expresado en N

CUADRO 2. RESISTENCIA GENERAL, 1 VS. 2 Y 3

Sistema			Sistema		Estadísticamente
1	1211,34	vs.	2	949,15	P < 0,05
1	1211,34	vs.	3	917,46	P < 0,05

Expresado en N

CUADRO 3. ESPESOR INCISAL 1,5 MM. HOMBRO RECTO VS. CHAMFER

Sistema	Subgrupo			Sistema	Subgrupo		Estadísticamente
1	I1	1447,75	vs.	1	II1	1623,5	P < 0,05
2	I1	1086,37	vs.	2	II1	1189,25	NS
3	I1	1196,75	vs.	3	II1	1248,12	NS

Expresado en N

CUADRO 4. ESPESOR INCISAL 3 MM. HOMBRO RECTO VS. CHAMFER

Sistema	Subgrupo			Sistema	Subgrupo		Estadísticamente
1	I2	925,25	vs.	1	II2	848,87	NS
2	I2	837,5	vs.	2	II2	683,5	NS
3	I2	600,62	vs.	3	II2	624,37	NS

Expresado en N

nificativamente más resistente que una corona con altura incisal de 3 mm (Cuadro 5), independientemente de la configuración cervical (hombro recto o chamfer), duplicando en algunos casos las fuerzas.

Cuando se observa el patrón de fractura, se advierten dos tipos de fallas, básicamente localizadas a nivel de la restauración misma y a nivel de la unión de ésta con el pilar. Cuando la ruptura es a nivel de la restauración misma, puede ser en la cerámica de revestimiento o en la unión de ésta con su núcleo duro.

Básicamente el patrón de fractura es el desprendimiento total o parcial de la porción o faz bucal de la restauración, resultando diferentes modos de fallas, las cuales se pueden clasificar en:

- a) CORTE DEL REVESTIMIENTO (veneer): Fractura por corte o cizallamiento de la porcelana veneer o de revestimiento.
- b) DESLAMINACIÓN DEL REVESTIMIENTO: Fractura por deslaminación de la porcelana veneer o de revestimiento, exponiendo el núcleo.
- c) CORTE DEL NÚCLEO: Fractura por corte o cizallamiento a través de ambos, la porcelana veneer o de revestimiento, y parte del núcleo, con o sin exposición parcial del pilar.
- d) PILAR EXPUESTO: la superficie bucal del pilar fue expuesta en su totalidad, con persistencia de cemento adherido al pilar (D1) o sin persistencia de cemento adherido al pilar (D2) (Cuadro 6).

CUADRO 5. RESISTENCIA GENERAL. ESPESOR INCISAL 1,5 MM VS. 3 MM					
Subgrupo		vs.	Subgrupo		Estadísticamente
1,5mm	1298,62	vs.	3 mm	753,35	P < 0,001
Expresado en N					

CUADRO 6. ANÁLISIS DE LOS MODOS DE FRACTURA SEGÚN LOS SISTEMAS Y SUS VARIABLES					
	A) Corte revestimiento	B) Deslaminación revestimiento	C) Corte núcleo	D1) Pilar expuesto con cemento adherido	D2) Pilar expuesto sin cemento adherido
Sistema In-Ceram					
Hombro recto con espesor incisal de 1,5 mm (I1)				X	
Chamfer con espesor incisal de 1,5 mm (II1)				X	
Hombro recto con espesor incisal de 3 mm (I2)		X			
Chamfer con espesor incisal de 3 mm (II2)	X				
Sistema Empress 2					
Hombro recto con espesor incisal de 1,5 mm (I1)					X
Chamfer con espesor incisal de 1,5 mm (II1)					X
Hombro recto con espesor incisal de 3 mm (I2)			X		
Chamfer con espesor incisal de 3 mm (II2)					X
Sistema Procera					
Hombro recto con espesor incisal de 1,5 mm (I1)				X	
Chamfer con espesor incisal de 1,5 mm (II1)				X	
Hombro recto con espesor incisal de 3 mm (I2)	X				
Chamfer con espesor incisal de 3 mm (II2)	X				

Cuando analizamos la incidencia de la fractura del núcleo, observamos diferentes porcentajes de fallas. Al comparar los tres sistemas en general, observamos el Sistema 1 con 59,37% de fracturas, el Sistema 2 con 100% de fracturas y el Sistema 3 con 65,62% de fracturas.

Al analizar la distribución de las fracturas según los espesores incisales observamos en el Subgrupo altura 1,5 mm, el Sistema 1 con 46,85% de fracturas, el Sistema 2 con 50% de fracturas y el Sistema 3 con 46,85% de fracturas, y en el Subgrupo con espesor incisal de 3 mm, el Sistema 1 con 12,5% de fracturas, el Sistema 2 con 50% de fracturas y el Sistema 3 con 18,75% de fracturas.

Al analizar la distribución de las fracturas según los márgenes, se observan porcentajes similares entre ambos.

El Sistema 2 presenta 100% de fractura del núcleo, mientras que en los Sistemas 1 y 3 se encuentran valores similares entre sí, presentando menor porcentaje de fractura del núcleo el subgrupo con espesor incisal de 3 mm.

Discusión

Los pilares metálicos usados en este estudio son homogéneos en su composición proporcionando un substrato consistente para todos los grupos. Este aspecto permite duplicar su tamaño y forma idéntica, disminuyendo las variaciones entre los grupos y dentro de ellos, permitiendo controlar las variables de las dimensiones de las preparaciones, el grado de convergencia de las paredes axiales, y dimensiones de los márgenes. Quizás la fuente más significativa de variaciones entre los resultados de estudios previos sea producto de las variables de los pilares.⁷⁰

Este estudio, por lo tanto, enfoca una sola dirección de carga debido a que creemos que es la más conveniente de analizar en elementos dentarios anteriores.

La restauración estará sujeta a distintas exigencias clínicas, denominadas fuerzas, funcionales y parafuncionales. Sin dudas, la inquietud como restauradores no radica en dichas fuerzas funcionales, las cuales están dentro de un rango compatible, sino que el desafío radica en las fuerzas paranormales, generalmente manifestadas en el bruxismo, que oscilan en el sector anterior entre 15 y 50 kg (150 N y 500 N), y en el sector molar entre 60 y 125 kg (600 N y 1250 N).⁷¹⁻⁷²

Al analizar la resistencia de los tres sistemas, el Sistema 1 es más resistente que los Sistemas 2 y 3, con diferencias estadísticamente significativas. Los Sistemas 2 y 3 presentan similar resistencia. Ante la falta de estudios similares al presente, en cuanto a material y método, son escasas las comparaciones que se pueden realizar, pero Ludwig¹²⁷ realiza una carga a 30° sexagesimales sobre tres sistemas, uno de los cuales

era IPS Empress, anterior a IPS Empress2, también sobre pilares metálicos, con espesor incisal de 3 mm, comparable a dicho subgrupo nuestro, hallando valores de resistencia de 335 N, inferiores a los de este trabajo: 683 N.

En el presente estudio hay diferencias estadísticamente significativas entre los Sistema 1 y 3, con mayor resistencia del 1, que al compararlo con otros estudios, Webber B.,¹²⁶ que comparan la resistencia en el sector posterior, no encuentran diferencia de resistencia ente ambos. Sin duda, siempre el análisis a la flexión es más crítico, y expresa un contenido estructural de la porcelana, que la simple compresión no evidencia.⁷³⁻⁷⁵

Cuando se decidió introducir variables en este estudio, el espesor incisal surgió como un elemento al cual no se lo había estudiado o fundamentado adecuadamente hasta la actualidad, lo cual se puede ver en libros de texto o artículos que explican preparación o tallado dentario, en donde se indica una reducción de 2 a 3 mm,^{38,39,76} siendo sus indicaciones funcionales o estéticas, careciendo de un fundamento científico que nos garantice resistencia.

Cuando se compara la resistencia general de los subgrupos con espesor incisal de 1,5 mm versus 3 mm, se observa que una corona con espesor incisal de 1,5 mm es significativamente más resistente que una corona con espesor incisal de 3 mm. En los subgrupos con espesor incisal de 1,5 mm el punto de carga, a 1 mm del borde incisal, es soportado por el núcleo de la restauración, que es de 0,8 mm, mientras que en los subgrupos con altura incisal 3 mm la porcelana de revestimiento estético carece de dicho soporte (ver patrón de fractura).

Por lo tanto, clínicamente se recomienda evitar desgates incisales excesivos, que superen los 2 mm, puesto que las fuerzas normales de oclusión pueden aproximarse a dicha resistencia. Esto corrobora y otorga sustento científico a lo sugerido por algunos autores que proponen extensiones incisales de 2 mm, hasta ahora basados en la experiencia clínica, oponiéndose a otros autores que sugieren extensiones incisales de hasta 4 mm.⁷⁷ Lo mismo sucede a nivel del sector posterior de molares, donde Webber B.⁷⁹ anuncia una resistencia a la compresión con valores superiores a 2.200 N, duplicando las exigencias clínicas del sector bucal posterior, no obstante la masa de porcelana de revestimiento sin soporte, como sucede a nivel proximal de las restauraciones coronarias resultan vulnerables a las fuerzas oclusales, produciéndose fallas catastróficas clínicamente de la porcelana carente de sustento.⁷⁹

Hay estudios que corroboran que la adaptación marginal mejora cuando se imprimen ma-

yores fuerzas de asentamiento durante el cementado, tales como 300 N, estando éstas muy cerca del nivel de resistencia flexural de las porcelanas de revestimiento, como sucede en los subgrupos con espesor incisal de 3 mm.⁸⁰ Tales tensiones pueden suceder al ejercer presión masticatoria para el cementado, superando a veces los 500 N, duplicándose en el sector molar. Hay estudios que sugieren utilizar cargas de entre 25 y 50 N para obtener un espesor de cemento adecuado.⁸¹ El presente trabajo utilizó cargas de cementado dentro del rango coincidente con dicho estudio.

Otros autores sugieren que el uso de hombro recto es más beneficioso para la resistencia de la restauración cerámica, comparado con la preparación de un chamfer.⁸² Cuando se compara la resistencia general de los grupos con terminación marginal de hombro recto versus chamfer, no hay diferencias significativas. Mientras que si se compara la resistencia de los subgrupos con terminación marginal de hombro recto versus chamfer, con altura incisal de 1,5 mm, se observa que en los tres sistemas el subgrupo II1 (chamfer, con espesor incisal de 1,5 mm) es más resistente, siendo significativo en el Sistema 1.

El mismo estudio anteriormente citado demuestra que el promedio de la resistencia flexural de los especímenes glaseados fue significativamente mayor que el de los especímenes no glaseados, corroborando la decisiva influencia que tiene la textura superficial sobre la resistencia, como punto neurálgico de inicio de fisuras, coincidiendo con la línea de trabajo en este estudio donde todas las muestras fueron culminadas con el glaseado otorgado por la cocción final.

El anterior trabajo también demuestra que la restauración pura de cerámica cargada sobre implantes resiste más que cargada sobre dientes.⁸³ Esta experiencia sugiere que el implante con su pilar metálico otorga un sustrato con deformación elástica más resistente que el elemento dentario, similar al utilizado en el presente estudio, por lo que, al extrapolar los resultados, la resistencia clínica es menor. No obstante, la resistencia a la fractura de incisivos centrales superiores tratados endodónticamente y con perno intrarradicular tienen una resistencia a la fractura del rango de 450,3 N con la utilización de pernos de zirconio y núcleo de resina, y a 1.793,59 N⁸⁴ con la utilización de perno colado con efecto ferrule,⁸⁵ proporcionando un sustrato de alta resistencia a la fractura. Este aspecto es muy importante a considerar clínicamente cuando el sustrato varía, ya que la resistencia de la restauración coronaria acompaña dichas variables.

Los diferentes sistemas y materiales de cementación también influyen en la resistencia final de la corona; se sabe que cuando se logra la unión de ésta al pilar se duplica su resistencia.⁸⁶⁻⁸⁷ A su vez, juntamente con la convergencia de las paredes del pilar, es fundamental para la retención, como se plantea en este estudio.⁸⁸

Un estudio realizado en adultos jóvenes dentados sugiere que no hay diferencias en la fuerza máxima de mordida (FMM) voluntaria entre pacientes bruxómanos y no bruxómanos, del mismo sexo, edad, índice de masa muscular, y sin síntomas y signos de disfunción temporomandibular. Los resultados fueron 859 +/- 304 N en no bruxómanos y 806 +/- 282 N en bruxómanos, con diferencias no significativas entre grupos. La diferencia entre sexos fue significativa estadísticamente: la FMM en el hombre (1,009 +/- 290 N) fue mayor que en la mujer (668 +/- 179 N).⁸⁹ Por lo que se relativiza al bruxismo como único generador de fuerzas nocivas, como contraindicación de restauraciones coronarias de porcelana pura.⁹⁰

Al observar los resultados del patrón de fractura, se destaca que la fractura de la faceta bucal completa se presenta a nivel de las muestras con espesor incisal de 1,5 mm, modo de fractura D, y la fractura parcial principalmente a nivel de las muestras con espesor incisal de 3 mm, modo de fractura A y B; esto se puede explicar con lo enunciado más arriba a cerca del punto de incidencia según el espesor incisal.

También se advierte que los Sistemas 1 y 3 presentan básicamente una distribución según su espesor incisal, estando los subgrupos 1 (1,5 mm) alineados en el modo de fractura D1, y los subgrupos 2 (3 mm), alineados en el modo A y B, mientras en el Sistema 2 los subgrupos 1 (1,5 mm) están principalmente alineados en el modo de fractura D2 y los subgrupos 2 (3 mm), en el modo C y D2. Esta distribución permite deducir que el Sistema 2 posee un núcleo de menor resistencia,⁹¹ coincidente con los resultados obtenidos en resistencia a la fractura, mientras los Sistemas 1 y 3 tienen un comportamiento más definido en cuanto al punto de incidencia de la fuerza, siendo de modo A y B cuando incide a nivel de la porcelana de revestimiento, subgrupos 2 (3 mm), y de modo D cuando incide a nivel del núcleo, subgrupos 1 (1,5 mm).

En los Sistemas 1 y 3 hay presencia de cemento adherido al pilar, y en el Sistema 2 no hay presencia de cemento. Esto indica que el cemento tiene fuerzas de adhesión mayores al sistema con acondicionamiento ácido que a los sistemas con acondicionamiento por arenado.

Conclusiones

El presente estudio, teniendo en consideración las variables introducidas, nos permite elaborar las siguientes conclusiones:

- Los sistemas cerámicos actuales poseen una resistencia superior al requerimiento clínico en el sector bucal anterior.
- El Sistema 1 es más resistente que los Sistemas 2 y 3.
- En las restauraciones con espesor incisal de porcelana de 1,5 mm, la terminación marginal en chamfer proporciona más resistencia que el hombro recto, no así con espesor incisal de 3 mm.
- Las restauraciones con espesor incisal de 1,5 mm son más resistentes que una corona con espesor incisal de 3 mm.
- Al observar los resultados del patrón de fractura, se destaca que la fractura de la faceta bucal completa se presenta a nivel de las muestras con espesor incisal de 1,5 mm, modo de fractura D, y la fractura parcial principalmente a nivel de las muestras con espesor incisal de 3 mm, modo de fractura A y B.
- El cemento tiene fuerzas de adhesión mayores al sistema con acondicionamiento ácido que a los sistemas con acondicionamiento por arenado.

Bibliografía

1. McLean J. *Evolution of dental ceramics in the twentieth century.* J Prosthet Dent 2001; 85: 61-6.
2. Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WI. *A clinical trial of all-ceramic crown restorations.* Pract Proced Aesthet Dent 2003; Suppl:33-8.
3. Oilo G, Tornquist A, Durling D, Andersson M. *All-ceramic crowns and preparation characteristics: a mathematic approach.* Int J Prosthodont 2003;16:301-6.
4. Azer Sh, Drummond J, Campbell S, Zaki A. *Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown.* J Prosthet Dent 2001; 86:624-31.
5. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. *In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations.* J Prosthet Dent 2003;90:325-31.
6. Azer SS, Drummond JL, Campbell SD, El Moneim Zaki A. *Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown.* J Prosthet Dent 2001; 86:624-31.
7. Goodacre Ch, Campagni W, Aquilino S. *Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles.* J Prosthet Dent 2001; 85:363-76.
8. Lockard, M. *A retrospective study of pulpal response in vital adult teeth prepared for complete coverage restorations at ultrahigh speed using only air coolant.* J Prosthet Dent 2002; 88:473-8.
9. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Andel G. *The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns.* Int J Prosthodont. 2003;16:538-42.
10. Blatz M, Sadan A, Kern M. *Resin-ceramic bonding: A review of the literatura.* J Prosthet Dent 2003;89:268-74.
11. Attar N, Tam L, McComb D. *Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents.* J Prosthet Dent 2003;89:127-34.

12. Braga RR, Condon JR, Ferracane JL. *In vitro wear simulation measurements of composite versus resin-modified glass ionomer luting cements for all-ceramic restorations.* J Esthet Restor Dent 2002;14:368-76.
13. Fleming GJ, Narayan O. *The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminum core porcelain discs.* Dent Mater. 2003 Jan;19:69-76.
14. Vichi A, Ferrari M, Davidson C. *Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts.* J Prosthet Dent 2000; 83:412-7.
15. Edelhoff D, Sorensen J. *Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth.* J Prosthet Dent 2002;87:503-9.
16. Kancyper S, Sierraalta M, Razzoog M. *All-ceramic surveyed crowns for removable partial denture abutments.* J Prosthet Dent 2000;84:400-2.
17. Francischone CE, D'Alpino PH, Garcia FC, Pereira JC. *Reconstruction of anterior teeth using an aesthetic post-and-core and all-ceramic material.* Pract Proced Aesthet Dent 2003;15:459-64.
18. Touati B. *Versatility and aesthetics of the IPS Empress all-ceramic system.* Pract Proced Aesthet Dent 2003;Suppl:45-8.
19. Moundouri-Andritsakis H, Kourtis SG, Andritsakis DP. *All-ceramic restorations for complete-mouth rehabilitation in dentinogenesis imperfecta: a case report.* Quintessence Int 2002;33:656-60.
20. Fradeani M. *The application of all-ceramic restorations in the anterior and posterior regions.* Pract Proced Aesthet Dent 2003;Suppl:13-7.
21. Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K. *Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs.* Int J Prosthodont 2001;14:379-84.
22. 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: 231-8.
23. Segal B. *Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice.* J Prosthet Dent 2001;85:544-50.
24. Goodacre C, Bernal G, Rungcharassaeng k, Kan J. *Clinical complications in fixed prosthodontics.* J Prosthet Dent 2003;90: 31-41.
25. Oh W, Anusavice K. *Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures.* J Prosthet Dent 2002;87:536-42.
26. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. *Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis.* Int J Prosthodont 2003;16:474-80.
27. Raigrodski A. *Ask the experts. All-ceramic bridges.* J Esthet Restor Dent 2003;15:261-2.
28. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. *3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns.* J Oral Rehabil 2003;30:818-22.
29. Fischer H, Weber M, Marx R. *Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods.* J Dent Res 2003;82:238-42.
30. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. *Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures.* Int J Prosthodont 2002;15:223-9.
31. Isgro G, Pallav P, van der Zel J, Feilzr A. *The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic.* Journal of Prosthetic Dentistry 2003; 90: 465-73.

32. Chai F, Xu L, Liao YM, Chao YL. **Study of relationship between powder-size gradation and mechanical properties of Zirconia toughened glass infiltrated nanometer-ceramic composite powder.** *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2003;38:300-3.

33. Gorman CM, Hill RG. **Heat-pressed ionomer glass-ceramics. Part I: an investigation of flow and microstructure.** *Dent Mater.* 2003;19:320-6.

34. Snyder MD, Lang BR, Razzoog ME. **The efficacy of luting all-ceramic crowns with resin-modified glass ionomer cement.** *J Am Dent Assoc.* 2003;134:609-12; quiz 632-3.

35. Stewart GP, Jain P, Hodges J. **Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin.** *J Prosthet Dent.* 2002;88:277-84.

36. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. **Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence.** *J Adhes Dent* 2002;4:7-22.

37. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. **Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials.** *J Prosthet Dent.* 2002;88:4-9.

38. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas. **Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials.** *MA. J Prosthet Dent.* 2002;88:10-5.

39. Fradeani M, Aquilano A, Corrado M. **Clinical experience with In-Ceram Spinell crowns: 5-year follow-up.** *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22:525-33.

40. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. **In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems.** *J Prosthet Dent.* 2003;90:459-64.

41. LeeRa Cho, HoYong Song, JaiYoung Koak, SeongJoo Heo. **Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: Effect of variations in preparation design.** *J Prosthet Dent* 2002;88:388-95.

42. Erpenstein H, Borchard R, Kerschbaum. **Long term clinical results of galvano-ceramic and glass-ceramic individual crowns.** *J Prosthet Dent* 2000;83:530-4.

43. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. **LAVA—the system for all-ceramic ZrO2 crown and bridge frameworks.** *Int J Comput Dent* 2001;4:195-206.

44. Raigrodski AJ, Saltzer AM. **Clinical considerations in case selection for all-ceramic fixed partial dentures.** *Pract Proced Aesthet Dent* 2002; 14:411-9; quiz 420.

45. Massoud Y. **A method for fabricating a cast post and core that is esthetic when used under an all-ceramic crown.** *J Prosthet Dent* 2002;88:553-4.

46. Giordano R. **A comparison of all-ceramic restorative systems.** *J Mass Dent Soc* 2002;50:16-20.

47. Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. **Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics.** *J Dent Res* 2002; 81:487-91.

48. Small BW. **Avoiding failures during insertion of all-ceramic restorations.** *Gen Dent* 2001;49:352-4.

49. Morig G. **Aesthetic all-ceramic, restorations: a philosophic and clinical review.** *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;Suppl:19-26.

50. Malament KA, Socransky SS, Thompson V, Rekow D. **Survival of glass-ceramic materials and involved clinical risk: variables affecting long-term survival.** *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;Suppl:5-11.

51. Esquivel-Upshaw JF, 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;14:284-8.

52. 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;89:154-60.

53. Castellon P, Potiket N, Soltys JL, Johnson J, Zavala J. **All-ceramic restorative system for esthetic implant-supported crowns: in vitro evaluations and clinical case report.** *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24: 673-6.

54. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. **A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns.** *Int J Prosthodont.* 2002;15:9-13.

55. 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;13:387-91.

56. Gavellis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. **The effect of various finis line preparations on the marginal seal and occlusal SEAT of full crown preparations.** *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2004;92, 1.371-9.

57. Bogna Stawarczyk, Dirk Jahn, Ingo Becker, Jens Fischer, Christoph Hammerle. **Influencia del diseño de la estructura sobre la carga de rotura de coronas ZrO2.** *Quintessence técnica (ed. Esp.).* 2009;20:474-82.

58. 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;13:387-91.

59. Gavellis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. **The effect of various finis line preparations on the marginal seal and occlusal SEAT of full crown preparations.** *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2004;92, 1.371-9.

60. Gokce S, Celik-Bagci E, Turkyilmaz I. **A comparative in vitro study of the load at fracture of all-ceramic crowns with various thicknesses of In-Ceram core.** *J Contemp Dent Pract* 2008;1;9:17-25.

61. Neiva G, Yaman P, Dennison J, Razzoog M, Lang B. **Resistance to fracture of Three All-Ceramic Systems.** *J of Prost Dent* 1998;10:60-6.

62. Pallis K, Griggs JA, Woody R, Guillen G, Miller A. **Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications.** *J Prosthet Dent* 2004; 91:561-9.

63. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. **Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics.** *J Prosthet Dent* 2003;89:479-88.

64. Saygili G, Sahmali S. **Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials.** *J Oral Rehabil* 2003;30:758-64.

65. Pospiech P. **All-ceramic crowns: bonding or cementing?** *Clin Oral Investig* 2002;6:189-97. Epub 2002 Nov 21.

66. Della Bona A, Anusavice KJ. **Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics.** *Int J Prosthodont* 2002;15:159-67.

67. Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. **Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements.** *Int J Prosthodont* 2000;13: 221-6.

68. Ricketts R. **Técnica bioprogressiva de Ricketts.** Ed. Médica Panamericana, 1983. Buenos Aires.

69. Hwang JW, Yang JH. **Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns.** *J Oral Rehabil* 2001;28:678-83.

70. Raphael Pilo, Israel Lewinsteina, Tal Ratzona, Harold S. Cardasha, Tamar Broshb. **The influence of dentin and/or metal surface treatment on the retention of cemented crowns in teeth with an increased taper.** *Dent Materials* 2008;24:1058-64.
71. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. **In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations.** *J Prosthet Dent.* 2003;90:325-31.
72. Chew LC, Wyatt CC, King NM. **A core fracture with all-ceramic crowns: a case report.** *Gen Dent.* 2010;58:306-9; quiz 310-1.
73. Harrington Z, McDonald A, Knowles J. **An in vitro study to investigate the load at fracture of Procera All-Ceram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain.** *Int J Prosthodont.* 2003;16: 54-8.
74. Tsitrou EA, Helvatjoglu-Antoniades M, van Noort R. **A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns.** *J Dent* 2010;38:16-22.
75. Etman MK, Woolford MJ. **Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: A preliminary study.** *J Prosthet Dent* 2010;103:80-90.
76. Geminiani A, Lee H, Feng C, Ercoli C. **The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading.** *J Prosthet Dent.* 2010;103: 275-82.
77. Castenuovo J, et al. **Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations.** *J Prosthet Dent.* 2000;83,171-80.
78. 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;89:154-60.
79. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. **The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading.** *J Prosthet Dent.* 2009;101: 119-27.
80. Piemjai M. **Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns.** *Int J Prosthodont.* 2001;14:412-6.
81. Zahara V, Macchi R. **Espesor de película de cementos resinosos bajo la aplicación de diferentes cargas.** *Rev Asoc Odont Argent* 2006;94:307-10.
82. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. **Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns.** *J Prosthet Dent.* 2004;91: 554-60.
83. Vult von Steyern P. **All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems.** *Swed Dent J Suppl.* 2005; 173:1-69.
84. Dilmener FT, Sipahi C, Dalkiz M. **Resistance of three new esthetic post-and-core systems to compressive loading.** *J Prosthet Dent.* 2006;95:130-6.
85. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. **Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors.** *J Prosthet Dent.* 2003; 89:368-73.
86. Gomes J, Kina S. **La adhesión en Prostodoncia fija.** *En Adhesión en Odontología Restauradora / Gilberto Hinostrero.* CDD(20aed.)617.675. ALODIB. Editora Maio, 2003.367-95.
87. Attia A, Kern M. **Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods.** *J Prosthet Dent.* 2004;91:247-52.
88. Zidan O, Ferguson GC. **The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements.** *J Prosthet Dent.* 2003;89: 565-71.
89. Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shin-kai RS. **Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults.** *Int J Prosthodont.* 2005;18:328-32.
90. Pigno MA, Hatch JP, Rodrigues-Garcia RC, Sakai S, Rugh JD. **Severity, distribution, and correlates of occlusal tooth wear in a sample of Mexican-American and European-American adults.** *Int J Prosthodont.* 2001;14:65-70.
91. Al-Wahadni AM, Hussey DL, Grey N, Hatamleh MM. **Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: an in vitro study.** *Contemp Dent Pract.* 2009; 10:51-8.

Dirección del autor

Belgrano 704,
 (5929) Hernando, Córdoba, Argentina
 E-mail: pnaldini@hotmail.com